



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2012134088/14, 25.01.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
25.01.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
26.01.2010 US 12/656,341;
01.11.2010 IL PCT/IL2010/000900

(43) Дата публикации заявки: 10.03.2014 Бюл. № 7

(45) Опубликовано: 10.11.2015 Бюл. № 31

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: WO 2006/096720 A1, 14.09.2006 US 2008215010 A1, 04.09.2008 WO 2007005614 A2, 04.01.2007 WO 2007005614 A2, 11.01.2007

(85) Дата начала рассмотрения заявки PCT на национальной фазе: 27.08.2012

(86) Заявка PCT:
IL 2011/000083 (25.01.2011)

(87) Публикация заявки PCT:
WO 2011/092688 (04.08.2011)

Адрес для переписки:
197101, Санкт-Петербург, а/я 128, "АРС-ПАТЕНТ", пат. пов. М.В. Хмаре, рег. N 771

(72) Автор(ы):

**ХЕНИГ Итцхак (IL),
НАХЛИЕЛИ Оded (IL),
ШМУЭЛИ Шмуэль (IL),
ЯКОБСЕН Хагай (IL)**

(73) Патентообладатель(и):

СИАЛО-ЛАЙТ ЛТД. (IL)

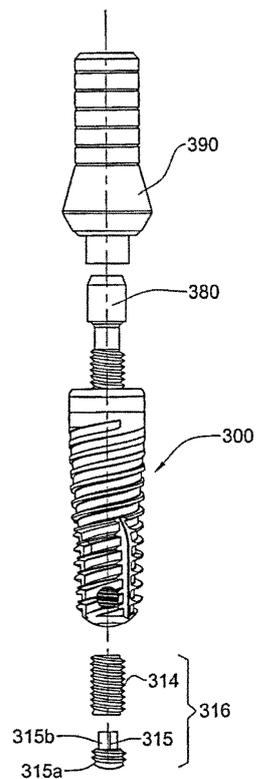
(54) ЗУБНОЙ ИМПЛАНТАТ (ВАРИАНТЫ)

(57) Реферат:

Группа изобретений включает варианты зубного имплантата, относится к области медицины, в частности к стоматологии, и предназначена для использования при протезировании на имплантатах. Зубной имплантат содержит корпус, имеющий проксимальный и дистальный участки. Проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием сконфигурирован с возможностью прикрепить к нему протез, который снабжен установочным элементом, сконфигурированным с возможностью прикрепления протеза к имплантату. Дистальный участок имеет

дистальный конец, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие и который сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию непосредственно в верхнюю или нижнюю челюсть. Корпус имплантата дополнительно содержит: по меньшей мере один внутренний канал, причем обеспечивается сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере первым участком наружной среды у дистального конца по меньшей мере через одно дистальное отверстие и внутренний канал, и разделяющий узел, выполненный отдельно от

установочного элемента протеза и сконфигурированный с возможностью селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, прикреплен протез к зубному имплантату или не прикреплен. Изобретения позволяют обеспечить костный объем, достаточный для фиксации имплантата в альвеолярном отростке челюстной кости. 4 н. и 42 з.п. ф-лы, 39 ил.



ФИГ. 7

RU 2 5 6 7 2 7 2 C 2

RU 2 5 6 7 2 7 2 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2012134088/14, 25.01.2011**

(24) Effective date for property rights:
25.01.2011

Priority:

(30) Convention priority:
26.01.2010 US 12/656,341;
01.11.2010 IL PCT/IL2010/000900

(43) Application published: **10.03.2014 Bull. № 7**

(45) Date of publication: **10.11.2015 Bull. № 31**

(85) Commencement of national phase: **27.08.2012**

(86) PCT application:
IL 2011/000083 (25.01.2011)

(87) PCT publication:
WO 2011/092688 (04.08.2011)

Mail address:
**197101, Sankt-Peterburg, a/ja 128, "ARS-PATENT",
pat. pov. M.V. Khmare, reg. N 771**

(72) Inventor(s):
**KhENIG Ittskhak (IL),
NAKhLIELI Oded (IL),
ShMUEhLI Shmuehl' (IL),
JaKOBSEN Khagaj (IL)**

(73) Proprietor(s):
SIALO-LAJT LTD. (IL)

(54) **DENTAL IMPLANT (VERSIONS)**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions includes versions of a dental implant, relates to the field of medicine, in particular to dentistry, and is intended for the application in prosthetics on implants. The dental implant contains a body, which has proximal and distal parts. The proximal part with at least one proximal hole is configured with a possibility of fixation to it of a prosthesis provided with an installation element, configured with a possibility of fastening the prosthesis to the implant. The distal part has a distal end, in which or near which at least one distal hole is made, and which is configured with a possibility of implantation being performed directly into the upper or lower jaw. The implant body additionally contains: at least one internal channel with the provision of connection by flow between at least one proximal hole and at least the first part of the outer environment near the distal end through at least one distal hole and an internal channel, and a

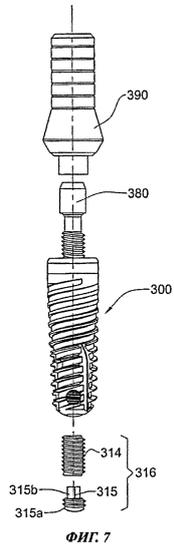
separating unit, made separately from the installation element of the prosthesis and configured with a possibility of selective and reversible disruption of the connection by the flow independently on the fact whether the prosthesis is fixed to the dental implant or not fixed.

EFFECT: bone volume, sufficient for the fixation of the implant in the alveolar process of the jaw bone is provided.

46 cl, 39 dwg

RU 2 567 272 C2

RU 2 567 272 C2



Фиг. 7

R U 2 5 6 7 2 2 2 C 2

R U 2 5 6 7 2 2 2 C 2

Область техники, к которой относится изобретение

Изобретение относится к зубным имплантам, а также к устройствам, системам и способам, которые предназначены для использования в процедурах, связанных с ротовой полостью и, в особенности, с дентальной имплантацией в общем плане, а

5 конкретно - с аугментацией синуса (синус-лифтингом) и с назальной аугментацией.

Уровень техники

Чтобы обеспечить костный объем, достаточный для фиксации имплантата, обычные процедуры дентальной имплантации в верхнюю челюсть иногда требуют предварительного выполнения процедуры аугментации синуса (челюстной, или

10 гайморовой пазухи). Как правило, ее проводят из внутреннего объема ротовой полости. В процедуре, известной под названием "боковой доступ", в десне выполняют боковой разрез, оттягивают ткань десны и в открывшейся боковой костной стенке синуса вырезают отверстие. Полость синуса покрыта тонкой оболочкой, которую отодвигают, чтобы создать пространство, в которое через отверстие вводят аллогенный материал,

15 аутогенный материал или синтетический костнопластический материал. Однако, если не соблюдать осторожность, выполнение разреза, проходящего через костную стенку, и отодвигание оболочки могут привести к ее разрыву или прокалыванию, после чего оболочку необходимо немедленно восстановить, отложив проведение процедуры аугментации синуса до полного заживления оболочки. Зубной имплантат, а затем

20 зубной протез можно установить только после интегрирования костнопластического материала с верхней челюстью, на что обычно уходит 6-12 месяцев.

Другой способ, известный под названием "закрытый синус-лифтинг", используют при наличии костного гребня толщиной минимум 5,0 мм. В этом случае во время установки имплантата костнопластический материал вводят от гребня кости на

25 глубину, составляющую минимум 5 мм. Высверливают обычное отверстие под имплантат, не доходящее до синуса приблизительно на 1 мм, а затем, используя другой инструмент, продавливают остающийся костный остов в сторону синуса. Продавленный костный остов смещает оболочку синуса в пазуху, создавая пустой объем для костнопластического материала, вводимого затем через отверстие для имплантата.

30 После этого в подготовленную кость устанавливают имплантат, что создает условия, позволяющие пластическому материалу интегрироваться одновременно с укоренением имплантата.

В рамках общей характеристики уровня техники можно отметить, что в US 2009/208907 описана группа зубных имплантов, используемых для двухступенчатой

35 имплантации в альвеолярную кость.

В US 6840770 (US 2003/124486) описаны устройства и способы для стоматологической имплантирующей системы, пригодной для выполнения эндостальной имплантации в челюстную кость. Эти системы и способы используют сужающийся полимерный корпус, выполненный с возможностью расширения и введения в челюстную кость, а также

40 сужающийся имплантат, выполненный с возможностью введения в этот корпус и расширяющий его при введении, а также опорный элемент для фиксации протеза, выполненный с возможностью присоединения к имплантанту и позволяющий провести прикрепление зубного протеза.

В US 7510397 описаны способ и аппаратура для установки имплантов в верхние

45 челюсти пациентов. Через альвеолярный отросток к челюстной пазухе подводят втулку. Ее используют для инициирования отделения субантральной оболочки, после чего проводят гидрорассечение с применением гидравлического давления, чтобы сформировать полость, причем втулка остается на месте. Через втулку в полость

инжектируют наполнитель, например стимулятор роста кости.

В US 6799970 (US 2002/177102) описан зубной имплантант для укоренения в костной структуре, который имеет головку, предназначенную для поддержания зубного протеза, и основание цилиндрической формы, снабженное резьбой. В основании
5 выполнена внутренняя полость, которая через боковое отверстие открывается на лицевую боковую поверхность основания. Позиция этого отверстия вдоль оси такова, что, когда имплантант установлен в требуемом положении, оно раскрывается на медуллярную зону костной структуры.

В US 6042380 описан расширяемый зубной имплантант, который может
10 непосредственно воспринимать функциональную нагрузку, т.е. поддерживать зубной протез, сразу же после его введения в рот пациента. Этот имплантант сконструирован в виде надувного баллона.

В DE 4321785 описан зубной имплантант с баллоном, выполненным с возможностью введения, в частности, в зубные лунки, в челюстные пазухи или в искусственно созданные
15 полости костной структуры, заполнения через перекрываемое отверстие газом, жидкостью и/или твердыми материалами-наполнителями и прикрепления к челюсти или зубу в зоне этого отверстия. Баллон имеет наружный слой, который в заполняемой костной полости можно нарастить.

В US 4671768 описан имплантант, содержащий фиксирующую часть с одним или
20 более фиксирующими средствами, а также протезную часть, выполненную с возможностью фиксировать зубной протез. В имплантанте имеется полость, проходящая от протезной части в фиксирующую часть, причем стенка фиксирующей части перфорирована в одном или более местах, а протезная часть снабжена съёмным средством перекрывания полости. При имплантации имплантанта эта полость может
25 содержать медицинский препарат, защищающий имплантант от патогенных бактерий и других вредных организмов.

Кроме того, в WO 2009/024107 описана модульная эндоскопическая система, в которой с единственной линзой сопряжено несколько соединительных деталей,
инструментов и канюль, причем каждый из перечисленных компонентов выбран в
30 соответствии с предназначенной для него функцией. Оговорено, что предпочтительно выполнить соединительные детали и канюли в одноразовом варианте, тогда дезинфицировать придется только линзу.

Раскрытие изобретения

Согласно одному из аспектов изобретения предлагается зубной имплантант,
35 содержащий корпус, имеющий: проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием и сконфигурированный с возможностью прикрепить к нему протез, снабженный установочным элементом, сконфигурированным с возможностью прикрепления протеза к имплантанту, и дистальный участок с дистальным концом, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно
40 дистальное отверстие и который сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию прямо в верхнюю или нижнюю челюсть. При этом корпус имплантанта дополнительно содержит: по меньшей мере один внутренний канал, причем обеспечивается сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере первым участком наружной среды у дистального конца
45 по меньшей мере через одно дистальное отверстие и внутренний канал, и разделяющий узел, выполненный отдельно от установочного элемента протеза и сконфигурированный с возможностью селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, прикреплен протез к зубному имплантанту или не прикреплен.

Возможность разделяющего узла селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, прикреплен протез к зубному имплантанту или не прикреплен, следует понимать в том смысле, что в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, прикреплены или нет к зубному имплантанту протез или любая его часть, например установочный узел.

В частности, установочный узел можно выполнить заодно с протезом или, в порядке альтернативы, снабдить упором (в возможном варианте упорным винтом) или другим промежуточным элементом, используемым для поддержки и удерживания протеза на имплантанте. Следует отметить, что разделяющий узел не является протезным установочным элементом в любом его варианте (упор, упорный винт или промежуточный элемент) и сконфигурирован с возможностью селективно и обратимо прерывать указанное сообщение по потоку независимо от того, прикреплен протез (т.е. протез или его установочный узел) к зубному имплантанту или нет.

Зубной имплантант, выполненный согласно этому аспекту изобретения и отвечающий перечисленным требованиям, может иметь одну или более из следующих особенностей, причем в любой желаемой комбинации или последовательности.

А. Разделяющий узел может содержать разделяющий компонент, имеющий дистальный участок и проксимальный участок. При этом разделяющему компоненту придана конфигурация, позволяющая обратимым образом установить его внутри канала в положение перекрывания с формированием герметичного перекрытия канала и тем самым прервать сообщение по потоку между дистальным участком канала, имеющим по меньшей мере одно дистальное отверстие, и проксимальным участком канала, имеющим проксимальное отверстие.

Б. В дополнение к особенности А или в порядке альтернативы к ней по меньшей мере часть дистального участка канала не имеет резьбы и, когда разделяющий компонент находится в положении перекрывания, обращена к ответной части дистального участка разделяющего компонента, не имеющей резьбы

В. В дополнение к особенностям А и Б или в порядке альтернативы к ним по меньшей мере часть проксимального участка канала снабжена резьбой и, по меньшей мере когда разделяющий компонент находится в положении перекрывания, связана с ответной частью проксимального участка разделяющего компонента, также снабженной резьбой. Например, указанную часть проксимального участка канала можно выполнить доходящей до проксимального отверстия. В возможном варианте по меньшей мере одна из двух частей, не имеющих резьбы (т.е. соответствующих частей дистального участка канала и дистального участка разделяющего компонента), имеет цилиндрическую поверхность и/или по меньшей мере другая из этих двух частей имеет поверхность в виде усеченного конуса. В возможном варианте при нахождении разделяющего компонента в положении перекрывания в часть его дистального участка, не имеющую резьбы, упирается, с образованием герметичного стыка, по меньшей мере та часть дистального участка канала, которая не имеет резьбы.

Г. В дополнение к особенностям А-В или в порядке альтернативы к ним разделяющему узлу придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо прерывать указанное сообщение по потоку, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто или перекрыто проксимальное отверстие.

Д. В дополнение к особенностям А и Г или в порядке альтернативы к ним дистальный участок снабжен винтовой нарезкой, предназначенной для непосредственного взаимодействия с тканями верхней или нижней челюсти, позволяющего имплантировать

имплантант непосредственно в верхнюю или нижнюю челюсть.

Е. В дополнение к особенностям А-Д или в порядке альтернативы к ним имплантант дополнительно сконфигурирован с возможностью обеспечить, по меньшей мере в отсутствие разделяющего узла, прямую линию видимости (ЛВ) через канал между проксимальным отверстием и вторым участком наружной среды с дистальной стороны дистального конца.

Ж. В дополнение к особенностям А-Е или в порядке альтернативы к ним по меньшей мере одно дистальное отверстие и по меньшей мере один канал сконфигурированы с возможностью вводить через них надлежащий костнопластический материал.

З. В дополнение к особенностям А-Ж или в порядке альтернативы к ним дистальный конец не имеет острых или режущих элементов.

И. В дополнение к особенностям А-З или в порядке альтернативы к ним дистальный конец имеет закругленный упорный участок.

К. В дополнение к особенностям А-И или в порядке альтернативы к ним разделяющий узел выполнен с возможностью удаления его в проксимальную сторону через проксимальное отверстие.

Л. В дополнение к особенностям А-К или в порядке альтернативы к ним по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя осевое дистальное отверстие, выполненное в дистальном конце. При этом осевое дистальное отверстие, проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью имплантанта, обеспечивая прямую ЛВ между осевым дистальным отверстием и проксимальным отверстием

М. В дополнение к особенностям А-Л или в порядке альтернативы к ним имплантант дополнительно сконфигурирован с возможностью предотвращать удаление разделяющего компонента из канала в дистальном направлении. В возможном варианте канал снабжен механическим стопором, взаимодействующим с разделяющим компонентом в осевом направлении с предотвращением выхода разделяющего компонента в дистальном направлении через дистальный конец.

Н. В дополнение к особенностям А-И или в порядке альтернативы к ним по меньшей мере одно дистальное отверстие представляет собой по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

О. В дополнение к особенностям К-М или в порядке альтернативы к ним по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное поперечно по отношению к каналу. В возможном варианте разделяющему компоненту дополнительно придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у дистальной позиции с изолированием тем самым всех боковых дистальных отверстий от проксимального отверстия и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через дистальные отверстия. В альтернативном варианте разделяющему компоненту придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у первой дистальной позиции с перекрыванием осевого дистального отверстия и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через осевое дистальное отверстие. При этом разделяющий узел дополнительно содержит дополнительный разделяющий компонент, которому придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у второй дистальной позиции с перекрыванием боковых дистальных отверстий и с блокированием таким

образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через эти отверстия.

5 П. В дополнение к особенностям А-И или в порядке альтернативы к ним дистальный конец выполнен закрытым и прозрачным, проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью имплантанта, а по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное поперечно по отношению к продольной оси имплантанта.

10 Р. В дополнение к особенностям А-П или в порядке альтернативы к ним разделяющий компонент выполнен прозрачным или содержит прозрачное окно.

С. В дополнение к особенностям А-Р или в порядке альтернативы к ним корпус имплантанта сформирован в виде цельной детали.

15 Т. В дополнение к особенностям А-С или в порядке альтернативы к ним дистальному концу придана конфигурация, позволяющая ему выступать в полость синуса и за счет непосредственного контакта с оболочкой синуса, создаваемого в процессе установки имплантанта в верхнюю челюсть, сместить по меньшей мере основную часть оболочки синуса с образованием пространства между оболочкой и дном синуса, отвечающего требуемой аугментации синуса, при одновременном обеспечении сообщения по потоку между по меньшей мере одним дистальным отверстием и по меньшей мере одним компонентом группы, состоящей из указанного пространства и участка синуса.

20 У. В дополнение к особенностям А-Т или в порядке альтернативы к ним разделяющему узлу придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие посредством изолирования дистального участка канала по меньшей мере с одним дистальным отверстием от проксимального участка канала. В возможном варианте разделяющему узлу придана конфигурация, поддерживающая сообщение по потоку между наружной средой, прилегающей к имплантанту, и дистальным участком канала по меньшей мере через одно дистальное отверстие при одновременном изолировании дистального участка от проксимального. В добавление к сказанному или в порядке альтернативы

30 проксимальному участку канала придана конфигурация, обеспечивающая возможность прикрепления к нему зубного протеза в процессе фиксирования протеза на имплантанте. Ф. В дополнение к особенностям А-У или в порядке альтернативы к ним разделяющему узлу придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном

35 отверстии. Х. В дополнение к особенностям А-Ф или в порядке альтернативы к ним корпус имплантанта выполнен из биосовместимых металлических и/или неметаллических материалов. Например, в число таких металлических материалов могут входить титан и/или нержавеющей сталь, а в число таких неметаллических материалов - по меньшей мере один компонент группы, состоящей из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или пригодных пластиков, и/или пригодных полимеров, в особенности медицинских

40 пластиков и/или других пригодных медицинских полимеров. Ц. В дополнение к особенностям А-Х или в порядке альтернативы к ним разделяющий узел выполнен из биосовместимых металлических и/или неметаллических материалов. Например, в число таких металлических материалов входит по меньшей мере один компонент группы, состоящей из титана и нержавеющей стали, а в число таких неметаллических материалов - по меньшей мере один компонент группы, состоящей из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или полиамида, и/или материала РЕЕК,

поставляемого фирмой Victrex, и/или других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров, в особенности медицинских пластиков и/или медицинских полимеров.

5 Согласно следующему аспекту изобретения также предлагается зубной имплантант, содержащий корпус с проксимальным и дистальным участками. Конфигурация проксимального участка позволяет прикрепить к нему (или установить на нем) протез, при этом в проксимальном участке выполнено по меньшей мере одно проксимальное отверстие. У дистального участка имеется дистальный конец, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие, при этом
10 конфигурация дистального участка позволяет произвести имплантацию прямо в верхнюю или нижнюю челюсть. Корпус имплантанта дополнительно содержит по меньшей мере один внутренний канал, по которому происходит сообщение по потоку между указанным по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере первым участком наружной среды у дистального конца, осуществляемое по
15 меньшей мере через одно дистальное отверстие и внутренний канал. Кроме того, корпус снабжен разделяющим узлом, которому придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо прерывать указанное сообщение по потоку, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто проксимальное отверстие или нет. Другими словами, конфигурация корпуса имплантанта сама по себе
20 обеспечивает возможность прикрепления протеза к верхней или нижней челюсти.

Зубной имплантант, выполненный согласно этому аспекту изобретения и отвечающий перечисленным требованиям, может иметь одну или более следующих особенностей, причем в любой желаемой комбинации или последовательности:

(i) Описанному выше зубному имплантанту дополнительно придана конфигурация, обеспечивающая, по меньшей мере в отсутствие разделяющего узла, прямую ЛВ через
25 канал между проксимальным отверстием и вторым участком наружной среды, дистальным по отношению к дистальному концу. В некоторых вариантах осуществления этот участок совпадает с первым участком наружной среды, в то время как в других вариантах осуществления это разные участки.

(ii) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с
30 особенностью (i) по меньшей мере одному дистальному отверстию и по меньшей мере одному каналу придана конфигурация, позволяющая вводить через них надлежащий костнопластический материал. Эта особенность может облегчить выполнение аугментации синуса, например, во время установки имплантанта в верхнюю челюсть.

(iii) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой
35 из особенностей (i) и (ii) дистальный конец не имеет острых или режущих элементов. Сказанное относится к тем участкам, острые или режущие кромки которых, находясь в контакте с оболочкой синуса, могли бы ее повредить.

(iv) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой
40 из особенностей (i)-(iii) дистальный конец имеет закругленный упорный участок. В частности, закругленному упорному участку можно придать конфигурацию, обеспечивающую упорный контакт с оболочкой синуса.

(v) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой из
45 особенностей (i)-(iv) разделяющий узел выполнен с возможностью удаления его в проксимальную сторону через проксимальное отверстие.

(vi) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(v) по меньшей мере одно дистальное отверстие представляет собой осевое дистальное отверстие, расположенное у дистального конца, причем это отверстие,

проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью зубного имплантанта, обеспечивая прямую ЛВ между осевым дистальным отверстием и проксимальным отверстием.

5 (vii) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(vi) разделяющий узел содержит первый разделяющий компонент, имеющий первый дистальный конец и первый проксимальный конец, при этом данному компоненту придана конфигурация, позволяющая установить его, с возможностью удаления, внутри канала с образованием герметичного перекрытия канала и с прерыванием сообщения по потоку между дистальным участком канала, имеющим по 10 меньшей мере одно дистальное отверстие, и проксимальным участком канала, имеющим проксимальное отверстие. В возможном варианте дистальный конец первого разделяющего компонента расположен у дистального конца канала или в непосредственной близости от него, а имплантанту дополнительно придана конфигурация, предотвращающая выход данного компонента из канала в дистальном 15 направлении. Для этого дистальный конец снабжен, например, механическим стопором, чтобы предотвратить смещение данного компонента в дистальном направлении за дистальный конец канала.

(viii) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(vi) по меньшей мере одно дистальное отверстие представляет собой 20 по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

(ix) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с особенностью (vii) по меньшей мере одно дистальное отверстие представляет собой 25 по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

(x) В зубном имплантанте с особенностью (ix) первому разделяющему компоненту дополнительно придана конфигурация, позволяющая установить его, с возможностью 30 удаления, внутри канала у дистальной позиции таким образом, чтобы все боковые дистальные отверстия были изолированы от проксимального отверстия с предотвращением сообщения по потоку через дистальные отверстия на участке между проксимальным отверстием и наружной средой.

(xi) В зубном имплантанте с особенностью (ix) первому разделяющему компоненту 35 придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у первой дистальной позиции с перекрытием осевого дистального отверстия и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через осевое дистальное отверстие, а разделяющий узел дополнительно содержит дополнительный разделяющий компонент, которому придана 40 конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у второй дистальной позиции с перекрытием боковых дистальных отверстий и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через боковые дистальные отверстия.

(xii) В описанном выше зубном имплантанте и/или в нем же в комбинации с любой 45 из особенностей (i)-(v) дистальный конец выполнен прозрачным, причем проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью зубного имплантанта, а по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и

ориентированное поперечно по отношению к каналу.

(xiii) В зубном имплантате с особенностью (xii) разделяющий узел дополнительно содержит первый разделяющий компонент с конфигурацией, позволяющей установить его, с возможностью удаления, внутри канала у дистальной позиции таким образом, чтобы по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие было изолировано от проксимального отверстия с предотвращением сообщения по потоку через боковые дистальные отверстия на участке между проксимальным отверстием и наружной средой.

(xiv) В зубном имплантате с любой из особенностей (vii)-(xiii) первый разделяющий компонент выполнен прозрачным или содержит прозрачное окно.

(xv) В описанном выше зубном имплантате и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(xiv) корпус имплантата сформирован в виде цельной детали.

(xvi) В описанном выше зубном имплантате и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(xv) дистальному концу придана конфигурация, позволяющая во время установки зубного имплантата в верхнюю челюсть вдвинуть дистальный конец в полость синуса и сместить, за счет непосредственного контакта, по меньшей мере основную часть соответствующей оболочки синуса с образованием пространства между этой оболочкой и дном синуса, отвечающего требуемой аугментации синуса.

Одновременно с этим обеспечивается сообщение по потоку между по меньшей мере одним дистальным отверстием и по меньшей мере одним компонентом группы, состоящей из данного пространства и данного участка синуса.

(xvii) В описанном выше зубном имплантате и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(xvi) дистальный участок снабжен наружной винтовой нарезкой, предназначенной для закрепления этого участка в верхней или нижней челюсти.

(xviii) В описанном выше зубном имплантате и/или в нем же в комбинации с особенностями (i)-(xvii) разделяющему узлу придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие путем изолирования дистального участка канала по меньшей мере с одним дистальным отверстием от проксимального участка канала.

(xix) В зубном имплантате с особенностью (xviii) разделяющий узел сконфигурирован с возможностью поддерживать сообщение по потоку между наружной средой, прилегающей к имплантату, и дистальным участком канала по меньшей мере через одно дистальное отверстие при одновременном изолировании дистального участка канала от его проксимального участка.

(xx) В зубном имплантате с особенностью (xviii) или (xix) проксимальному участку канала придана конфигурация, обеспечивающая возможность прикрепления к нему зубного протеза во время закрепления или установки протеза на имплантате.

(xxi) В описанном выше зубном имплантате и/или в нем же в комбинации с любой из особенностей (i)-(xx) разделяющему узлу придана конфигурация, позволяющая селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном отверстии.

Следует отметить, что отличие по меньшей мере некоторых вариантов осуществления изобретения заключается в том, что соответствующий имплантат облегчает введение медицинских препаратов или любых других требуемых материалов в челюсть с имплантированным имплантатом, причем даже спустя много времени по завершении процедуры имплантации. Для такого введения из имплантированного имплантата удаляют соответствующий зубной протез (вместе с упором). Затем удаляют разделяющий узел, чтобы снова открыть сообщение по потоку между полостью рта (через проксимальное отверстие, которое, таким образом, открыто) и внутренним объемом

соответствующей челюсти (через дистальное отверстие/дистальные отверстия
внутреннего канала). Для доставки требуемого материала через канал во внутренний
объем соответствующей челюсти можно использовать шприц или другую пригодную
5 систему такого назначения, а затем канал можно снова перекрыть, используя
разделяющий узел, после чего снова устанавливают зубной протез (и упор). В результате
сводится к минимуму или вообще исключается вероятность повреждения имплантата
или места имплантации, для пациента уменьшается или сводится к минимуму опасность
или ощущение дискомфорта, и создаются условия для проведения быстрой и
эффективной процедуры доставки требуемых материалов к месту имплантации. Сходным
10 образом эту процедуру можно использовать по другому назначению, а именно для
отбора материала на биопсию или какого-то другого образца тканей пациента вблизи
места имплантации. Такой отбор также проводят через канал с последующей
герметизацией.

Согласно следующему аспекту изобретения предлагается зубной имплантант,
15 содержащий корпус с проксимальным и дистальным участками. Конфигурация
проксимального участка позволяет прикрепить к нему (или установить на нем) протез,
при этом в проксимальном участке выполнено по меньшей мере одно проксимальное
отверстие. У дистального участка имеется дистальный конец, при этом конфигурация
дистального участка позволяет произвести имплантацию прямо в верхнюю или нижнюю
20 челюсть. Корпус имплантата дополнительно содержит по меньшей мере один
внутренний канал, а самому имплантанту дополнительно придана конфигурация,
обеспечивающая проходящую через этот канал прямую ЛВ на участке между
проксимальным отверстием и наружной средой, прилегающей с дистальной стороны
к дистальному концу, который выполнен прозрачным.

25 Зубной имплантант, выполненный согласно этому аспекту изобретения и отвечающий
перечисленным выше требованиям, может иметь одну или более следующих
особенностей, причем в любой желаемой комбинации или последовательности.

(I) Как один из вариантов, проксимальное отверстие и канал можно выполнить
соосными с продольной осью зубного имплантата.

30 (II) Дополнительно или в порядке альтернативы по меньшей мере одно дистальное
отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие,
смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в
поперечном направлении по отношению к каналу.

(III) Дополнительно или в порядке альтернативы дистальный конец может быть
35 открытым и содержать разделяющий компонент, сконфигурированный с возможностью
селективно и обратимо перекрывать дистальный конец с прерыванием сообщения по
потoku независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие, при этом
разделяющий компонент выполнен прозрачным или содержит прозрачное окно.

Согласно следующему аспекту изобретения предлагается способ имплантации
40 зубного имплантата в верхнюю челюсть стоматологического пациента, т.е. в челюсть,
имеющую параназальную полость (синус, челюстную пазуху), покрытую оболочкой.
Способ включает следующие стадии:

(а) обеспечивают наличие имплантата, имеющего проксимальный и дистальный
участки, причем проксимальный участок сконфигурирован с возможностью прикрепить
45 к нему (или установить на нем) протез и выполнен по меньшей мере с одним
проксимальным отверстием, а у дистального участка имеется дистальный конец, в
котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие,
при этом конфигурация дистального участка позволяет произвести имплантацию его

в верхнюю челюсть, а в имплантанте дополнительно выполнен по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере одним дистальным отверстием;

5 (б) через альвеолярный отросток верхней челюсти формируют канал, проходящий от наружной среды у челюсти до дна указанного синуса;

(в) устанавливают в верхнюю челюсть зубной имплантант, вводя его через канал, и, таким образом, одновременно с этим создают первое пространство между дном синуса и оболочкой синуса, причем по меньшей мере основную часть этого пространства формируют посредством дистального смещения оболочки синуса в ответ на пошаговое
10 выдвигание дистального конца в сторону синуса до тех пор, пока имплантант, по существу, полностью не установится в свое требуемое конечное положение относительно альвеолярного отростка, а через по меньшей мере один канал и по меньшей мере одно дистальное отверстие обеспечивают сообщение по потоку между наружной средой у
15 челюсти и этим первым пространством, и

(г) через по меньшей мере один внутренний канал и по меньшей мере одно дистальное отверстие в это первое пространство вводят надлежащий костнопластический материал, выполняя аугментацию синуса (синус-лифтинг).

В альтернативном варианте стадия (в) включает установку зубного имплантанта в верхнюю челюсть путем введения его через канал, сопровождаемого созданием первого
20 пространства между дном синуса и оболочкой синуса путем отодвигания оболочки от дна синуса, причем по меньшей мере основная часть этого смещения происходит в ответ на пошаговое выдвигание дистального конца, приведенного в упорный контакт с оболочкой синуса, в сторону синуса, а сообщение по потоку между наружной средой у челюсти и первым пространством обеспечивают через по меньшей мере один канал
25 и по меньшей мере одно дистальное отверстие.

Способ может дополнительно включать стадию, позволяющую зубному имплантанту укорениться по месту в ходе синус-лифтинга.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения дистальный конец может иметь закругленный упорный участок, который находится в упорном
30 контакте с оболочкой синуса по меньшей мере во время основного смещения оболочки синуса.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения на стадии (г) используют количество костнопластического материала, достаточное для
35 дополнительного смещения оболочки синуса, чтобы аугментировать первое пространство вместе со вторым пространством, которое по меньшей мере частично заполняют данным материалом, т.е. аугментацию синуса проводят также и для по меньшей мере частично заполненного второго пространства.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения способ дополнительно включает стадию перекрытия по меньшей мере одного внутреннего
40 канала.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения способ дополнительно включает стадию установки на имплантант надлежащего протеза.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения стадия (б) включает:

45 стадию (б1) формирования окна в десне верхней челюсти и

стадию (б2), на которой для формирования канала, проходящего от этого окна к дну синуса, используют рабочий конец первого инструмента, удаляющий материал из кости альвеолярного отростка верхней челюсти, причем в это же время через

соответствующую систему формирования изображения отслеживают процесс удаления материала.

В типичном случае на стадии (б1) окно формируют в гребневом участке десны.

В возможном варианте первый инструмент и блок формирования изображения размещают в соответствующем устройстве, причем данный блок и рабочий конец инструмента позиционированы в устройстве таким образом, чтобы этот конец находился в поле зрения указанного блока по меньшей мере во время работы первым инструментом. Дополнительно предусмотрена возможность выполнить данное устройство в варианте, позволяющем пользователю манипулировать устройством вручную по меньшей мере во время части стадии (б2). Кроме того, как один из вариантов, стадия (г) включает инъектирование костнопластического материала с использованием второго инструмента, который также входит в состав данного устройства. В возможном варианте второй инструмент имеет форму шприца, у которого соответствующий рабочий конец выполнен в виде нагнетательного шланга с дистальным отверстием. Второй инструмент используют для инъектирования костнопластического материала в первое пространство через игольчатое отверстие, причем этот процесс отслеживают в реальном времени посредством упомянутой системы формирования изображения.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения посредством по меньшей мере одного внутреннего канала обеспечивают прямую ЛВ между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере одним дистальным отверстием. Способ может дополнительно включать отслеживание смещения оболочки синуса, проводимое в реальном времени с использованием системы формирования изображения, в поле зрения которой находится участок оболочки синуса, контактирующий с дистальным концом или расположенный вблизи этого конца. По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения у дистального конца находится по меньшей мере одно дистальное отверстие, и через это отверстие указанный участок оболочки синуса наблюдается в поле зрения системы формирования изображения. По меньшей мере в некоторых вариантах изобретения дистальный конец выполнен прозрачным, и через этот конец контактирующий с ним или расположенный вблизи него участок оболочки синуса наблюдается в поле зрения системы формирования изображения.

По меньшей мере в некоторых вариантах осуществления изобретения способ дополнительно включает отслеживание цвета данного участка оболочки синуса, причем в случае его побледнения смещение оболочки прекращают.

В возможном варианте способ дополнительно включает перекрывание по меньшей мере одного канала.

Способ по этому аспекту изобретения может быть реализован для нескольких имплантантов, одновременно имплантируемых в верхнюю челюсть, т.е. полость синуса по отношению к ним является общей. Согласно такому варианту осуществления предлагается способ имплантации по меньшей мере двух зубных имплантантов в верхнюю челюсть стоматологического пациента, имеющую покрытую оболочкой синусную полость (гайморову, или челюстную пазуху). Способ включает:

стадию (АА), на которой обеспечивают наличие по меньшей мере двух имплантантов, каждый из которых имеет проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием и конфигурацией, позволяющей прикрепить к нему (или установить на нем) протез, причем по меньшей мере один из имплантантов имеет дистальный участок, у дистального конца которого или вблизи этого конца выполнено

по меньшей мере одно дистальное отверстие, а конфигурация дистального участка позволяет произвести имплантацию в верхнюю челюсть; при этом в данном имплантанте дополнительно выполнен по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по

5 по меньшей мере одним дистальным отверстием;

стадию (ББ), на которой для каждого имплантанта формируют соответствующий канал, проходящий через альвеолярный отросток верхней челюсти от наружной среды у челюсти к дну синуса;

стадию (ВВ), на которой в верхнюю челюсть устанавливают зубные имплантанты, вводя каждый из них через соответствующий канал и создавая при этом первое пространство между дном синуса и оболочкой синуса путем отодвигания оболочки от дна синуса, причем по меньшей мере основная часть этого смещения происходит в ответ на пошаговое выдвигание дистального конца, приведенного в упорный контакт с оболочкой синуса, в сторону синуса, а сообщение по потоку между наружной средой у челюсти и первым пространством обеспечивают для каждого имплантанта через по

15 по меньшей мере один канал и по меньшей мере одно дистальное отверстие; и

стадию (ГГ), на которой через по меньшей мере один внутренний канал и по меньшей мере одно дистальное отверстие в первое пространство вводят надлежащий костнопластический материал, выполняя аугментацию синуса.

В альтернативном варианте на стадии (ВВ) устанавливают в челюсть через канал зубной имплантант и, одновременно с этим, создают первое пространство между дном синуса и оболочкой синуса, причем по меньшей мере основную часть этого пространства формируют смещением оболочки синуса в дистальном направлении по отношению к дистальному концу, пошаговым образом выдвигая дистальный конец в сторону синуса до тех пор, пока имплантант полностью не окажется в своем требуемом конечном

25 положении по отношению к альвеолярному отростку, а сообщение по потоку между наружной средой у челюсти и первым пространством обеспечивают через по меньшей мере один канал и по меньшей мере одно дистальное отверстие.

Как один из вариантов, предусмотрена возможность выполнить каждый имплантант с каналом, проходящим к его дистальному концу, чтобы в указанное пространство надлежащий костнопластический материал можно было вводить через каждый имплантант.

С внесением необходимых изменений описанные способы и их модификации можно использовать для имплантации одного или более зубных имплантантов не в рассмотренную выше параназальную полость, покрытую оболочкой, а в назальную полость, покрытую оболочкой.

Согласно другим вариантам осуществления изобретения предлагается процедура установки зубного имплантанта, в ходе которой его дистальный конец продвигают в параназальную полость (в синус) или в назальную полость, за счет этого непосредственного контакта отодвигая оболочку соответственно параназальной или назальной полости от соответствующего дна полости и таким образом формируя пространство между соответствующей оболочкой и соответствующим дном полости в условиях минимальной вероятности повреждения соответствующей оболочки. Затем через дистальный участок имплантанта в данное пространство вводят надлежащий костнопластический материал, выполняя аугментацию синуса. Однако до этого имплантант приводят в упорный контакт с соответствующей оболочкой и смещают ее до тех пор, пока имплантант полностью не установится в кости.

Согласно этому аспекту изобретения предлагается также способ имплантации зубного

имплантанта в нижнюю челюсть стоматологического пациента, заключающийся в следующем:

на стадии (а) обеспечивают наличие имплантанта, имеющего проксимальный и дистальный участки, причем проксимальный участок сконфигурирован с возможностью прикрепить к нему (или установить на нем) протез и выполнен по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, дистальный участок имеет дистальный конец и сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию этого участка в нижнюю челюсть, а в имплантанте дополнительно выполнен по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий по меньшей мере оптическую связь между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и дистальным концом, которому придана конфигурация, позволяющая наблюдать через него наружную среду с дистальной стороны дистального конца;

на стадии (б) на участке нижней челюсти вглубь нее формируют канал, проходящий от наружной среды вблизи нее;

на стадии (в) устанавливают в нижнюю челюсть зубной имплантант, вводя его через канал и отслеживая через дистальный конец процесс установки.

Согласно следующему аспекту изобретения предлагается зубной имплантант, предназначенный для использования в верхней челюсти и имеющий проксимальный и дистальный участки. Проксимальный участок сконфигурирован с возможностью прикрепить к нему (или установить на нем) протез и выполнен по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, а дистальный участок имеет дистальный конец, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие. Дистальному участку придана конфигурация, позволяющая произвести имплантацию его в верхнюю челюсть. В имплантанте дополнительно выполнен по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере одним дистальным отверстием, а дистальному концу придана конфигурация, обеспечивающая введение его в полость синуса и, за счет создания непосредственного контакта, смещение по меньшей мере основной части оболочки синуса во время установки зубного имплантанта в верхнюю челюсть с образованием пространства между этой оболочкой и дном синуса (пространства, отвечающего требуемой аугментации синуса) и, в это же время, с обеспечением сообщения по потоку между данным пространством и по меньшей мере с дистальным отверстием и/или с одним участком синуса.

Предусмотрена возможность сконфигурировать по меньшей мере одно дистальное отверстие и по меньшей мере один канал с возможностью вводить через них (с целью аугментации синуса) надлежащий костнопластический материал, когда зубной имплантант установлен в верхнюю челюсть.

Дистальный конец не имеет острых или режущих элементов, которые, находясь в контакте с оболочкой синуса, могли бы ее повредить.

Как один из вариантов, дистальный конец выполнен прозрачным, причем проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью зубного имплантанта, а в дистальном участке выполнены одно или несколько дистальных отверстий, смещенных от дистального конца в проксимальную сторону и ориентированных поперечно по отношению к каналу.

Предусмотрена возможность разместить проксимальное отверстие и канал соосно с продольной осью зубного имплантанта, причем в дистальном участке можно дополнительно выполнить одно или несколько дополнительных дистальных отверстий, смещенных от дистального конца в проксимальную сторону и ориентированных

поперечно по отношению к каналу.

Дистальный конец может иметь закругленный упорный участок, конфигурация которого обеспечивает упорный контакт с оболочкой синуса.

5 Предусмотрена возможность дополнительно снабдить зубной имплантант разделяющим компонентом, селективно разделяющим канал.

На дистальном участке можно выполнить наружную винтовую нарезку, предназначенную для закрепления его в альвеолярной кости верхней челюсти.

10 Согласно этому же аспекту изобретения предлагается также зубной имплантант, предназначенный для использования в нижней челюсти и имеющий проксимальный и дистальный участки. Проксимальный участок сконфигурирован с возможностью установить на нем протез и выполнен по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, а дистальный участок имеет дистальный конец и конфигурацию, обеспечивающую имплантацию этого участка в нижнюю челюсть. В имплантанте дополнительно выполнен по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий
15 по меньшей мере оптическую связь между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и дистальным концом, которому придана конфигурация, позволяющая наблюдать через него наружную среду с дистальной стороны дистального конца, чтобы по меньшей мере иметь возможность отслеживать через дистальный конец установку имплантанта. Предусмотрена возможность выполнить одно или более дистальных
20 отверстий, и, таким образом, канал при желании можно использовать также для обеспечения нижней челюсти через них костнопластическим материалом, медицинскими препаратами или другим требуемым материалом.

Согласно другому аспекту изобретения предлагается зубной имплантант, облегчающий наблюдение наружной среды у его дистального конца через
25 проксимальное отверстие имплантанта и/или обеспечивающий введение костнопластического материала через селективно перекрываемые одно или более дистальных отверстий. Кроме того, предлагается процедура установки зубного имплантанта, согласно которой его дистальный конец продвигают в параназальную полость или в назальную полость, чтобы отодвинуть тем самым соответственно
30 оболочку параназальной или назальной полости от соответствующего дна полости, сводя в то же время к минимуму вероятность повреждения соответствующей оболочки. Через дистальный участок зубного имплантанта в пространство, образовавшееся таким образом между соответствующей оболочкой и соответствующим дном полости, вводят костнопластический материал, выполняя тем самым требуемую аугментацию полости.

35 Краткое описание чертежей

Далее для лучшего понимания изобретения и особенностей его реализации на практике будут описаны некоторые варианты осуществления, которые приведены только в качестве неограничивающих примеров и подлежат рассмотрению совместно с прилагаемыми чертежами.

40 Фиг.1 иллюстрирует (в продольном сечении) устройство согласно варианту изобретения; фиг.1А иллюстрирует один из режимов функционирования концевой части варианта по фиг.1.

Фиг.2 иллюстрирует (в продольном разрезе) зубной имплантант согласно первому варианту изобретения; фиг.2А, 2В и 2С иллюстрируют альтернативные разделяющие
45 узлы для варианта по фиг.2.

Фиг.3 иллюстрирует (в продольном разрезе) зубной имплантант согласно модификации варианта по фиг.2.

Фиг.4 иллюстрирует (в продольном разрезе) зубной имплантант согласно второму

варианту изобретения.

Фиг.5А-5F иллюстрируют процедуру установки зубного имплантанта, выполненного по первому варианту изобретения.

5 Фиг.6А-6D иллюстрируют процедуру установки зубного имплантанта, выполненного по второму варианту изобретения.

Фиг.7 иллюстрирует, на виде сбоку, зубной имплантант согласно третьему варианту изобретения, представленный с пространственным разделением компонентов.

Фиг.8 иллюстрирует зубной имплантант согласно варианту осуществления по фиг.7 на виде сбоку, в собранном состоянии.

10 Фиг.9 иллюстрирует (в продольном разрезе плоскостью А-А - см. фиг.8) зубной имплантант по фиг.8; фиг.9А и 9В иллюстрируют (в продольном разрезе) фрагменты модификаций имплантанта по фиг.8.

Фиг.10 (в поперечном разрезе плоскостью В-В - см. фиг.8) иллюстрирует зубной имплантант по фиг.8.

15 Фиг.11А иллюстрирует, на виде сбоку, первый вариант выполнения инструмента, особо пригодного для применения с имплантантом по фиг.7; фиг.11В и 11С иллюстрируют, вариант выполнения по фиг.11А в поперечных сечениях соответственно плоскостями G-G и F-F.

Фиг.12 иллюстрирует, в перспективном изображении, альтернативный вариант 20 выполнения дистального разделяющего компонента имплантанта по фиг.7.

Фиг.13 иллюстрирует, на виде сбоку, другой вариант выполнения инструмента, особо пригодного для применения с модификацией имплантанта по фиг.7 и вводимого в компонент по фиг.12.

Фиг.14А и 14В иллюстрируют, на видах сбоку, вариант выполнения инструмента по 25 фиг.13, показанный во время его использования совместно с модификацией имплантанта по фиг.7 для введения в компонент по фиг.12; на фиг.14А иллюстрируется использование инструмента для манипулирования дистальным разделяющим компонентом по фиг.12, а на фиг.14В - для манипулирования проксимальным разделяющим компонентом имплантанта по фиг.7.

30 Фиг.15 иллюстрирует систему и способ для введения костнопластического материала с целью аугментации синуса через зубной имплантант по фиг.7 и/или 12.

Фиг.16 иллюстрирует другую систему и способ для введения костнопластического материала с целью аугментации синуса через зубной имплантант по фиг.7 и/или 12.

35 Фиг.17 иллюстрирует, на виде сбоку, зубной имплантант согласно четвертому варианту изобретения, представленный с пространственным разделением компонентов.

Фиг.18 иллюстрирует зубной имплантант по фиг.17 на виде сбоку, в собранном состоянии.

Фиг.19 иллюстрирует (в продольном разрезе плоскостью А'-А') зубной имплантант по фиг.18.

40 Фиг.20 иллюстрирует (в поперечном разрезе плоскостью В'-В') зубной имплантант по фиг.18.

Фиг.21 иллюстрирует, в перспективном изображении, альтернативный вариант выполнения разделяющего компонента имплантанта по фиг.17.

45 Фиг.22 иллюстрирует, в перспективном изображении, вариант выполнения инструмента, особо пригодный для применения с имплантантом по фиг.17 или 24.

Фиг.23 иллюстрирует (в продольном разрезе) инструмент по фиг.22, приведенный в сопряжение с имплантантом по фиг.17.

Фиг.24 иллюстрирует зубной имплантант согласно пятому варианту изобретения,

представленный с пространственным разделением компонентов.

Фиг.25 иллюстрирует, на виде сбоку, зубной имплантант по фиг.24 в собранном состоянии.

5 Фиг.26 иллюстрирует (в продольном разрезе плоскостью А"-А") зубной имплантант по фиг.25.

Фиг.27 иллюстрирует (в поперечном разрезе плоскостью В"-В") зубной имплантант по фиг.25.

Фиг.28 иллюстрирует, в перспективном изображении и в частичном разрезе, альтернативный вариант разделяющего компонента имплантанта по фиг.24.

10 Фиг.29 иллюстрирует (в продольном разрезе, на виде сбоку) инструмент по фиг.22, введенный в сопряжение с имплантантом по фиг.24.

Фиг.30 иллюстрирует (в частичном продольном разрезе) вариант выполнения приводной головки зубного имплантанта, управляемой устройством в виде комплекта динамометрических ключей и особо пригодной для применения с имплантантом по 15 фиг.17 или 24.

Фиг.31 иллюстрирует (в частичном продольном разрезе) модификацию головки по фиг.30.

Фиг.32 иллюстрирует (в частичном продольном разрезе) вторую модификацию головки по фиг.30.

20 Фиг.33 иллюстрирует (в частичном продольном разрезе) третью модификацию головки по фиг.30.

Фиг.34 иллюстрирует (в частичном продольном разрезе) четвертую модификацию головки по фиг.30.

25 Фиг.35 иллюстрирует (в продольном разрезе) приводную головку по фиг.31, приведенную в сопряжение с имплантантом по фиг.17.

Фиг.36 иллюстрирует (в продольном разрезе) приводную головку по фиг.32, приведенную в сопряжение с имплантантом по фиг.17.

Фиг.37 иллюстрирует (в продольном разрезе) приводную головку по фиг.33, приведенную в сопряжение с имплантантом по фиг.17.

30 Фиг.38 иллюстрирует (в продольном разрезе) приводную головку по фиг.34, приведенную в сопряжение с имплантантом по фиг.17.

Фиг.39 иллюстрирует (в продольном разрезе) приводную головку по фиг.34, приведенную в сопряжение с имплантантом по фиг.24.

Осуществление изобретения

35 В контексте описания термин "дистальный" ("distal", D) относится к направлению, ориентированному, в общем случае, от пользователя устройством (т.е. от специалиста, устанавливающего имплантант стоматологическому пациенту), а термин "проксимальный" ("proximal", P) обозначает направление, противоположное 40 дистальному, т.е. ориентированное, в общем случае, в сторону пользователя устройством. Дополнительно или в порядке альтернативы, дистальное направление (D) относится в данном описании к общему направлению, ориентированному от ротовой полости в сторону внутреннего объема верхней челюсти (или, в зависимости от конкретной ситуации, в сторону внутреннего объема нижней челюсти) пациента, а проксимальное направление (P) обозначает направление, противоположное 45 дистальному.

На фиг.1 и 1А представлен вариант осуществления устройства, обозначенного в целом, как 600. Данное устройство содержит рукоятку 50' и зондирующий компонент 20', называемый также для краткости зондом, аксиально установленный на рукоятке

50' и присоединенный к ней соединительным узлом 55'. Узел 55' представляет собой люэровский наконечник, байонетный разъем или любое другое пригодное соединение.

Конфигурация устройства 600 пригодна для выполнения разнообразных, в том числе стоматологических, процедур и, в особенности, процедур дентального имплантирования и синус-лифтинга, описанных далее более подробно.

Зондирующий компонент 20' выполнен с изгибом 25', задающим угол α между центральной осью 23' зонда у его дистального конца 130' и центральной осью 24' у проксимального конца 140' зонда, совпадающей с продольной осью рукоятки 50'. В компоненте 20' между открытым дистальным концом 130' и открытым проксимальным концом 140' выполнен центральный канал 150', продолженный через рукоятку 50' и, в совокупности, функционирующий, как: (а) инструментальный канал, предназначенный для размещения одного или более инструментов; (б) канал подсветки, предназначенный для размещения осветительной системы, которая освещает зону, обрабатываемую подобным инструментом (подобными инструментами), и (в) светособирающий канал, предназначенный для формирования изображений данной зоны. В связи с этим устройство 600 дополнительно имеет блок 145' формирования изображений, который в данном варианте осуществления может содержать ПЗС-приемник или иной аналогичный приемник, помещенный у дистального конца дистального участка 135' зондирующего компонента 20' или около этого конца и функционально связанный, например, посредством кабелей с надлежащей системой 620 обработки изображений, которую можно адаптировать также для воспроизведения полученных таким образом изображений на дисплейном блоке 625 с проведением надлежащего анализа. По меньшей мере в некоторых вариантах изобретения ПЗС-приемник, по меньшей мере вместе с зондирующим компонентом 20', можно выполнить в виде одноразового объекта, сменяемого по окончании контакта устройства 600 с пациентом.

Устройству 600 придана конфигурация, согласно которой по меньшей мере во время его работы рабочий конец 91' конкретного инструмента 190' (этот инструмент размещен в канале 150'), выступающий в дистальном направлении из дистального конца дистального участка 135', оказывается в поле зрения (field of view, FOV) блока 145' формирования изображения. В данном варианте это поле составляет приблизительно 120° и может быть обеспечено посредством, например, установки подходящей выпуклой линзы с полем зрения 120° у дистального конца участка 135' и приведения ее в оптическое сопряжение с блоком 145'. В альтернативных модификациях этого варианта блок 145' можно выполнить с другим полем зрения, в частности превышающим приблизительно 90°, например составляющим 180°. Конечно, поле зрения можно выбрать и гораздо более узким, например равным 60°, 50°, 40°, 30°, 20° или 10°.

Предусмотрена возможность подвести через канал 150' надлежащую осветительную систему 170'. Эта система содержит световод, который можно выполнить, например, в виде множества оптических волокон, расположенных внутри зондирующего компонента 20'. Световод имеет проксимальный конец, конфигурация которого обеспечивает оптическое сопряжение с соответствующим источником света 630, и дистальный конец, через который излучение подсветки во время работы устройства передается от источника света к обрабатываемой ткани. В частности, световод может представлять собой многоволоконный волновод с диаметром в интервале приблизительно 300-350 мкм (данный интервал приведен только в качестве неограничивающего примера), содержащий приблизительно 3000 или более оптических волокон.

В центральный канал 150' можно ввести инструмент любой подходящей формы, но

таким образом, чтобы дистальный (рабочий) конец 91' инструмента имел возможность выступать через дистальный конец 130' в обрабатываемую ткань. Таким инструментом может быть, например, стоматологический надфиль или стоматологическая зенковка, которые можно выполнить, в частности, из никелево-титановой или нержавеющей

5 стали.

Предусмотрена возможность вводить через центральный канал 150' и использовать также другие инструменты, перечисляемые здесь только в качестве неограничивающего примера, в том числе систему подвода лазерной энергии (такую как режущий лазерный инструмент) и захватывающий инструмент (такой как микроклещи) или его магнитную

10 модификацию. Рабочий участок такого инструмента выступает из дистального конца устройства в дистальном направлении по меньшей мере во время работы устройства.

В альтернативном варианте такой инструмент может представлять собой механизм с приводом, например стоматологическую дрель или стоматологическую зенковку, и содержать, например, алмазные или вольфрамовые сверла, сконфигурированные для

15 высверливания кости, например, в верхней челюсти. Рабочий участок 91' инструмента (т.е. та его часть, которая взаимодействует с тканями зуба) выступает в дистальном направлении из дистального конца 130'.

В порядке альтернативы, инструмент может содержать шприц 640, игла которого имеет требуемые размеры и гибкость, позволяющие ввести ее в центральный канал

20 150', а при желании - провести через него насквозь, чтобы рабочий участок, т.е. кончик иглы с выходным отверстием шприца, выступал из дистального конца 130'. В результате, по меньшей мере во время работы устройства, можно через шприц доставить к обрабатываемому участку нужный агент (и/или отсосать из этого участка текучие среды). Только в качестве неограничивающего примера, в числе прочих веществ к

25 таким агентам можно отнести костнопластический материал, промывочные растворы, антибиотики, жидкие наполнители, жидкие герметики и т.д.

Как уже упоминалось, возможен вариант, в котором инструмент содержит стоматологическое лазерное устройство (такие устройства хорошо известны из уровня техники). В частности, через центральный канал 150' к дистальному концу 130' можно

30 провести надлежащий лазерный световод, выполненный, например, в виде одного или множества пригодных для этой цели оптических волокон. При этом проксимальный конец волокна (волокон) через подходящие сопрягающие оптические элементы оптически сопрягают с источником 650 соответствующего лазерного излучения, например с источником света в виде эрбиевого лазера. В порядке альтернативы,

35 лазерный инструмент можно снабдить полым волноводом, сопряженным с лазерным источником, и установить у дистального конца волновода сапфировый наконечник, которому придана форма, позволяющая подать к обрабатываемому участку лазерное излучение в требуемом направлении, например вдоль оси 23' или под углом к ней. При этом дистальный конец волновода имеет клинообразную форму с нужным углом клина.

40 Только в качестве примера, можно указать, что диаметр такого полого волновода может составлять приблизительно 100-160 мкм.

В другом примере предусмотрена возможность использовать в качестве инструмента ультразвуковой режущий инструмент или режущий инструмент, использующий высокочастотное (микроволновое) излучение. Ультразвуковые режущие инструменты

45 известны из уровня техники. Они могут содержать, например, пьезоэлектрический или электромагнитный источник, обеспечивающий генерацию высокоэнергетических колебаний, требуемых для работы инструмента. К примерам таких инструментов можно отнести устройства следующих марок: Enac (фирма Osada, Япония), Satalec (фирма

Acteon Group, Франция), EMS (фирма EMS, Швейцария), Varios 750 (фирма NSK, Япония) и Miniendo II (фирма Sybron Dental, США). Режущие инструменты, использующие высокочастотную энергию, также известны и могут найти применение для прорезания мягких тканей зуба. К таким инструментам относятся, например, диатермические устройства (униполярные и биполярные). В качестве неограничивающего примера, можно указать на устройство Erbotom 80 (фирма ERBE, Германия).

Кроме того, предусмотрена возможность провести через канал 150' дополнительные инструменты, содержащие промывочный и/или отсасывающий катетер.

В данном варианте осуществления дистальному концу 130' при желании можно придать конфигурацию, обеспечивающую применение его в качестве режущего или сверлящего инструмента. С этой целью дистальную кромку 133' выдвигают за дистальный конец 130' зонда и, в возможных вариантах, выполняют ее острой, пилообразной или абразивной. Это свойство устройства 600 используют для удаления материала, манипулируя устройством 600 вручную и приводя такую кромку в контакт, например, с поверхностью ткани. Предусмотрена возможность в реальном времени отслеживать работу этого инструмента с помощью блока 145' формирования изображения и системы 620, удерживающей дистальную кромку 133' (т.е. рабочий конец инструмента) в поле зрения блока 145' посредством втягивания этого блока в канал до тех пор, пока не станет видна кромка 133' (см. фиг.1А). Зондирующий компонент 20' или по меньшей мере его дистальный участок 135' можно выполнить из прозрачного материала, что будет способствовать отслеживанию процесса воздействия кромки 133' на ткань 300', обрабатываемую инструментом.

В альтернативной модификации этого варианта изобретения дистальный конец зонда задается дистальной кромкой 133', а рабочий конец инструмента оказывается в поле зрения блока 145' формирования изображения при втягивании этого блока в канал до тех пор, пока кромка 133' не попадет в это поле и не станет видна. В альтернативном варианте во втягивании блока 145' нет необходимости, т.к. он выполнен с очень широким полем зрения, составляющим, например, 180°.

Информацию, собранную системой 620 обработки изображений, можно передать в блок 625, например через компьютер, для анализа и воспроизведения на дисплее. Система 620 в зависимости от поставленной задачи имеет возможность формировать дискретные изображения внутренних поверхностей и/или последовательность таких изображений в реальном времени. Во втором случае формируется видеопоток, который могут просматривать пользователь устройством (обычно это стоматолог-хирург) и/или любой другой наблюдатель. Возможен вариант, в котором такие изображения можно, кроме того, зарегистрировать в запоминающем устройстве или в любом другом пригодном регистрирующем блоке.

Предусмотрена возможность сделать устройство 600 полностью одноразовым, т.е. его можно изготовить из материалов, которые после применения на одном пациенте или, например с учетом экономической целесообразности, ликвидируют, или переводят в разряд утилизируемых отходов. В альтернативном варианте одноразовым является зондирующий компонент или, по меньшей мере, его дистальный участок, которые разъемным и надлежащим образом прикреплены соответственно к рукоятке 50' и к остальной части зондирующего компонента. В порядке альтернативы устройство или зондирующий компонент (или по меньшей мере его дистальный участок) можно снабдить подходящим чехлом (не показан), защищающим устройство от загрязнения во время использования. После работы с пациентом указанный чехол ликвидируют.

Как одна из альтернатив, предусмотрена возможность стерилизации устройства 600,

например, посредством автоклавной обработки, причем компоненты устройства, чувствительные к такой обработке, предварительно удаляют.

Согласно первому аспекту изобретения предлагается зубной имплантант, который особо пригоден для имплантации в верхнюю челюсть пациента и, в то же время, может
5 оказаться также вполне пригодным для имплантации в нижнюю челюсть пациента.

Как показано на фиг.2, первый вариант осуществления зубного имплантанта по этому аспекту изобретения, обозначенный в целом, как 100, выполнен в виде, по существу, трубчатого корпуса 105, у которого проксимальный участок 110 и дистальный
10 участок 150 имеют соответственно проксимальный конец 120 и дистальный конец 160 и в котором выполнена, в целом, прямолинейная трубчатая полость (канал) 130, проходящая (проходящий) через участки 110 и 150 по всей их длине.

Проксимальному участку 110 придана конфигурация, позволяющая прикрепить к имплантанту 100 или установить на нем протез 190, снабженный установочным элементом 196. Для этого у имплантанта имеется головка 121, которой придана
15 конфигурация, обеспечивающая установку на нее конкретного протеза 190 с использованием любого пригодного узла, соединяющегося с протезом. Например, головка может иметь внутреннее сквозное отверстие 122 с внутренней резьбой 125, профиль которой является ответным по отношению к наружной резьбе 195 установочного элемента 196 протеза 190 (этот элемент выступает в дистальном
20 направлении от дистального конца протеза). Для практикующего специалиста в этой области будет понятно, что в проксимальном участке 110 можно использовать и другие, причем различающиеся между собой, средства сопряжения с протезом, согласующиеся с конкретной конфигурацией установочного элемента 196 протеза.

Дистальный участок 150 имеет конфигурацию, обеспечивающую возможность его
25 имплантации в верхнюю челюсть 900 пациента, и состоит из проксимальной части 152 и дистальной части 154. Вдоль продольной оси 101 имплантанта 100 дистальный участок 150 имеет длину L_d , достаточную для того, чтобы в имплантированном положении имплантанта дистальная часть 154 участка 150, включая ее дистальный конец 160,
30 пройдя через альвеолярный отросток 901, выступала из дна 907 синуса в сторону его полости 910 (см. фиг.5А), когда проксимальная часть 152 зафиксирована в кости отростка 901 верхней челюсти 900. В упомянутом "имплантированном положении" имплантант 100 по отношению к верхней челюсти находится в положении, в максимальной степени совпадающем с желаемым (см. фиг.2), т.е. проксимальный
35 участок 110 по отношению к челюсти 900 расположен в своей желаемой перманентной позиции и готов к введению протеза 190.

Таким образом, конфигурация проксимальной части 152 обеспечивает ее прикрепление к альвеолярному отростку 901, причем в данном варианте эта часть имеет участок 153 цилиндрического корпуса, снабженный самонарезающей наружной
40 резьбой 157 (винтовой нарезкой) с цилиндрическим внешним контуром и с конфигурацией, предназначенной для врезания в альвеолярный отросток и закрепления в нем зубного имплантанта 100. В альтернативных модификациях этого варианта участок 153 можно выполнить не цилиндрическим, а в виде, например, усеченного конуса или с любой другой подходящей формой, и/или выполнить наружную резьбу 157 не самонарезающей и/или не с цилиндрическим внешним контуром, а, например, с
45 внешним контуром в виде усеченного конуса или с другой подходящей формой. В любом случае, как известно из уровня техники, для закрепления проксимальной части 152 в альвеолярной кости наружная резьба 157 может иметь в сечении любой пригодный контур.

Продольный размер L_p проксимальной части согласован с толщиной альвеолярного отростка 901 и, в целом, соответствует этой толщине, доходя до полости 910 синуса.

В частности, L_p может приблизительно соответствовать 2-8 мм.

5 Дистальная часть 154, имеющая продольный размер L_d , выступает в полость 910 синуса и, как будет показано далее, задает минимальную толщину синус-лифтинга, осуществляемого с помощью зубного имплантата 100.

Таким образом, размер L представляет собой сумму продольных размеров L_p и L_d . В данном варианте осуществления дистальная часть 154 имеет, по существу, трубчатую 10 форму с цилиндрическим наружным контуром. В альтернативных модификациях этого варианта предусмотрена возможность выполнить часть 154 не цилиндрической, а, например, в виде усеченного конуса или с любой другой пригодной конфигурацией. В возможном варианте наружная резьба 157 продолжена на часть 154 (на фиг.2 такое продолжение резьбы обозначено, как 157').

15 В дистальной части 154 выполнено несколько дистальных отверстий 158, 159, обеспечивающих сообщение по потоку между каналом 130 и средой 907 у этой части. Одно или несколько (например, 2, 3, 4 или более) боковых дистальных отверстий 158 выполнены по периметру части 154 и, как правило, ориентированы поперечно, хотя 20 одно или более из них, как вариант, можно выполнить с осью, расположенной с наклоном по меньшей мере относительно продольной оси 101, и разместить на цилиндрической стенке 151 части 154, например, вблизи дистального конца 160, но со смещением от него в проксимальную сторону. В дистальном конце 160 выполнено единственное осевое дистальное отверстие 159, соосное оси 101. Однако в 25 альтернативных модификациях этого варианта в дистальном конце может быть несколько таких отверстий, из которых соосно с осью 101 только одно или вообще ни одного. Кроме того, в зубном имплантате 100 выполнено проксимальное отверстие 162, обеспечивающее сообщение по потоку между каналом 130 и средой 909 у проксимального участка 110 снаружи челюсти. В данном варианте проксимальную часть канала 130 образует более широкий участок 122, соосный с осью 101, а дистальная 30 часть 127 канала 130, также соосная с осью 101, по сравнению с участком 122 имеет меньший диаметр. Таким образом, проксимальное отверстие 162 и дистальные отверстия 158, 159 через участок 122 и дистальную часть 127 (т.е. через канал 130) обеспечивают сообщение по потоку между наружной средой у проксимального участка 110 и наружной 35 средой у дистальной части 154. Как показано на фиг.3, в альтернативной модификации первого варианта нет боковых дистальных отверстий 158, т.е. в части 154 выполнено только осевое дистальное отверстие 159, расположенное в дистальном конце 160.

Далее, в вариантах осуществления по фиг.2 и 3 предусмотрена проходящая по оси 101 линия видимости (ЛВ) между проксимальным отверстием 162 и дистальным 40 отверстием 159. По меньшей мере в некоторых альтернативных модификациях этих вариантов осуществления, в которых предусмотрена возможность наличия нескольких дистальных отверстий у дистального конца 160, имеет место ЛВ между отверстием 162 и одним или каждым из части (или даже всех) таких дистальных отверстий. В этих или других альтернативных модификациях вариантов по фиг.2 и 3 в корпусе зубного имплантата предусмотрена возможность выполнить несколько отдельных каналов, 45 каждый из которых обеспечивает сообщение по потоку между объемами 909 и 905 через одно или более отверстий 158 и/или 159 и общее проксимальное отверстие 162, или через одно из нескольких проксимальных отверстий, выполненных у проксимального конца или вблизи от него, или через одно из нескольких проксимальных отверстий,

ведущих к участку 122.

По меньшей мере в некоторых альтернативных модификациях вариантов осуществления по фиг.2 и 3 дистальный конец и/или секцию дистальной части 154, расположенную вблизи дистального конца 160, можно выполнить в виде сита или сетки, ячейки которых представляют собой дистальные отверстия.

Дистальному концу 160 придана закругленная форма без каких-либо остроконечных, пилообразных или каких-то иных режущих поверхностей, кромок, выступов или других поверхностных особенностей с другой конфигурацией, способных разрезать, оцарапать или проколоть ткань, в особенности такую как оболочка 906 синуса в верхней челюсти 900. В проиллюстрированном варианте осуществления дистальный конец 160 имеет относительно плоскую поверхность со скошенной кромкой 165; однако, в альтернативных модификациях первого варианта осуществления предусмотрена возможность этот конец выпукло изогнуть или придать ему любую другую пригодную форму, сводящую к минимуму вероятность повреждения оболочки, когда она приведена в контакт с дистальным концом 160 и, таким образом, приподнята.

Зубной имплантант 100 по первому варианту осуществления и по меньшей мере некоторые его альтернативные модификации можно выполнить в виде цельной детали или из нескольких компонентов, надлежащим образом соединенных друг с другом. Предусмотрена возможность выполнить его из одного или более пригодных и биологически совместимых материалов, например из металлических биосовместимых материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из неметаллических биосовместимых материалов, таких, например, как материал MP-1, разработанный НАСА, и/или другие пригодные пластики и/или другие пригодные полимеры.

Как один из вариантов, имплантанту 100 можно придать конфигурацию, обеспечивающую герметичное перекрытие канала 130, например, посредством герметичного соединения между имплантантом 100 и протезом 190 (или временной насадкой, прикрепляемой к имплантанту на время процесса заживления).

В альтернативных модификациях этого варианта (или в других вариантах осуществления, например, более подробно описанных далее) предусмотрена возможность перекрыть канал 130 или по меньшей мере его дистальную часть 127, т.е. его дистальные отверстия, независимо от протеза 190 (или от временной накладки) или от установочного элемента 196 протеза, т.е. дистальные отверстия могут быть перекрыты независимо от того, открыто проксимальное отверстие (протез не установлен) или закрыто (протез установлен). В результате, независимо от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или не зафиксирован) протез на зубном имплантанте, при таком прерывании сообщения по потоку между наружными объемами 905 и 909 предотвращается проникновение загрязнений из ротовой полости в верхнюю челюсть (или, в соответствующих вариантах осуществления, в нижнюю), а также эвакуация костной ткани, костнопластического материала и других подобных веществ из имплантируемой зоны этих челюстей. С этой целью, как показано на фиг.2А, в одной из таких модификаций данного варианта предусмотрено наличие разделяющего компонента 106 (не входящего в конструкцию установочного элемента 196 протеза), который выполнен с возможностью селективно и герметично сопрягаться с дистальной частью 127 центрального канала 130 посредством резьбовых участков 111, 112, ответных по отношению друг к другу. Компонент 106 можно снабдить шлицом 113, помогающим пользователю манипулировать этим компонентом (например, с помощью соответствующей отвертки), чтобы селективно ввести его в дистальную часть 127, а

затем поворачивать для приведения в зацепление с ней. Таким образом, должно быть вполне понятно, что для того, чтобы прервать сообщение по потоку через канал на участке между проксимальным и дистальными отверстиями, можно селективно и обратимо вводить разделяющий компонент 106, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто или закрыто само проксимальное отверстие, или от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или нет) на зубном имплантате протез с соответствующим установочным элементом. Следует отметить также, что предусмотрена возможность удаления компонента 106 из канала 130 в проксимальную сторону через проксимальное отверстие.

Как показано на фиг.2В, в порядке альтернативы в другой модификации этого варианта осуществления предусмотрено наличие разделяющего компонента 107 (опять-таки не входящего в конструкцию установочного узла 196 протеза), который выполнен с возможностью селективно и герметично сопрягаться с дистальным концом дистальной части 127 центрального канала 130. Компонент 107 имеет несколько упругих выступов 114, 115, сформированных или установленных соответственно на наружной цилиндрической поверхности и на дистальном конце его тела 116. Выступам 114, 115 придана конфигурация, позволяющая им отжиматься внутрь при смещении компонента 107 в дистальном направлении в дистальную часть 127, и когда компонент 107 доходит до дистального конца дистальной части 127, упруго возвращаться в исходное состояние по меньшей мере с частичным введением в ответные дистальные отверстия 158, 159, тем самым, герметично перекрывая их и дистальную часть 127.

Как показано на фиг.2С, в порядке альтернативы в другой модификации этого варианта разделяющий компонент 108 сформирован на выбранном месте посредством селективного инжестирования надлежащего разделяющего материала, такого, например, как стоматологический клей, чтобы тем самым герметично блокировать дистальный конец дистальной части 127 центрального канала 130 на участке, проксимальном по отношению к дистальным отверстиям 158, 159 или содержащем их.

Второй вариант осуществления зубного имплантата по этому аспекту изобретения, обозначенный в целом, как 200, проиллюстрирован на фиг.4 и имеет все элементы и особенности первого варианта по фиг.2 и по меньшей мере некоторых его альтернативных модификаций (некоторые различия будут разъяснены далее). Так, имплантат 200 также выполнен в виде, в целом, трубчатого корпуса 205, состоящего из проксимального участка 210, дистального участка 250 и трубчатой полости (канала) 230, проходящей (проходящего) в продольном направлении через участки 210 и 250.

Проксимальный участок 210 имеет проксимальный конец 220 и отверстие 262. Дистальный участок 250 состоит из проксимальной части 252 и дистальной части 254 и имеет дистальный конец 260 с одним или более дистальными отверстиями 258. Почти все перечисленные элементы, с внесением необходимых изменений, имеют соответствующие аналоги по первому варианту осуществления, а именно трубчатый корпус 105, проксимальный участок 110, проксимальный конец 120, отверстие 162, дистальный участок 150, проксимальную часть 152, дистальную часть 154, дистальный конец 160, дистальные отверстия 158 и канал 130.

Однако во втором варианте осуществления у дистального конца 260 нет осевого дистального отверстия, соответствующего осевому дистальному отверстию 159 первого варианта, т.е. сообщение по потоку через канал 230 на участке между наружной средой у проксимального участка 210 и наружной средой у дистальной части 254 обеспечивается посредством проксимального отверстия 262 и бокового дистального отверстия 258.

Во втором варианте осуществления по меньшей мере перекрытый конец 260 выполнен

из прозрачного и при этом биологически совместимого материала, такого, например, как стекло, пригодный прозрачный полимер или любой другой пригодный материал, в частности сапфир. Тем самым обеспечивается наличие прямой ЛВ, проходящей от проксимального отверстия 262 и, далее, вдоль оси 101 и через дистальный конец 260.

5 Остальную часть имплантанта 200 можно выполнить из альтернативного материала, например из биосовместимых металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, в частности из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или, например, из других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров.

10 Во втором варианте осуществления дистальному концу 260 также придана закругленная форма без каких-либо остроконечных, пилообразных или каких-то иных режущих поверхностей, кромок, выступов или других поверхностных особенностей с другой конфигурацией, способных разрезать, оцарапать или проколоть ткань, в особенности такую как оболочка 906 синуса в верхней челюсти 900. В данном случае

15 дистальный конец, с внесением необходимых изменений, подобен дистальному концу 160 по первому варианту осуществления имплантанта 100. Как показано на фиг.4, дистальный конец 260 имеет выпуклую поверхность в виде, например, полусферы и, таким образом, выполняет функцию оптической линзы, увеличивающей поле зрения (если смотреть из канала 230 на пространство, прилегающее к концу 260 снаружи).

20 Предусмотрена возможность выбрать такую кривизну конца 260, которая обеспечивала бы любое желаемое поле зрения. Например, данный конец может полностью представлять собой полусферу, обеспечивая тем самым поле зрения, подобное полю зрения линзы типа рыбий глаз с полем зрения приблизительно 180° . В альтернативных модификациях этого варианта осуществления дистальному концу можно придать

25 конфигурацию, обеспечивающую поле зрения с углом приблизительно 120° , 90° , 50° или любым другим желаемым углом. В альтернативных модификациях этого (второго) варианта дистальный конец 260 может иметь относительно плоскую поверхность со скошенной периферийной кромкой или любую другую пригодную форму.

Прямая ЛВ (т.е. линия, проходящая между проксимальным концом имплантанта и

30 средой, прилегающей к дистальному концу с дистальной стороны), обеспечиваемая имплантантом по второму аспекту изобретения, по меньшей мере в некоторых описанных вариантах его осуществления, может оказаться полезной также и при проведении других стоматологических процедур, таких, например, как установка

данного имплантанта в нижнюю челюсть, когда за счет того, что хирург-стоматолог

35 имеет возможность наблюдать имплантируемый участок через имплантант, можно свести к минимуму вероятность повреждения нижнего альвеолярного нерва в мандибулярном канале.

Как и в первом варианте осуществления, с внесением необходимых изменений, имплантанту 200 можно придать конфигурацию, обеспечивающую герметичное

40 перекрывание канала 230, например, посредством создания герметичного соединения между имплантантом 200 и соответствующим протезом 190 (или временной насадкой, прикрепляемой к имплантанту на время процесса заживления) или, независимо от этого, перекрывание таким же образом сообщения по потоку между наружными объемами

905 и 909, предотвращающее проникновение загрязнений из ротовой полости в верхнюю

45 челюсть (или, в соответствующих вариантах осуществления, в нижнюю), а также блокирующее эвакуацию костной ткани, костнопластического материала и других подобных веществ из имплантируемой зоны этих челюстей. Таким образом, надлежащие разделяющие компоненты, подобные, например, разделяющим компонентам 106, 107,

108, описанным для первого варианта, можно использовать также и для варианта осуществления по фиг.4, с внесением необходимых изменений, в частности изменений, требуемых для обеспечения возможности сопряжения. Например, предусмотрена возможность использовать с имплантантом 200 модификацию разделяющего компонента 107, удалив у него выступ 115. Таким образом, должно быть вполне понятно, что в варианте осуществления по фиг.4 посредством по меньшей мере разделяющего компонента 106 можно селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку через канал на участке между проксимальным и дистальными отверстиями, причем в таком варианте сообщение прерывается независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие, или от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или нет) на зубном имплантанте протез с соответствующим установочным элементом. Следует отметить также, что предусмотрена возможность удаления компонента 106 из канала 230 в проксимальную сторону через проксимальное отверстие.

Третий вариант осуществления зубного имплантанта по первому аспекту изобретения, обозначенный в целом, как 300, проиллюстрирован на фиг.7-10 и, с внесением необходимых изменений (некоторые различия будут разъяснены далее), имеет все элементы и особенности первого варианта осуществления, включая по меньшей мере некоторые его альтернативные модификации, в частности вариант осуществления по фиг.2В. Так, имплантант 300 также выполнен в виде, в целом, трубчатого корпуса 305, состоящего из проксимального участка 310, дистального участка 350 и трубчатой полости (канала) 330, проходящей (проходящего) в продольном направлении через участки 310 и 350. Проксимальный участок 310 имеет проксимальный конец 320 и отверстие 362. Дистальный участок 350 состоит из проксимальной части 352 и дистальной части 354 и имеет дистальный конец 360, а также три боковых дистальных отверстия 358 (хотя в альтернативных модификациях этого варианта осуществления таких отверстий может быть одно, два или больше трех) и осевое дистальное отверстие 359 у дистального конца 360. Все перечисленные элементы, с внесением необходимых изменений, имеют соответствующие аналоги по первому варианту осуществления, а именно трубчатый корпус 105, проксимальный участок 110, проксимальный конец 120, отверстие 162, дистальный участок 150, проксимальную часть 152, дистальную часть 154, дистальный конец 160, боковые дистальные отверстия 158, осевое дистальное отверстие 159 и канал 130.

Канал 330 по всей своей длине снабжен внутренней резьбой, доходящей до дистального конца 360.

В этом варианте боковые дистальные отверстия 358 выполнены, по существу, цилиндрическими, а их оси, по существу, ортогональны продольной оси 301 имплантанта 300 и лежат в плоскостях, пересекающихся с ней. В альтернативных модификациях этого варианта (это относится, безусловно, и к модификациям первого или второго вариантов осуществления) предусмотрена возможность расположить оси боковых дистальных отверстий относительно оси 301 под углом, отличающимся от 90° , например под острым углом к ней, и ориентировать в проксимальном направлении (на фиг.9А такие отверстия обозначены, как 358а), или, например, наклонить эти оси под острым углом и ориентировать в дистальном направлении (это боковые дистальные отверстия, обозначенные на фиг.9В, как 358b). Предусмотрена возможность поместить оси наклонных боковых дистальных отверстий 358а и/или 358b в плоскостях, пересекающихся с осью 301 имплантанта 300, или, как альтернативный вариант, в плоскостях, параллельных оси 301, но не пересекающих ее.

Имплантант 300 дополнительно снабжен разделяющей системой 316, которой придана

конфигурация, обеспечивающая селективное управление сообщением по потоку (по каналу 330 через проксимальное отверстие 362, боковые дистальные отверстия 358 и/или осевое дистальное отверстие 359) между наружной средой у проксимального участка 310 и наружной средой у дистальной части 354. Конкретно, система 316

5 сконфигурирована с возможностью селективно и обратимо перекрывать дистальные отверстия, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие, или независимо от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или незафиксирован) протез вместе со своим установочным элементом на зубном имплантанте.

10 В этом варианте система 316 состоит из дистального разделяющего компонента 315 и проксимального разделяющего компонента 314, причем для облегчения селективного введения их в корпус 305 имплантанта и выведения из него может быть эффективно использован инструмент 370, показанный, в частности, на фиг.11А-11С.

15 Инструмент 370 выполнен в виде цельной детали, которая представляет собой приводной стержень, состоящий из первого участка 371, коаксиального ему второго участка 372 и участка 373, соединяющего участки 371, 372 и управляемого пальцами руки. Первый свободный конец 374 инструмента, расположенный у конца участка 371, имеет проходящее внутрь гнездо 376 с шестиугольным поперечным сечением. Второй свободный конец 375 инструмента, расположенный у конца участка 372, имеет 20 направленный наружу выступ 377 с шестиугольным поперечным сечением. Наружные диаметры участков 371 и 372 существенно меньше внутреннего диаметра канала 330, в то время как управляемый пальцами руки участок 373 имеет увеличенный диаметр, а его наружная поверхность 378 (цилиндрическая или в форме многогранника) выполнена шероховатой, чтобы облегчить захват инструмента 370 пальцами и поворот его вокруг своей продольной оси 379. Первый участок 371 приводного стержня содержит проточенную шкалу 378", позволяющую пользователю визуально контролировать введение первого участка 371 приводного стержня в канал 330 во время использования инструмента 370 в сопряжении с имплантантом 300 или, естественно, по меньшей мере с некоторыми альтернативными его модификациями.

30 Дистальному разделяющему компоненту 315 придана конфигурация, обеспечивающая, в первую очередь, селективное перекрытие осевого дистального отверстия 359, но в то же время позволяющая поддерживать сообщение по потоку через боковые дистальные отверстия 358 на участке от наружной среды, прилегающей к имплантанту 300, до канала 330. Кроме того, предусмотрена возможность 35 использовать данный компонент для селективного одновременного изолирования отверстия 359 и отверстий 358 от проксимального участка канала 330 с проксимальным отверстием 362.

Дистальный разделяющий компонент 315 имеет, в целом, цилиндрический дистальный разделяющий участок 315а с наружной резьбой, которая является ответной по 40 отношению к внутренней резьбе, выполненной внутри канала 330, и образует в сопряжении с ней эффективный разделяющий узел. С помощью этого сопряжения можно через проксимальное отверстие 362 вводить компонент 315 в канал 330 и удалять из него. Кроме того, у компонента 315 имеется встроенный приводной участок 315b, в данном варианте выполненный в форме выступа, направленного в проксимальную 45 сторону и имеющего шестиугольное поперечное сечение, что позволяет ввинчивать компонент 315 в канал 330 и вывинчивать из него, используя подходящее для этого приспособление, например конец 374 инструмента 370, предназначенного для введения разделяющих компонентов и представленного на фиг.11А-11С. Осевая длина

дистального разделяющего участка 315а выбрана так, чтобы он не мешал сообщению по потоку через боковые дистальные отверстия 358, когда дистальный разделяющий компонент 315 находится в своем дистальном положении у дистального конца канала 330, как это показано на фиг.9 (на данной фигуре имплантант представлен без проксимального разделяющего компонента 314). Такое расположение создает условия для сообщения по потоку между каналом 330 и наружной средой у дистальной части 354 через боковые дистальные отверстия 358, в то время как осевое дистальное отверстие 359 может оставаться закрытым разделяющим компонентом 315.

Следует отметить, что для эффективного изолирования боковых дистальных отверстий 358 предусмотрена возможность использовать и сам дистальный разделяющий компонент 315, устанавливая по меньшей мере проксимальную часть его участка 315а со сдвигом в проксимальную сторону по отношению к указанным отверстиям 358, т.е. компонент 315 можно использовать для выполнения и этой функции.

Проксимальному разделяющему компоненту 314 придана конфигурация, обеспечивающая, в первую очередь, селективное перекрытие боковых дистальных отверстий 358, когда дистальный разделяющий компонент 315 находится в своем дистальном положении перекрывания. Компонент 314 представляет собой разделяющий корпус 314а с наружной резьбой, которая является ответной по отношению к внутренней резьбе, выполненной внутри канала 330, и образует в сопряжении с ней эффективный разделяющий узел. С помощью этого сопряжения можно через проксимальное отверстие 362 вводить компонент 314 в канал 330 и удалять из него. Кроме того, у компонента 314 имеется встроенный приводной участок 314b, в данном варианте осуществления выполненный в форме гнезда, обращенного в проксимальную сторону и имеющего шестиугольное поперечное сечение, что позволяет ввинчивать компонент 314 в канал 330 и вывинчивать из него, используя подходящее для этого приспособление, например конец 375 инструмента 370, предназначенного для введения разделяющих компонентов и представленного на фиг.11А-11С. Дистальный конец компонента 314 также имеет полое гнездо 314 с, конфигурация которого позволяет поместить в него приводной участок 315b дистального разделяющего компонента 315, когда этот компонент находится в своем дистальном положении перекрывания у дистального конца канала 330, а компонент 314 установлен в своем дистальном положении перекрывания около дистального конца канала 330 с приведением в упор с компонентом 315. Внутренний диаметр гнезда 314 с превышает максимальный размер по ширине в поперечном сечении приводного участка 315b, что позволяет этому гнезду перемещаться в свое разделяющее положение по спирали, не соприкасаясь с этим участком. Толщина дистального разделяющего корпуса 314а вдоль оси выбрана так, чтобы можно было блокировать сообщение по потоку через боковые дистальные отверстия 358, по меньшей мере когда дистальный разделяющий компонент 315 находится в своем дистальном положении перекрывания у дистального конца канала 330, а проксимальный разделяющий компонент 314 приведен с компонентом 315 в упор, как это показано на фиг.9. Следует отметить, что компонент 314 сам по себе также автоматически и эффективно изолирует осевое дистальное отверстие 359, и его можно использовать для выполнения этой функции даже в отсутствие дистального разделяющего компонента 315.

В данном варианте у дистального конца канала 330 предусмотрено наличие механического стопора в виде кольцевого буртика, предотвращающего выход проксимального разделяющего компонента 314 или, естественно, дистального разделяющего компонента 315 из канала 330 в дистальном направлении. Эта особенность повышает безопасность и не дает пользователю случайно произвести

чрезмерное ввинчивание компонента 314 и, конечно, компонента 315 в дистальном направлении во время имплантации имплантанта и вообще позволяет избежать какого-либо другого возможного продвижения компонента 314 или компонента 315 в тело пациента в дистальном направлении по отношению к имплантанту. В альтернативных модификациях этого варианта механический стопор можно из схемы исключить.

Каналу 330 дополнительно придана конфигурация, обеспечивающая введение в него и фиксацию в нем стопорной гайки 380, которая фиксирует соответствующий упор 390 на проксимальном участке 320. К упору 390 можно надлежащим образом прикрепить соответствующий протез.

В зубном имплантанте 300 у его проксимального конца выполнено гнездо 369 шестигранной формы, которому придана конфигурация, позволяющая установить в нем протез посредством упора 390.

Как показано на фиг.12, в альтернативной модификации варианта по фиг.7-10 изменен дистальный разделяющий компонент, обозначенный в данном случае, как 315'.

Конкретно, в этом варианте соответствующему приводному участку 315b' придана форма не выступа с шестиугольным поперечным сечением, а плоской пластинки, выступающей в проксимальном направлении. Как будет ясно из дальнейшего описания, по сравнению с дистальным разделяющим компонентом 315 варианта по фиг.7 такая конструкция сводит к минимуму перекрытие боковых дистальных окон 358 приводным участком 315b', когда дистальный разделяющий компонент 315' находится в своем дистальном положении перекрывания у дистального конца канала 330.

Манипулирование таким видоизмененным дистальным разделяющим компонентом 315' и его установку на место можно облегчить посредством модифицированного инструмента 370', показанного на фиг.13 и, за исключением необходимых изменений, по существу, идентичного описанному выше инструменту 370. Некоторые различия сводятся к следующему. В инструменте 370' соответствующий свободный конец 374', расположенный у конца соответствующего первого участка 371' приводного стержня, снабжен не гнездом 376 с шестиугольным поперечным сечением (как в инструменте 370), а диаметральной шлицом 376', предназначенным для взаимодействия с ответным приводным участком 315b', выполненным в виде пластинки. Кроме того, проточенная шкала 378" инструмента 370 в инструменте 370' отсутствует (хотя, как вариант, ее можно оставить), а на соответствующем первом участке 371' приводного стержня на расстоянии S' от конца 374', согласованном с пространством между дистальным разделяющим компонентом 315' и проксимальным концом имплантанта 300, когда компонент 315' находится в своем дистальном положении перекрывания у дистального конца канала 330, расположен механический стопор 378'. Он выполняет предохранительную функцию, предотвращая излишнее ввинчивание компонента 315' в канал 330 с выходом за пределы его дистального разделяющего положения или даже с выведением за пределы дистального конца 360. Указанная функция выполняется за счет упора в проксимальный конец имплантанта 300 и предотвращения дальнейшего дистального смещения инструмента 370' в имплантант 300. Как вариант, инструмент 370 по фиг.11А-11С на первом участке 371 приводного стержня также можно снабдить, внося необходимые изменения, механическим стопором, подобным стопору 378', выполненному на первом участке 371' приводного стержня инструмента 370'.

Зубной имплантант 300 можно выполнить в виде цельной детали или из нескольких компонентов, надлежащим образом соединенных друг с другом. Предусмотрена возможность выполнить его из одного или более пригодных и биосовместимых материалов, например из металлических материалов, таких, например, как титан и/или

нержавеющая сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, таких, например, как материал МР-1, разработанный НАСА, и/или, например, другие пригодные пластики и/или полимеры.

Аналогичным образом дистальный и проксимальный разделяющие компоненты 315 (и/или 315'), 314 (каждый из них) можно выполнить из одного или более пригодных и биосовместимых материалов, например из металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющая сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, таких, например, как материал МР-1, разработанный НАСА, и/или полимер, поставляемый под маркой "РЕЕК" фирмой Victrex, и/или полиамид, и/или, например, другие пригодные пластики и/или другие пригодные полимеры. В частности, указанные полиамид, пластики и/или полимеры могут иметь одну или более из следующих характеристик:

- температура размягчения по ВИКА В/50 - DIN EN ISO 306: приблизительно между -40°C и $+180^{\circ}\text{C}$,
- модуль упругости при растяжении - DIN EN ISO 527: приблизительно 1700 Н/мм^2 ,
- модуль упругости при изгибе - DIN EN ISO 178: приблизительно 1240 Н/мм^2 ,
- предел прочности на разрыв - DIN EN ISO 527: приблизительно 45 Н/мм^2 ,
- твердость - DIN 53505: 75 по Шору D,
- плотность: приблизительно $0,9\text{ г/см}^3$.

В порядке альтернативы по меньшей мере дистальный разделяющий компонент 315 (и/или 315') можно выполнить из пригодного прозрачного материала или с окном из него, причем выбранный материал должен быть, кроме того, биологически совместимым, таким, например, как стекло или пригодный прозрачный полимер и/или любой иной пригодный материал, например сапфир. Прозрачностью материала обеспечивается наличие прямой ЛВ на участке от проксимального отверстия 362 и, далее, через дистальный конец 360 вдоль оси 301, когда дистальный компонент 315 (или 315') находится в своем дистальном положении перекрывания у дистального конца канала 330. Дистальный участок 350 сконфигурирован с возможностью имплантировать его в верхнюю челюсть 900 пациента и состоит из проксимальной части 352 и дистальной части 354. Размер L участка 350 вдоль продольной оси 301 имплантанта 300 достаточен для того, чтобы в имплантированном положении имплантанта 300 дистальная часть 354 дистального участка 350 вместе с ее дистальным концом 360 выступала через альвеолярный отросток 901 и далее от дна 907 синуса в сторону полости 910 синуса, когда проксимальная часть 352 введена внутрь кости отростка 901 верхней челюсти 900. В упомянутом "имплантированном положении" имплантант 300 находится по отношению к верхней челюсти в своем наиболее желательном положении, показанном на фиг.8, т.е. проксимальный участок 310 по отношению к челюсти 900 расположен в своей перманентной позиции, требуемой для установки упора 390 и протеза.

Таким образом, продольный размер L_p проксимальной части 310 согласован с толщиной альвеолярного отростка 901 и, в целом, соответствует этой толщине, доходя до синуса 910. В частности, L_p может составлять приблизительно 2-8 мм. Дистальная часть 354 имеет такой продольный размер L_d , что выступает в полость 910 синуса и задает минимальную толщину синус-лифтинга (аугментации синуса), обеспечиваемого (обеспечиваемой) с помощью зубного имплантанта 300.

Далее, когда соответствующий дистальный разделяющий компонент 315 (или 315') удален, в зубном имплантанте 300 образуется прямая Л В, проходящая вдоль оси 301

между проксимальным отверстием 362 и дистальным отверстием 359.

Прямая ЛВ, обеспечиваемая имплантантом по первому аспекту изобретения, в частности в описанных вариантах осуществления (т.е. линия, проходящая между проксимальным концом имплантанта и наружной средой, прилегающей к дистальному концу с дистальной стороны), может оказаться полезной также и для проведения других стоматологических процедур, таких, например, как установка имплантанта в нижнюю челюсть, когда за счет того, что хирург-стоматолог имеет возможность наблюдать имплантируемый участок через имплантант, можно свести к минимуму вероятность повреждения нижнего альвеолярного нерва в мандибулярном канале. При использовании имплантанта 300, выполненного согласно третьему варианту осуществления, а также при использовании альтернативных модификаций этого варианта хирург получает возможность селективно наблюдать, если это желательно, имплантируемую зону, удалив соответствующий дистальный разделяющий компонент 315 (или 315'), причем даже в процессе проведения имплантации, и вернуть его на место, убедившись, что продвижение имплантанта 300 завершено, т.е. дистальный конец закрыт, или когда имплантант 300 окончательно установлен.

Следует отметить, что для эффективного изолирования дистального участка канала 330 (т.е. участка, на котором находятся боковые дистальные отверстия 358 и осевое дистальное отверстие 359) от проксимального участка канала можно использовать любой из разделяющих компонентов 314, 315 и 315' сам по себе с учетом наличия стопорной гайки 380, фиксирующей соответствующий упор 390 и, таким образом, зубной протез на проксимальном участке 320 имплантанта 300. Далее, следует отметить также, что посредством изолирования канала 330 у положения, проксимального по отношению к боковым дистальным отверстиям 358 и/или к осевому дистальному отверстию 359, можно поддерживать сообщение по потоку на участке между наружной средой, прилегающей к имплантанту (конкретно, к его дистальному участку 350), и дистальным участком канала через соответствующее дистальное отверстие и, одновременно с этим, изолировать дистальный участок канала от проксимального участка канала. Особенность такого решения заключается в том, что, с одной стороны, проксимальный участок канала изолируют от внутренней части верхней челюсти (или нижней челюсти в соответствующих вариантах осуществления), в то время как, с другой стороны, костные ткани и, в том числе, костнопластический материал (в соответствующих вариантах осуществления) имеют возможность способствовать закреплению имплантанта в соответствующей челюсти.

Следует отметить также, что любой из разделяющих компонентов 314, 315, 315' можно использовать сам по себе, чтобы обеспечить наличие разделяющего узла, конфигурация которого позволяет селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном отверстии имплантанта 300.

Следует отметить далее, что предусмотрена возможность каждый из разделяющих компонентов 314, 315, 315' удалять из канала 330 в проксимальном направлении через проксимальное отверстие.

Четвертый вариант осуществления зубного имплантанта по первому аспекту изобретения, обозначенный в целом, как 400, проиллюстрирован на фиг.17-21 и, с внесением необходимых изменений (некоторые различия будут разъяснены далее), имеет элементы и особенности по меньшей мере третьего варианта осуществления, включая по меньшей мере некоторые его альтернативные модификации, в частности вариант осуществления по фиг.7-10. Так, имплантант 400 также выполнен, в целом, в

виде трубчатого корпуса 405, состоящего из проксимального участка 410, дистального участка 450 и трубчатой полости (канала) 430, проходящей (проходящего) в продольном направлении через участки 410 и 450. Проксимальный участок 410 имеет проксимальный конец 420 и отверстие 462. Дистальный участок 450 состоит из проксимальной части 452 и дистальной части 454 и имеет дистальный конец 460 и три боковых дистальных отверстия 458 (хотя в альтернативных модификациях этого варианта осуществления таких отверстий может быть одно, два или больше трех) и осевое дистальное отверстие 459 у дистального конца 460. Все перечисленные элементы, с внесением необходимых изменений, имеют соответствующие аналоги по третьему варианту осуществления, а именно трубчатый корпус 305, проксимальный участок 310, проксимальный конец 320, отверстие 362, дистальный участок 350, проксимальную часть 352, дистальную часть 354, дистальный конец 360, боковые дистальные отверстия 358, осевое дистальное отверстие 359 и канал 330.

В четвертом варианте осуществления проксимальный участок 430 В канала 430 на части своей длины снабжен внутренней резьбой, проходящей от отверстия 462 до промежуточной границы раздела 430А, а дистальный участок 430С канала 430 в зоне, проходящей от границы раздела 430А до дистального конца 460, резьбы не имеет. В этом варианте дистальный участок 430С, выполненный в виде трубчатой полости, имеет, по существу, цилиндрическую форму, т.е. одинаковый диаметр по всей своей длине.

В данном варианте боковые дистальные отверстия 458 выполнены, по существу, цилиндрическими, а их оси, по существу, ортогональны продольной оси 401 имплантанта 400 и лежат в плоскостях, пересекающихся с ней. В альтернативных модификациях этого варианта предусмотрена возможность расположить соответствующие оси боковых дистальных отверстий относительно оси 401 под углом, отличающимся от 90°, например под острым углом к ней, и ориентировать в дистальном направлении или, например, наклонить их под острым углом и ориентировать в проксимальном направлении, как это, с внесением необходимых изменений, описано для третьего варианта, который проиллюстрирован на фиг.9А, 9В. Предусмотрена возможность поместить оси наклонных боковых дистальных отверстий в плоскостях, пересекающихся с осью 401 имплантанта 400, или, альтернативно, в плоскостях, параллельных оси 401, но не пересекающих ее.

Имплантант 400 дополнительно снабжен разделяющей системой, которой придана конфигурация, обеспечивающая селективное управление сообщением по потоку (через канал 430, проксимальное отверстие 462, боковые дистальные отверстия 458 и осевое дистальное отверстие 459) между наружной средой у проксимального участка 410 и наружной средой у дистальной части 454. Конкретно, данная система сконфигурирована с возможностью селективно и обратимо перекрывать дистальные отверстия, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто или перекрыто проксимальное отверстие, или независимо от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или незафиксирован) протез на зубном имплантанте.

В этом варианте разделяющая система состоит из единственного разделяющего компонента 416 (выполненного отдельно от установочного элемента протеза), причем, как показано на фиг.22 и 23, для облегчения селективного введения компонента 416 в корпус 405 имплантанта и выведения из него может быть эффективно использован инструмент 470.

Инструмент 470 можно выполнить, например, в виде цельной детали, которая представляет собой приводной стержень 471, присоединенный коаксиально к рукоятке

473. Свободный конец стержня 471 имеет направленный наружу выступ 477 с шестиугольным поперечным сечением. Наружный диаметр стержня 471 существенно меньше внутреннего диаметра канала 430 и, конкретно, резьбового участка 430В, в то время как рукоятка 473 имеет увеличенный диаметр, а ее наружная цилиндрическая (в альтернативном варианте многоугольная) поверхность 478а выполнена с мелкоструктурной насечкой или закруглена каким-то другим образом, чтобы облегчить пользователю захват инструмента 470 пальцами и поворот его вокруг своей продольной оси 479. На приводном стержне 471 на расстоянии S'' от дистального конца 477а предусмотрено наличие механического стопора 478.

Разделяющему компоненту 416 придана конфигурация, обеспечивающая селективное и одновременное изолирование осевого дистального отверстия 459 и боковых дистальных отверстий 458 от проксимального участка канала 430 (в том числе от резьбового участка 430В) с проксимальным отверстием 462.

Разделяющий компонент 416 имеет, в целом, цилиндрический дистальный участок 415 без наружной резьбы. Наружная поверхность этого участка является ответной по отношению к участку 430С канала 430, также не имеющему резьбы, и может в сопряжении с ним сформировать разделяющий узел. Кроме того, у компонента 416 имеется проксимальный разделяющий корпус 414, снабженный наружной резьбой, которая является ответной по отношению к внутренней резьбе резьбового участка 430 В канала 430 и может в сопряжении с ней эффективно сформировать разделяющий узел. Кроме того, компонент 416 имеет дистальный разделяющий конец 414а.

Предусмотрена возможность через проксимальное отверстие 462 вводить разделяющий компонент 416 в канал 430 и выводить из него. Этот компонент дополнительно содержит встроенный приводной участок 414b, в данном варианте выполненный в виде открытого в проксимальном направлении гнезда с шестиугольным поперечным сечением, что позволяет ввинчивать компонент 416 в канал 430 и вывинчивать из него, используя подходящее для этого приспособление, например, конец 477 инструмента 470, представленного на фиг.22 и 23. В альтернативных модификациях этого варианта осуществления компонент может иметь другую конфигурацию, также обеспечивающую легкое и селективное введение и удаление имплантанта 400.

В своем дистальном положении перекрывания в канале 430 дистальный участок 415 изолирует участок 430С канала 430, не имеющий резьбы, и/или проксимальный разделяющий корпус 414 изолирует дистальную часть резьбового участка 430 В канала 430, тем самым блокируя сообщение по потоку через боковые дистальные отверстия 458 и осевое дистальное отверстие 459, причем дистальный конец 414а разделяющего компонента соосен с дистальным концом 460.

В альтернативных модификациях этого варианта участок 430С, не имеющий резьбы, имеет форму усеченного конуса, например равномерно сужающегося от границы раздела 430А в сторону дистального конца 460, а дистальному участку 415 разделяющего компонента 416 придана форма ответного усеченного конуса, у которого поперечное сечение по мере уменьшения диаметра равномерно сужается в направлении от самой дистальной точки проксимального разделяющего корпуса 414 в сторону дистального конца 414а разделяющего компонента. В порядке альтернативы эти сужения можно выполнить и в противоположном направлении. Такие конфигурации участка 430С и дистального участка 415 способствуют герметизации зазора между ними, когда разделяющий компонент 416 продвинут в дистальном направлении к своему разделяющему положению, а поверхности двух усеченных конусов упираются одна в

другую или приходят в контакт одна с другой каким-то иным образом.

В другой альтернативной модификации этого варианта участок 430С, не имеющий резьбы, имеет форму усеченного конуса, например равномерно сужающегося от границы раздела 430А в сторону дистального конца 460, а дистальному участку 415 разделяющего компонента 416 придана цилиндрическая форма с постоянным поперечным сечением. В следующей альтернативной модификации этого варианта осуществления участок 430С, не имеющий резьбы, имеет, по существу, цилиндрическую форму с постоянным поперечным сечением, а дистальному участку 415 разделяющего компонента 416, по существу, придана форма усеченного конуса, у которого поперечное сечение равномерно сужается в направлении от самой дистальной точки разделяющего корпуса 414 в сторону дистального конца 414а разделяющего компонента. Такие конфигурации участка 430С и дистального участка 415 способствуют герметизации зазора между ними, когда разделяющий компонент 416 продвинут в дистальном направлении к своему разделяющему положению, а две обращенные одна к другой поверхности упираются одна в другую или приходят в контакт одна с другой каким-то другим образом.

Расстояние S'' согласовано с пространством между гнездом 414b разделяющего компонента 416 и проксимальным концом имплантата 400, когда компонент 416 находится в своем дистальном положении перекрывания. Таким образом, механический стопор 478 выполняет предохранительную функцию, предотвращая излишнее ввинчивание компонента 416 в канал 430 с выходом за пределы своего дистального положения, разделяющего данный канал, или даже с выведением за пределы дистального конца 460. Указанная функция выполняется за счет упора в проксимальный конец имплантата 400 и предотвращения дальнейшего дистального перемещения инструмента 470 в имплантант 400.

Далее, в этом варианте резьбовой участок 430В имеет увеличенный диаметр по сравнению с участком 430С, не имеющим резьбы. В результате граница раздела 430А выполняет функцию механического стопора, автоматически предотвращающего выход разделяющего компонента 416 из канала 430 в дистальном направлении, причем даже когда этот компонент вводят, не используя инструмент 470. Эта особенность повышает безопасность и не позволяет пользователю во время имплантирования имплантата случайно произвести чрезмерное ввинчивание компонента 416 в дистальном направлении, а также позволяет избежать иных возможных вариантов выталкивания соответствующего компонента 416 в часть тела пациента, дистальную по отношению к имплантанту. В альтернативных модификациях этого варианта механический стопор можно из схемы исключить. Так, например, по сравнению с участком 430С, не имеющим резьбы, резьбовой участок 430В можно выполнить с тем же или меньшим внутренним диаметром.

Аналогично третьему варианту осуществления, с внесением необходимых изменений, каналу 430, конкретно его проксимальному участку и, в частности, части его резьбового участка 430В дополнительно придана конфигурация, обеспечивающая введение в него и фиксацию в нем стопорной гайки 380, которая фиксирует соответствующий упор 390 на проксимальном участке 420. К упору 390 можно надлежащим образом прикрепить соответствующий протез.

В зубном имплантанте 400 у проксимального конца 462 выполнено полое гнездо 469 шестигранной формы, которому придана конфигурация, позволяющая установить в нем протез посредством упора 390.

Аналогично третьему варианту осуществления, с внесением необходимых изменений, зубной имплантант 400 можно выполнить в виде цельной детали или из нескольких

компонентов, надлежащим образом соединенных друг с другом. Предусмотрена возможность выполнить его из одного или более пригодных и биологически совместимых материалов, например, из биосовместимых металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, в частности из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или, например, из других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров. Подобным образом, разделяющий компонент 416 можно выполнить из одного или более пригодных и биологически совместимых материалов, например, из биосовместимых металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, в частности из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или из полимера РЕЕК, поставляемого фирмой Victrex, и/или полиамида, и/или, например, из других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров. В частности, указанные полиамид, пластики и/или полимеры могут иметь одну или более из следующих характеристик:

- температура размягчения по ВИКА В/50 - DIN EN ISO 306: приблизительно между -40°C и $+180^{\circ}\text{C}$,
- модуль упругости при растяжении - DIN EN ISO 527: приблизительно 1700 Н/мм^2 ,
- модуль упругости при изгибе - DIN EN ISO 178: приблизительно 1240 Н/мм^2 ,
- предел прочности на разрыв - DIN EN ISO 527: приблизительно 45 Н/мм^2 ,
- твердость - DIN 53505: 75 по Шору D,
- плотность: приблизительно $0,9 \text{ г/см}^3$.

В порядке альтернативы по меньшей мере разделяющий компонент 416 можно выполнить из пригодного прозрачного материала или с окном из него, причем выбранный материал должен быть, кроме того, биологически совместимым, таким, например, как стекло и/или пригодный прозрачный полимер, и/или любой пригодный материал, например сапфир. Прозрачностью материала обеспечивается наличие прямой ЛВ на участке от проксимального отверстия 462 и, далее, через дистальный конец 460 вдоль оси 401, когда разделяющий компонент 416 находится в канале 430 в своем дистальном положении перекрывания.

Дистальный участок 450 сконфигурирован с возможностью имплантировать его в верхнюю челюсть 900 пациента и состоит из проксимальной части 452 и дистальной части 454. Размер L участка 450 вдоль продольной оси 401 имплантанта 400 достаточен для того, чтобы в имплантированном положении имплантанта 400 дистальная часть 454 дистального участка 450 вместе с ее дистальным концом 460 выступала через альвеолярный отросток 901 и, далее, от дна 907 синуса в сторону полости 910 синуса, когда проксимальная часть 452 введена в зацепление внутри кости отростка 901 верхней челюсти 900. В упомянутом "имплантированном положении" имплантант 400 находится по отношению к верхней челюсти в своем наиболее желательном положении, показанном на фиг.18, т.е. проксимальный участок 410 по отношению к челюсти 900 расположен в своей перманентной позиции, требуемой для установки упора 390 и протеза.

Таким образом, продольный размер L_p проксимальной части 410 скоррелирован с толщиной альвеолярного отростка 901 и, в целом, соответствует этому параметру, доходя до полости 910 синуса. В частности, L_p может составлять приблизительно 2-8 мм. Дистальная часть 454 имеет такой продольный размер L_d , что выступает в полость 910 синуса и задает минимальную толщину аугментации синуса, формирующейся

посредством зубного имплантанта 400.

Далее, когда соответствующий разделяющий компонент 416 удален, в зубном имплантанте 400 образуется прямая ЛВ, проходящая вдоль оси 401 между проксимальным отверстием 462 и дистальным отверстием 459.

5 Прямая ЛВ, обеспечиваемая имплантантом по этому аспекту изобретения, в частности в описанных вариантах его осуществления (т.е. линия, проходящая между проксимальным концом имплантанта и средой, прилегающей к дистальному концу с дистальной стороны), может оказаться полезной также и для проведения других стоматологических процедур, таких, например, как установка имплантанта в
10 мандибулярную зону, когда за счет того, что хирург-стоматолог имеет возможность наблюдать имплантируемый участок через имплантант, можно свести к минимуму вероятность повреждения нижнего альвеолярного нерва в мандибулярном канале. При использовании имплантанта 400, выполненного согласно четвертому варианту осуществления, а также при использовании его альтернативных модификаций хирург
15 получает возможность селективно наблюдать, если это желательно, имплантируемую зону, удалив разделяющий компонент, причем даже в процессе проведения имплантации, и вернуть его на место, убедившись, что продвижение имплантанта 400 завершено, т.е. дистальный конец закрыт, или когда имплантант 400 окончательно установлен.

Следует отметить, что предусмотрена возможность перекрыть канал 430 у позиции,
20 проксимальной по отношению к боковым дистальным отверстиям 458 и/или к осевому отверстию 459. Например, разделяющий компонент 416 можно ввинтить в канал 430 частично, чтобы конец 414а данного компонента по отношению к отверстиям 458 оказался в проксимальном положении (для этого нужно, чтобы стопорная гайка 380 была соответствующим образом укорочена). В порядке альтернативы можно выполнить
25 дистальный участок 415 короче, чем в варианте, показанном на фиг.19. Тогда при приведении проксимального разделяющего корпуса 414 в самое дистальное положение у границы раздела 430А конец 414а разделяющего компонента окажется в проксимальном положении относительно дистальных отверстий 458. Альтернативой является смещение границы раздела 430А в канале 430 в более проксимальное
30 положение. Тогда при приведении проксимального разделяющего корпуса 414 в самое дистальное положение у границы раздела 430А конец 414а разделяющего компонента опять-таки окажется в проксимальном положении относительно дистальных отверстий 458.

В любом случае посредством изолирования канала 430 у положения, проксимального
35 по отношению к боковым дистальным отверстиям 458 и/или к осевому дистальному отверстию 459, можно поддерживать сообщение по потоку на участке между наружной средой, прилегающей к имплантанту (конкретно, к его дистальному участку 450), и дистальным участком канала через соответствующее дистальное отверстие и, одновременно с этим, изолировать дистальный участок канала от проксимального
40 участка канала. Особенность такого решения заключается в том, что, с одной стороны, проксимальный участок канала изолируется от внутренней части верхней челюсти (или нижней челюсти в соответствующих вариантах осуществления), в то время как, с другой стороны, костные ткани и, в том числе, костнопластический материал (в соответствующих вариантах осуществления) имеют возможность способствовать
45 закреплению имплантанта в соответствующей челюсти.

Следует отметить также, что разделяющий компонент 416 образует разделяющий узел, конфигурация которого позволяет селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном отверстии имплантанта

400.

Следует отметить также, что предусмотрена возможность удалять разделяющий компонент 416 из канала 430 в проксимальном направлении через проксимальное отверстие.

5 Пятый вариант осуществления зубного имплантанта по этому аспекту изобретения, обозначенный в целом, как 500, проиллюстрирован на фиг.24-28 и, с внесением
необходимых изменений, имеет элементы и особенности по меньшей мере четвертого
варианта осуществления, включая по меньшей мере некоторые его альтернативные
модификации, в частности вариант осуществления по фиг.17-21, а также некоторые
10 особенности третьего варианта осуществления, включая по меньшей мере некоторые
его альтернативные модификации, в частности вариант осуществления по фиг.7-10
(некоторые различия будут разъяснены далее). Так, имплантант 500 также выполнен,
в целом, в виде трубчатого корпуса 505, состоящего из проксимального участка 510,
дистального участка 550 и трубчатой полости (канала) 530, проходящей (проходящего)
15 в продольном направлении через участки 510 и 550. Проксимальный участок 510 имеет
проксимальный конец 520 и отверстие 562. Дистальный участок 550 состоит из
проксимальной части 552 и дистальной части 554 и имеет дистальный конец 560 и три
боковых дистальных отверстия 558 (хотя в альтернативных модификациях этого
варианта осуществления таких отверстий может быть одно, два или больше трех). Все
20 перечисленные элементы, с внесением необходимых изменений, имеют соответствующие
аналоги по четвертому варианту осуществления, а именно трубчатый корпус 405,
проксимальный участок 410, проксимальный конец, отверстие 462, дистальный участок
450, проксимальную часть 452, дистальную часть 454, дистальный конец 460, боковые
дистальные отверстия 458 и канал 430. В канале 530 проксимальный участок 530В
25 канала 530 снабжен внутренней резьбой, проходящей от отверстия 562 до
промежуточной границы 530А раздела, а дистальный участок 530С (участок от границы
530А раздела до дистального конца 560) резьбы не имеет. В этом варианте дистальный
участок 530С трубчатой полости имеет, по существу, цилиндрическую форму, т.е.
одинаковый диаметр по всей своей длине.

30 Однако, в отличие по меньшей мере от третьего или четвертого вариантов
осуществления, у дистального конца 560 имплантанта 500 нет осевого дистального
отверстия, аналогичного осевым дистальным отверстиям 359 или 459, т.е. конец 560
перманентно перекрыт своей стенкой 560А. В этом отношении пятый вариант
осуществления, с внесением необходимых изменений, в какой-то степени структурно
35 и функционально подобен третьему варианту осуществления в ситуации, когда
соответствующий дистальный разделяющий компонент 315 или 315' по отношению к
имплантанту 300 находится в своем дистальном (разделяющем) положении у
дистального конца канала 330.

Далее, в этом варианте осуществления внутренний диаметр резьбового участка 530В
40 больше, чем у участка 530С, не имеющего резьбы. В альтернативных модификациях
этого варианта особенность, связанную с наличием механического стопора, можно из
схемы исключить - например, по сравнению с участком 530С участок 530 В может иметь
такой же или меньший внутренний диаметр.

Боковые дистальные отверстия 558, с внесением необходимых изменений, идентичны
45 аналогичным отверстиям, описанным для третьего или четвертого вариантов
осуществления и для их альтернативных модификаций.

Имплантант 500 дополнительно снабжен разделяющей системой, которой придана
конфигурация, обеспечивающая селективное управление сообщением по потоку через

канал 530, проксимальное отверстие 562 и боковые дистальные отверстия 558 на участке между наружной средой у проксимального участка 510 и наружной средой у дистальной части 554. Конкретно, данная система сконфигурирована с возможностью селективно и обратимо перекрывать дистальные отверстия, причем в таком варианте сообщение по потоку прерывается независимо от того, открыто или перекрыто проксимальное отверстие, или независимо от того, установлен или нет (т.е. зафиксирован или незафиксирован) на зубном имплантате протез с любым установочным элементом.

В пятом варианте осуществления разделяющая система состоит из единственного разделяющего компонента 516 (выполненного отдельно от установочного элемента протеза), который, с внесением необходимых изменений, подобен разделяющему компоненту 416 четвертого варианта осуществления. Основное отличие заключается в том, что поскольку компонент 516 при установке в свое дистальное разделяющее положение перекрывает только соответствующие боковые дистальные отверстия 558, он выполнен более коротким. При этом для облегчения селективного введения компонента 516 в корпус 505 имплантата и выведения из него может быть эффективно использован инструмент 470.

Таким образом, разделяющему компоненту 516 придана конфигурация, обеспечивающая селективное изолирование боковых дистальных отверстий 558 от проксимального участка канала 530 (конкретно, от резьбового участка 530В) с проксимальным отверстием 562.

Разделяющий компонент 516 имеет, в целом, цилиндрический дистальный участок 515, не имеющий наружной резьбы. Наружная поверхность этого участка является ответной по отношению к участку 530С канала 530, также не имеющему резьбы, и может в сопряжении с ним сформировать разделяющий узел. Кроме того, у компонента 516 имеется проксимальный разделяющий корпус 514, снабженный наружной резьбой, которая является ответной по отношению к внутренней резьбе резьбового участка 530 В канала 530 и в сопряжении с ней эффективно формирует разделяющий узел. Далее, компонент 516 имеет дистальный конец 514а, который упирается во внутреннюю поверхность стенки 560А дистального конца или расположен по отношению к ней с проксимальной стороны.

Предусмотрена возможность через проксимальное отверстие 562 вводить разделяющий компонент в канал 530 и выводить из него. Этот компонент дополнительно содержит встроенный приводной участок 514b, в данном варианте выполненный в виде открытого в проксимальном направлении гнезда с шестиугольным поперечным сечением, что позволяет ввинчивать компонент 516 в канал 530 и вывинчивать из него, используя подходящее для этого приспособление, например конец 477 инструмента 470, представленного на фиг.22 и 29.

В своем дистальном положении перекрывания в канале 530 дистальный участок 515 перекрывает участок 530С канала 530, не имеющий резьбы, и/или проксимальный разделяющий корпус 514 перекрывает дистальную часть резьбового участка 530В канала 530, тем самым блокируя сообщение по потоку через боковые дистальные отверстия 558.

В альтернативных модификациях этого варианта участок 530С, не имеющий резьбы, имеет форму усеченного конуса, например равномерно сужающегося в сторону дистального конца 559 непосредственно от границы раздела 530А, а дистальному участку 515 разделяющего компонента 516 придана форма ответного усеченного конуса, у которого поперечное сечение равномерно сужается в направлении от самой дистальной точки проксимального разделяющего корпуса 514 в сторону дистального

конца 514а этого компонента. В порядке альтернативы эти сужения можно выполнить и в противоположном направлении. Такие конфигурации участка 530С и дистального участка 515 способствуют герметизации зазора между ними, когда разделяющий компонент 516 подведен в дистальном направлении к своему разделяющему положению, а поверхности двух усеченных конусов упираются одна в другую или приходят в контакт одна с другой каким-то иным образом.

В другой альтернативной модификации этого варианта участок 530С, не имеющий резьбы, имеет форму усеченного конуса, равномерно сужающегося от границы раздела 530А в сторону дистального конца 560, а дистальному участку 515 разделяющего компонента 516 придана цилиндрическая форма с постоянным поперечным сечением. В следующей альтернативной модификации этого варианта осуществления участок 530С, не имеющий резьбы, имеет, по существу, цилиндрическую форму с постоянным поперечным сечением, а дистальному участку 515 разделяющего компонента 516 придана форма, по существу, усеченного конуса, у которого поперечное сечение равномерно сужается в направлении от самой дистальной точки проксимального разделяющего корпуса 514 в сторону дистального конца 514а компонента 516. Такие конфигурации участка 530С и дистального участка 515 способствуют герметизации зазора между ними, когда разделяющий компонент 516 продвинут в дистальном направлении к своему разделяющему положению, а две обращенные одна к другой поверхности упираются одна в другую или приходят в контакт одна с другой каким-то другим образом.

Расстояние S'' также согласовано с пространством между гнездом 514b разделяющего компонента 516 и проксимальным концом имплантанта 500, когда компонент 516 находится в своем дистальном положении перекрывания.

Аналогично третьему или четвертому вариантам осуществления, с внесением необходимых изменений, каналу 530 (конкретно, его резьбовому участку 530В) дополнительно придана конфигурация, обеспечивающая введение в него и фиксацию в нем стопорной гайки 380, которая фиксирует соответствующий упор 390 на проксимальном участке 420. К упору 390 можно надлежащим образом прикрепить соответствующий протез.

В зубном имплантанте 500 у проксимального конца 562 выполнено полое гнездо 569 шестигранной формы, которому придана конфигурация, позволяющая установить в нем протез посредством упора 390.

Аналогично третьему или четвертому вариантам осуществления, с внесением необходимых изменений, зубной имплантант 500 можно выполнить в виде цельной детали или из нескольких компонентов, надлежащим образом соединенных друг с другом. Предусмотрена возможность выполнить его из одного или более пригодных и биосовместимых материалов, например из металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, в частности из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или, например, из других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров. Подобным образом, разделяющий компонент 516 можно выполнить из одного или более пригодных и биологически совместимых материалов, например, из биосовместимых металлических материалов, таких, например, как титан и/или нержавеющей сталь, и/или, например, из биосовместимых неметаллических материалов, в частности из материала МР-1, разработанного НАСА, и/или из полимера РЕЕК, поставляемого фирмой Victrex, и/или полиамида, и/или, например, из других пригодных пластиков и/или других пригодных полимеров. В частности, указанные полиамид,

пластики и/или полимеры могут иметь одну или более из следующих характеристик:

- температура размягчения по ВИКА В/50 - DIN EN ISO 306: приблизительно между -40°C и $+180^{\circ}\text{C}$,

- модуль упругости при растяжении - DIN EN ISO 527: приблизительно 1700 Н/мм^2 ,

- модуль упругости при изгибе - DIN EN ISO 178: приблизительно 1240 Н/мм^2 ,

- предел прочности на разрыв - DIN EN ISO 527: приблизительно 45 Н/мм^2 ,

- твердость - DIN 53505: 75 по Шору D,

- плотность: приблизительно $0,9\text{ г/см}^3$.

Дистальный участок 550 сконфигурирован с возможностью имплантировать его в верхнюю челюсть 900 пациента и состоит из проксимальной части 552 и дистальной части 554. Размер L дистального участка 550 вдоль продольной оси 501 имплантанта 500 достаточен для того, чтобы в имплантированном положении имплантанта 500 дистальная часть 554 дистального участка 550 вместе с ее дистальным концом 560 выступала через альвеолярный отросток 901 и, далее, от дна 907 синуса в сторону полости 910 синуса, когда проксимальная часть 552 введена внутрь кости отростка 901 верхней челюсти 900. В упомянутом "имплантированном положении" имплантант 500 находится по отношению к верхней челюсти в своем наиболее желательном положении, показанном на фиг.25, т.е. проксимальный участок 510 по отношению к челюсти 900 расположен в своей перманентной позиции, требуемой для установки упора 390 и протеза.

Таким образом, продольный размер L_p проксимальной части 510 согласован с толщиной альвеолярного отростка 901 и, в целом, соответствует этой толщине, доходя до полости 910 синуса. В частности, L_p может составлять приблизительно 2-8 мм.

Дистальная часть 554 имеет такой продольный размер L_d , что выступает в полость 910 синуса и задает минимальную толщину аугментации синуса, обеспечиваемой с помощью зубного имплантанта 500.

Следует отметить, что предусмотрена возможность перекрыть канал 530 у позиции, проксимальной по отношению к боковым дистальным отверстиям 558. Например, разделяющий компонент 516 можно ввинтить в канал 530 частично, чтобы конец 514а данного компонента по отношению к отверстиям 558 оказался в проксимальном положении (для этого нужно, чтобы стопорная гайка 380 была соответствующим образом укорочена). В порядке альтернативы можно выполнить дистальный участок 515 короче, чем в варианте осуществления, показанном на фиг.26. Тогда при приведении проксимального разделяющего корпуса 514 в самое дистальное положение (у границы раздела 530А) конец 514а разделяющего компонента окажется в проксимальном положении относительно боковых дистальных отверстий 558. Альтернативой является смещение границы раздела 530А в канале 530 в более проксимальное положение. Тогда при приведении проксимального разделяющего корпуса 514 в самое дистальное положение (у границы раздела 530А) конец 514а разделяющего компонента опять-таки окажется в проксимальном положении относительно дистальных отверстий 558.

В любом случае посредством перекрытия канала 530 у положения, проксимального по отношению к боковым дистальным отверстиям 558, можно поддерживать сообщение по потоку на участке между наружной средой, прилегающей к имплантанту (конкретно, к его дистальному участку 550), и дистальным участком канала через соответствующее дистальное отверстие и, одновременно с этим, изолировать дистальный участок канала от его проксимального участка. Особенность такого решения заключается в том, что,

с одной стороны, проксимальный участок канала изолируется от внутренней части верхней челюсти (или нижней челюсти в соответствующих вариантах осуществления), в то время как, с другой стороны, костные ткани и, в том числе, костнопластический материал (в соответствующих вариантах осуществления) имеют возможность способствовать закреплению имплантата в соответствующей челюсти.

Следует отметить также, что разделяющий компонент 516 образует разделяющий узел, конфигурация которого позволяет селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном отверстии имплантата 500.

Следует отметить также, что предусмотрена возможность удалять разделяющий компонент 516 из канала 530 в проксимальном направлении через проксимальное отверстие.

Согласно второму аспекту изобретения предлагается процедура установки зубного имплантата в верхнюю челюсть пациента. На фиг.5А-5F представлен первый вариант осуществления предлагаемой процедуры, включающей также процедуру аугментации синуса.

Как показано в сечении на фиг.5А, верхняя челюсть 900 пациента содержит челюстную пазуху (синус) с полостью 910, покрытой оболочкой 906 (такую оболочку именуют также мембраной, субантральной оболочкой или слизистой оболочкой). Только в качестве неограничивающего примера, на чертеже показаны два сохранившихся зуба 931, 932, расположенные по обе стороны участка 950, выбранного для установки зубного имплантата, причем на этом участке толщина костной стенки альвеолярного отростка 901 у гребня челюсти изначально недостаточна для закрепления зубного имплантата. Конечно, в конкретных ситуациях применения процедуры установки имплантата, выполняемой согласно изобретению, один или оба таких зуба, расположенных рядом с участком 950, могут отсутствовать. В любом случае эта толщина костной стенки может представлять собой исходную толщину альвеолярного отростка, когда на участке 950 еще существовал реальный зуб, или в возможной ситуации, когда исходная толщина костной стенки уменьшилась вследствие атрофии кости, часто наблюдаемой после удаления зуба из верхней челюсти.

На фиг.5В показана первая стадия предлагаемой процедуры установки зубного имплантата. На этой стадии на участке, выбранном для имплантата, в гребне или в ткани 902 десны со стороны прикуса вырезают окно 972, при этом ткань десны можно удалить или отогнуть. Окно 972 вырезают, применив, например, устройство 600, выполненное согласно первому аспекту изобретения и в возможном варианте используемое в сопряжении с одной или более из систем 620, 625, 630, 640, 650, которые в совокупности обозначены, как система 800 (см. фиг.1). Для создания окна можно в порядке альтернативы использовать любой пригодный традиционный инструмент, например скальпель.

Затем, причем также применив показанное на фиг.1 устройство 600, подводят его дистальный участок 130' к гребню 962 и проводят через центральный канал 150' устройства 600 надлежащий инструмент с рабочим концом 91', такой, например, как стоматологическая дрель или лазер. Этим инструментом посредством сверления, абляции или любого другого приемлемого процесса удаления костного и тканевого материала удаляют участок кости альвеолярного отростка 901, чтобы создать канал 965. Операцию по удалению материала выполняют при постоянном отслеживании хирургом работы устройства 600, использующим для этого блок 145' формирования изображения, а также систему 620 обработки изображений и дисплей 625, при этом разрезаемый и

отслеживаемый участок подсвечивают осветительной системой 170'. Костную ткань удаляют до тех пор, пока не обнажится оболочка 906 синуса. Этот момент процедуры идентифицировать относительно просто, т.к. участок, обрабатываемый рабочим концом 91' инструмента, находится в поле зрения блока 145' и, таким образом, в зоне
5 постоянного наблюдения хирургом через систему отображения, которая выполнена с возможностью обеспечить для хирурга увеличенное видеоизображение этого участка в реальном времени.

В альтернативном варианте канал 965 можно создать, используя обычные инструменты и обычную процедуру, например, следующим образом. Сначала проводят
10 просвечивание верхней челюсти рентгеновскими лучами, чтобы определить толщину альвеолярного отростка 901, а затем обычным инструментом, например лазером или механической дрелью, создают проход, по существу представляющий собой проксимальную часть канала 965, на глубину, которая примерно на 1 мм меньше упомянутой и предварительно измеренной толщины отростка 901. Далее используют
15 второй инструмент, чтобы выколотить кость, оставшуюся у дистального конца этого прохода и, тем самым, завершить формирование канала 965. Этим вторым инструментом также может быть обычный инструмент, используемый для решения такой задачи, или, в порядке альтернативы, можно применить устройство 600, надлежащим образом оборудованное инструментом, который способен выполнить функцию выколачивания.
20 Как одну из альтернатив, применяют устройство 600 с лазером или стоматологической дрелью, чтобы удалить кость, оставшуюся у дистального конца этого прохода, наблюдая за данной операцией через блок 145' формирования изображения.

На следующей стадии, показанной на фиг.5С, через канал 965 в верхнюю челюсть 900 устанавливают зубной имплантант по первому аспекту изобретения. На данном
25 чертеже, только в качестве примера, имплантант 100 по фиг.2 (или его альтернативные модификации) вводят в дистальном направлении в канал 965 до тех пор, пока дистальный конец 160 не придет в упорный контакт с оболочкой 906 синуса. Одновременно по меньшей мере с последней фазой этого введения устройство 600
30 (конкретно, блок 145' формирования изображения, систему 620 обработки изображений и дисплей 625) используют для отслеживания процесса введения. Блок 145' соосен с осью 101 имплантанта 100, в результате чего в поле зрения этого блока находится дистальное отверстие 159. Это позволяет пользователю визуально рассматривать на дисплее 625 зону, дистальную по отношению к данному отверстию. Как вариант, можно по каналу 130 подвести блок 145' ближе к отверстию 159 (это относится к тем вариантам
35 осуществления, в которых предусмотрена возможность разместить блок 145' в канале 130). В противном случае блок 145' можно использовать для получения изображения, поместив его снаружи дистального конца 160 имплантанта.

Таким образом, момент контакта между дистальным концом 160 и оболочкой 906 синуса легко идентифицируется пользователем. После этого зубной имплантант 100
40 пошагово вдвигают дальше в верхнюю челюсть в дистальном направлении. Продвигая его в эту сторону все дальше и дальше в челюсть 900, надавливают дистальным концом 160 на оболочку 906 и за счет этого непосредственного контакта осторожно приподнимают ее механически от дна 907 синуса, т.е. посредством такого смещения оболочки 906 в дистальном направлении создают пространство 905.

По меньшей мере в зоне дистального конца 160 по меньшей мере основная часть смещения оболочки 906 синуса происходит одновременно с шаговым продвижением
45 конца 160 в полость синуса и в ответ на это продвижение. Предусмотрена возможность непрерывно отслеживать данное движение вперед, используя устройство 600 и сводя

таким образом к минимуму вероятность повреждения оболочки 906. В частности, при своем смещении оболочка 906 может в какой-то точке растянуться и, одновременно с этим, побледнеть вследствие оттока крови из ее кровеносных сосудов. Это побледнение можно наблюдать через отверстие 159 посредством устройства 600 (конкретно, 5 посредством блока 145' формирования изображения). Происходит оно в виде изменения цвета оболочки от красноватого до белесого и используется для идентификации величины усилия, приложенного к оболочке 906. Таким образом, пользователь имеет возможность прекратить процедуру введения имплантанта, если убедится по такому побледнению, что оболочка синуса растянута и дальнейшее растягивание может 10 прорвать оболочку. В таком случае предусмотрена возможность заменить имплантант другим, у которого дистальная часть 154 укорочена и не вызовет такого растяжения оболочки.

Однако, чтобы избежать необходимости заменять первоначальный зубной имплантант, предусмотрена возможность до его установки ввести в канал 965 зонд с 15 закругленным дистальным концом. Зонд можно выполнить в виде инструмента, который вводят через центральный канал 130' устройства 600 и контролируемым образом продвигают за дистальный конец 133' этого устройства, чтобы одновременно с отслеживанием через блок 145' формирования изображения сместить оболочку 906 так, как это ожидается для имплантанта 100. Когда оболочка синуса побледнеет, 20 регистрируют величину соответствующего продвижения дистального конца зонда в полость синуса. Этот параметр обеспечивает по меньшей мере грубую оценку размера L_d дистальной части 154. Далее для остальных стадий процедуры используют подходящий имплантант 100 с размером дистальной части 154, равным L_d .

Таким образом, пользователь с помощью блока 145' формирования изображения и системы отображения имеет возможность во время предлагаемой процедуры легко 25 распознать любое потенциальное повреждение оболочки 906 синуса, т.к. по меньшей мере часть оболочки 906 находится в поле зрения данного блока. В таких ситуациях введение имплантанта можно прервать, а имплантант удалить, чтобы восстановить оболочку. На этой или более ранней стадии в случае выявления прокола, разрыва или 30 другого повреждения оболочки ее можно восстановить, например, накладывая поверх поврежденной оболочки коллагеновую пленку. Предусмотрена возможность провести такое восстановление с помощью устройства 600, причем коллагеновую пленку укладывают на выбранное место поверх поврежденной зоны через надлежащий 35 инструмент, вводимый через устройство 600 с одновременным отслеживанием процедуры восстановления через блок 145' формирования изображения. Затем можно снова ввести имплантант в верхнюю челюсть.

При отсутствии повреждений имплантант 100, как показано на фиг.5D, вводят в верхнюю челюсть 900 полностью, т.е. проксимальный участок 110 оказывается 40 установленным на десну 902 челюсти 900 в своем желаемом положении (см. также фиг.2), а дистальная часть 154 выдвигается в полость синуса на расстояние L_d уже описанным образом, одновременно со своим перемещением смещая соответствующий участок оболочки 906 синуса.

На следующей стадии, представленной на фиг.5E, в пространство 905 вводят 45 надлежащий костнопластический материал, причем это можно выполнить различным образом.

В одном из примеров этот материал в виде BMP (BMP - морфогенетический протеин) или другого жидкого материала, заменяющего кость, инъецируют непосредственно

в пространство 905 через подходящий шприц 550, игла которого в виде нагнетательного шланга 955 (в возможном варианте гибкого) сопряжена с отверстием 162 имплантанта 100, причем сообщение по потоку обеспечивается каналом 130 и отверстиями 158, 159.

В порядке альтернативы предусмотрена возможность использовать для доставки костнопластического материала в пространство 905 устройство 600. В этом случае устройство 600 сопрягают со шприцом, гибкую подающую иглу (или гибкий нагнетательный шланг) которого размещают в центральном канале 150' устройства, а подающий конец иглы или шланга выводят в дистальном направлении из дистального конца устройства 600 и сопрягают с каналом 130. В таком варианте процесс инъекции можно при желании отслеживать через блок 145' формирования изображения.

В порядке альтернативы предусмотрена возможность пошагово вводить надлежащий костнопластический материал в пространство 905 во время введения имплантанта 100 в дистальном направлении в верхнюю челюсть, а также после достижения имплантантом своего дистального положения, в котором дистальные отверстия 158, 159 оказываются выступающими в дистальном направлении за альвеолярный отросток 901 и от дна 907 синуса. Продвигаясь в дистальном направлении все дальше и дальше в челюсть 900, дистальный конец 160 надавливает на оболочку 906 и за счет этого непосредственного контакта осторожно приподнимает ее механически от дна 907 синуса верхней челюсти, причем одновременно с этим вводят надлежащий костнопластический материал в пространство 905, образуемое смещением оболочки 906 в дистальном направлении. В конце процесса введения костнопластического материала канал 130 можно при желании оставить открытым или, альтернативно, герметизировать его согласно нескольким вариантам. Например, с зубным имплантантом можно соединить временный упор (таким же образом, как это выбрано для протеза 190), тем самым перекрыв отверстие 162. В порядке альтернативы, чтобы перекрыть канал 130, в него через отверстие 162 можно ввести подходящий разделяющий компонент или разделяющий материал, например стоматологический адгезив или стоматологический наполнитель, как это показано, например, на фиг.2А, 2В или 2С.

Доставленный в пространство 905 костнопластический материал в совокупности с установленным зубным имплантантом обеспечивает аугментацию синуса, и зубной имплантант закрепляется в надлежащем месте. Этому закреплению дополнительно способствует остаток костнопластического материала, оставшийся в канале 130 и в отверстиях 158, 159, причем аугментация синуса способствует заживлению и помогает материалу, оказавшемуся в пространстве 905, канале 130 и в отверстиях 158, 159, полностью интегрироваться с костными тканями верхней челюсти. По окончании процесса заживления упор (если он был установлен на имплантанте) можно удалить и установить на имплантанте надлежащий протез 190, как это показано на фиг.5F.

Для варианта осуществления имплантанта по фиг.3 процедуру его установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно, с внесением необходимых изменений, выполнить, по существу, аналогично процедуре, описанной выше для имплантанта 100 со ссылками на эти же чертежи. Единственным отличием является доставка костнопластического материала только через осевое дистальное отверстие 159.

Для варианта осуществления имплантанта по фиг.4 (имплантанта 200) или для его альтернативных модификаций процедуру установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно, с внесением необходимых изменений, выполнить, по существу, аналогично процедуре, описанной выше для имплантанта 100 со ссылками на эти же чертежи, но с двумя основными отличиями. Первое из них заключается в том, что доставку костнопластического материала выполняют только через боковые дистальные отверстия

158, причем или в конце процесса введения имплантанта 200, или когда он уже введен. Дистальным концом 260 надавливают на оболочку 906 и за счет этого непосредственного контакта осторожно приподнимают ее механически от дна 907 синуса верхней челюсти, одновременно с этим вводя надлежащий костнопластический материал в пространство 905, образованное дистальным смещением оболочки 906. Другое отличие сводится к тому, что во время введения имплантанта и после этого проводят осмотр оболочки синуса через прозрачный дистальный конец 260. В альтернативной модификации варианта осуществления по фиг.4, в которой в дистальном конце 260 выполнено одно или более дистальных отверстий, через них можно проводить также доставку костнопластического материала и/или указанный осмотр (в добавление к осмотру через прозрачный дистальный конец сам по себе).

Для третьего варианта имплантанта по фиг.7-10 и 12 (или для его альтернативных модификаций) процедуру установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно, с внесением необходимых изменений, выполнить, по существу, аналогично процедуре, описанной выше для имплантанта 100 со ссылками на эти же чертежи. Для варианта по фиг.7-10 основное отличие заключается в том, что перекрытие канала 330 можно выполнить посредством ввинчивания дистального разделяющего компонента 315 с использованием конца 374 инструмента 370, предназначенного для введения таких компонентов, и, вслед за тем, посредством ввинчивания проксимального разделяющего компонента 314 с использованием конца 375 этого же инструмента. Для варианта, описанного со ссылками на фиг.12, перекрытие канала 330 можно выполнить посредством ввинчивания дистального разделяющего компонента 315' с использованием конца 374' инструмента 370', предназначенного для введения таких компонентов, и, вслед за тем, посредством ввинчивания проксимального разделяющего компонента 314 с использованием конца 375 этого же инструмента.

В порядке альтернативы для третьего варианта имплантанта по фиг.7-10 и 12 (или для его альтернативных модификаций) процедуру установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно видоизменить, например, следующим образом.

В первой модификации процедуры установки имплантанта, проиллюстрированной на фиг.5А-5F, дистальный конец 360 имплантанта 300 перекрывают дистальным разделяющим компонентом 315, используя для этого конец 374 инструмента 370, предназначенного для введения таких компонентов, или дистальным разделяющим компонентом 315', используя для этого конец 374' инструмента 370', также предназначенного для введения таких компонентов, но выполняют это до введения и установки имплантанта 300 через канал 965 в верхнюю челюсть 900. Это может заблокировать прямое наблюдение зоны, дистальной по отношению к дистальному концу 360, во время установки при выполнении тех модификаций данных вариантов осуществления, в которых дистальный разделяющий компонент 315 (или 315') не прозрачен или не содержит прозрачного окна. Однако по меньшей мере в некоторых случаях наличие перекрытого дистального конца 360 может обеспечить преимущество в плане сведения к минимуму вероятности повреждения оболочки синуса во время процедуры установки. Несмотря на наличие перекрытого конца 360, продвижение имплантанта, сопровождаемое приподниманием оболочки синуса, можно визуально наблюдать в любой желаемый интервал времени, удалив соответствующий дистальный разделяющий компонент (315 или 315') и глядя вдоль канала 330 в дистальном направлении или непосредственно, или через надлежащие системы отображения, например через эндоскоп. После визуального осмотра дистальный разделяющий компонент 315 (или 315') ввинчивают обратно в его дистальное положение у дистального

конца имплантанта 300, после чего имплантант 300 можно продвинуть далее на один шаг. Таким образом, циклы пошагового продвижения в дистальном направлении, состоящие из визуальных осмотров, чередующихся с продвижением на один шаг, можно продолжать до тех пор, пока не будет достигнуто желаемое окончательное положение имплантанта (положение, отвечающее законченной установке имплантанта).

По завершении окончательной установки имплантанта 300 можно провести введение костнопластического материала (только через боковые дистальные отверстия 358), а канал 330 (конкретно, его отверстия 358) герметично перекрыть, ввинтив в него проксимальный разделяющий компонент 314, используя для этого конец 375 инструмента 370, предназначенного для выполнения такой операции, см. фиг.14В.

Альтернативно, в соответствующих вариантах осуществления по завершении окончательной установки имплантанта 300 открывают его дистальный конец 360, удалив дистальный разделяющий компонент 315 (315'), используя для этого конец 374 (374') инструмента 370 (370'), предназначенного для введения таких компонентов. Для аугментации синуса костнопластический материал вводят через боковые дистальные отверстия 358 и осевое дистальное отверстие 359, а по завершении этого введения канал 330 (конкретно, его осевое дистальное отверстие 359 и боковые дистальные отверстия 358) можно перекрыть, ввинтив в него соответствующий дистальный разделяющий компонент 315 (315') и/или проксимальный разделяющий компонент 314, используя для этого конец 375 инструмента 370.

В порядке альтернативы предусмотрена возможность пошагового введения костнопластического материала через боковые дистальные отверстия 358 во время введения имплантанта 300, когда закрытый дистальный конец 360 надавливает на оболочку 906, за счет этого непосредственного контакта осторожно приподнимая ее механически от дна 907 синуса верхней челюсти, а надлежащий костнопластический материал вводят в пространство 905, образованное смещением оболочки 906 в дистальном направлении. По завершении окончательной установки имплантанта 300 можно продолжить введение костнопластического материала (опять-таки только через боковые дистальные отверстия 358), а затем перекрыть канал 330 (конкретно, его отверстия 358), ввинтив в него проксимальный разделяющий компонент 314.

Дополнительно или альтернативно, по завершении окончательной установки имплантанта 300 можно удалить из канала 330 соответствующий дистальный разделяющий компонент (315 или 315') и продолжить введение костнопластического материала через осевое дистальное отверстие 359 и боковые дистальные отверстия 358, после чего канал 330 (конкретно, его отверстия 358, 359) можно перекрыть, ввинтив в него соответствующий дистальный разделяющий компонент (315 или 315') и/или проксимальный разделяющий компонент 314.

Для четвертого варианта имплантанта (см. фиг.17-21) или для его альтернативных модификаций процедуру установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно, с внесением необходимых изменений, выполнить, по существу, таким же образом, как это было описано выше для имплантанта 100 или 300 со ссылками на эти же чертежи. В данном случае основное отличие заключается в том, что перекрытие канала 430 можно выполнить посредством завинчивания в него разделяющего компонента 416, используя для этого конец 477 инструмента 470.

Как одна из альтернатив, при использовании четвертого варианта осуществления имплантанта (см. фиг.17-21) или его альтернативных модификаций процедуру установки имплантанта, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно видоизменить, например следующим образом. В третьей модификации процедуры установки имплантанта,

проиллюстрированной на фиг 5А-5Е, до введения имплантанта 400 через канал 965 и установки его в верхнюю челюсть 900 дистальный конец 460 имплантанта перекрывают разделяющим компонентом 416. Это может заблокировать прямое наблюдение зоны, дистальной по отношению к концу 460, во время установки при выполнении

5 модификаций тех вариантов осуществления, в которых разделяющий компонент 416 не прозрачен или не содержит прозрачного окна. Однако по меньшей мере в некоторых случаях наличие перекрытого дистального конца 460 может оказаться

предпочтительным в плане сведения к минимуму вероятности повреждения оболочки синуса во время процедуры установки. Несмотря на наличие перекрытого конца 460,

10 продвижение имплантанта, сопровождаемое приподниманием оболочки синуса, можно визуально наблюдать в любой желаемый интервал времени, удалив разделяющий компонент 416 и глядя вдоль канала 430 в дистальном направлении или непосредственно, или через надлежащие системы отображения, например через эндоскоп. После

визуального осмотра компонент 416 ввинчивают обратно в его дистальное положение

15 у дистального конца имплантанта 400, после чего имплантант 400 можно продвинуть далее на один шаг. Таким образом, циклы шагового продвижения в дистальном направлении, состоящие из визуальных осмотров, чередующихся с продвижением на один шаг, можно продолжать до тех пор, пока не будет достигнуто желаемое

окончательное положение имплантанта (положение, отвечающее законченной установке

20 имплантанта). По завершении окончательной установки имплантанта 400 можно удалить компонент 416 и провести введение костнопластического материала только через боковые дистальные отверстия 458 (используя для этого, например,

модифицированную приводную головку 856 В, описанную далее и показанную на

фиг.32, 36) или только через осевое дистальное отверстие 459 (используя для этого,

25 например, модифицированную приводную головку 856С, описанную далее и показанную на фиг.33, 37), или через отверстия 458, 459 (используя для этого, например, одну из

модифицированных приводных головок 856, 856А, 856D, см. соответственно фиг.30, 31/35 и 34/38). Канал 430 (конкретно, его боковые дистальные отверстия 458 и осевое

дистальное отверстие 459) можно перекрыть, ввинтив в него разделяющий компонент

30 416 и используя для этого, например, инструмент 470.

Альтернативно, при использовании этого же четвертого варианта осуществления предусмотрена возможность пошагового введения костнопластического материала только через боковые дистальные отверстия 458 во время введения имплантанта 400, когда дистальный конец 460 надавливает на оболочку 906, за счет этого

35 непосредственного контакта осторожно приподнимая ее механически от дна 907 синуса верхней челюсти, а надлежащий костнопластический материал вводят в пространство 905, образованное смещением оболочки 906 в дистальном направлении. Для этого можно использовать, например, модифицированную приводную головку 856В

(описанную далее и показанную на фиг.32, 36). По завершении окончательной установки

40 имплантанта 400 можно продолжить введение костнопластического материала (опять-таки только через боковые дистальные отверстия 458), а затем канал 430 (конкретно, его боковые дистальные отверстия 458 и осевое дистальное отверстие 459) перекрыть, ввинтив в него разделяющий компонент 416. Дополнительно или альтернативно, по

завершении окончательной установки имплантанта 400 можно вместо головки 856 В

45 применить модифицированную приводную головку 856С (описанную далее и показанную на фиг.33, 37) и продолжить введение костнопластического материала только через осевое дистальное отверстие 459 или через отверстие 459 и боковые

дистальные отверстия 458, используя для этого любую приводную головку из группы,

в которую входят головка 856 (см. фиг.30), модифицированная головка 856А (см. фиг.31, 35) и модифицированная головка 856D (см. фиг.34, 38). После этого канал 430 (конкретно, его отверстия 458, 459) можно перекрыть, ввинтив в него разделяющий компонент 416. Для введения костнопластического материала через боковые дистальные отверстия 458 и/или через осевое дистальное отверстие 459 в порядке альтернативы головки 856А, 856В, 856С, 856D можно использовать по желанию в любой желаемой последовательности.

Для пятого варианта осуществления имплантанта (см. фиг.24-28) или для его альтернативных модификаций процедуру установки, проиллюстрированную на фиг.5А-5F, можно, с внесением необходимых изменений, также выполнить, по существу, аналогично процедуре, описанной выше для имплантанта 100, 300 или 400. В данном случае основное отличие заключается в том, что перекрытие канала 530 можно выполнить, ввинтив в него разделяющий компонент 516 и используя для этого инструмент 470. Хотя во время установки перекрытый дистальный конец 560 блокирует прямое наблюдение зоны, дистальной по отношению к нему, наличие закрытого конца 560 может обеспечить преимущество в плане сведения к минимуму вероятности повреждения оболочки синуса. Во всяком случае, предусмотрена возможность сначала провести калибровку максимальной глубины, на которую можно ввести имплантант в дистальном направлении, используя перед имплантацией, например, зонд, описанный выше для первого варианта осуществления и выполненный, например, с внесением необходимых изменений.

По завершении окончательной установки имплантанта 500 можно через боковые дистальные отверстия 558 ввести костнопластический материал, а затем канал 530 (конкретно, его отверстия 558) перекрыть, ввинтив в него разделяющий компонент 516 и используя для этого, например, инструмент 470.

В альтернативном варианте предусмотрена возможность пошагового введения костнопластического материала через боковые дистальные отверстия 558 во время введения имплантанта 500, когда его закрытый дистальный конец 560 надавливает на оболочку 906 синуса, за счет этого непосредственного контакта осторожно приподнимая оболочку 906 механически от дна 907 синуса, а надлежащий костнопластический материал вводят в пространство 905, образованное смещением оболочки 906 в дистальном направлении. По завершении окончательной установки имплантанта 500 можно продолжить введение костнопластического материала (опять-таки только через боковые дистальные отверстия 558), а затем перекрыть канал 530 (конкретно, его отверстия 558), ввинтив в него разделяющий компонент 516.

В приведенных примерах костнопластический материал вводят для аугментации синуса посредством шприца 550 или шприца, сопряженного с устройством 600. Предусмотрена также возможность нескольких альтернативных вариантов введения этого материала для аугментации синуса с использованием соответствующих первого, второго, третьего, четвертого или пятого вариантов имплантанта (или их альтернативных модификаций).

Например, на фиг.15 показана первая система инъектирования костнопластического материала, обозначенная, как 700, и представленная связанной с имплантантом 300 по третьему варианту осуществления (или с его альтернативными модификациями). Системе 700 придана конфигурация, обеспечивающая инъектирование материала в проксимальную зону у соответствующего дистального конца 360 и по меньшей мере у его боковых дистальных отверстий 358, а также сведение к минимуму обратного потока материала, проходящего по каналу 330 в проксимальном направлении с

возможным выбросом из проксимального конца имплантанта 300. Система 700 имеет подающий узел для инжектирования материала, выполненный в виде шприца 710, в котором содержится костнопластический материал и который снабжен подающей трубкой 750. Подающий конец 755 трубки 750 герметично прикреплен к разделяющему компоненту 720 таким образом, чтобы выпускное отверстие 756 конца 755 находилось на дистальной стороне компонента 720. Компонент 720 снабжен наружной резьбой, которая является ответной по отношению к внутренней резьбе, выполненной внутри канала 330, и образует в сопряжении с ней эффективный разделяющий узел. Таким образом, предусмотрена возможность через проксимальное отверстие 362 вводить в канал 330 в дистальном направлении разделяющий компонент 720 вместе с выпускным отверстием 756 подающего конца 755 и таким же образом удалять его оттуда. Введение разделяющего компонента 720 можно облегчить с помощью приводного элемента 740, участком 742 которого управляют пальцами и который жестким или по меньшей мере полужестким образом присоединен к компоненту 720 через полу приводную ось 730. Таким образом, трубка 750 проходит через отверстие участка 742 и, далее, через полу приводную ось 730. Поворачивая пальцами участок 742, можно вводить разделяющий компонент 720 вместе с выпускным отверстием 756 подающего конца 755 в канал 330 и выводить его оттуда. В процессе работы компонент 720 переводят в дистальном направлении в положение, расположенное с проксимальной стороны у боковых дистальных отверстий 358, и инжектируют костнопластический материал в виде ВМР или другого жидкого материала, заменяющего кость, непосредственно в пространство 905 через выпускное отверстие 756 посредством шприца 710. Как вариант, такое инжектирование можно выполнять, когда имплантант 300 окончательно установлен, или, альтернативно, во время введения имплантанта 300 так часто, как этого требует конкретная ситуация. Например, можно продвинуть имплантант 300 в дистальном направлении на небольшой шаг (после того как боковые дистальные отверстия 358 окажутся в дистальном положении относительно дна синуса), а затем ввести в канал разделяющий компонент 720 и доставить в полость 905 костнопластический материал. После этого удаляют компонент 720, чтобы можно было выполнить следующее перемещение имплантанта 300 на один шаг, дополнительно инжектируют данный материал и т.д.

Как вариант, предусмотрена возможность придать системе 700 инжектирования костнопластического материала конфигурацию, облегчающую позиционирование изолирующего разделяющего компонента 720 у боковых дистальных отверстий 358 проксимально по отношению к ним. Например, активируемый пальцем руки участок 742 можно поместить на приводной оси 730 у положения, в котором при приведении его дистальной поверхности 749 в упорный контакт с проксимальным концом имплантанта 300 компонент 720 оказывается около отверстий 358 проксимально по отношению к ним. Дистальная поверхность 749 участка 742 выполняет функцию стопора, предотвращающего дальнейшее продвижение компонента 720 в дистальном направлении, которое в противном случае могло бы частично или полностью заблокировать отверстия 358 и/или надавить на соответствующий дистальный разделяющий компонент 315 (315').

Данную систему 700 инжектирования костнопластического материала можно использовать для инжектирования материала также и через осевое дистальное отверстие 359. Для этого сначала удаляют дистальный разделяющий компонент 315 (315').

Эту же систему 700 можно использовать для инжектирования материала только через осевое дистальное отверстие 359. Для этого сначала удаляют дистальный

разделяющий компонент 315 (315'), а затем вводят разделяющий компонент 720, подавая его в дистальном направлении до тех пор, пока он не заблокирует боковые дистальные отверстия 358, т.е. костнопластический материал может выйти из имплантанта 300 только через осевое дистальное отверстие 359. Для такого применения конфигурация системы 700 уже не способствует позиционированию компонента 720 у боковых дистальных отверстий 358 проксимально по отношению к ним, как это было описано выше, поскольку дистальная поверхность 749 участка 742, активируемого пальцем руки, не приходит в упорный контакт с проксимальным концом имплантанта 300, когда компонент 720 оказывается около отверстий 358 проксимально по отношению к ним.

Предусмотрена также возможность применять, с внесением необходимых изменений, первую систему 700 инжектирования костнопластического материала совместно с имплантантом по первому, второму, четвертому или пятому варианту осуществления (или с их альтернативными модификациями), причем таким же образом, как это было описано выше для третьего варианта осуществления имплантанта.

На фиг.16 представлен другой пример системы инжектирования костнопластического материала, а именно вторая система, обозначенная, как 850, и показанная в сопряжении с имплантантом 300 по третьему варианту осуществления (или с его альтернативными модификациями). Системе 850 также придана конфигурация, обеспечивающая инжектирование материала в проксимальную зону у соответствующего дистального конца 360 и по меньшей мере у его боковых дистальных отверстий 358, причем таким образом, чтобы этот материал имел возможность попадать в пространство 905 с различных радиальных направлений, когда имплантант 300 поворачивают в процессе введения в его конечное положение. В добавление к сказанному, конфигурация системы 850 также позволяет свести к минимуму обратный поток материала, проходящего по каналу 330 в проксимальном направлении с возможным выбросом из проксимального конца имплантанта 300.

Система 850 снабжена устройством 840 в виде комплекта динамометрических ключей и приводной головкой 856, предназначенными для управления зубным имплантантом. Кроме того, в ней имеется узел инжектирования костнопластического материала в виде шприца 860, снабженного подающей трубкой 862 с подающим концом 863 и выпускным отверстием 864.

Устройство 840 имеет рукоятку-захват 855, связанную через передаточное кольцо 858 с приводной головкой 856 для имплантанта и установленную с возможностью поворота вокруг головки 856 посредством крутящего механизма (не показан) для придания ей реверсивного движения. Таким образом, данное устройство может быть уподоблено, например, обычным динамометрическим стоматологическим устройствам такого назначения.

Как показано также на фиг.30, приводная головка 856 для сопряжения с динамометрическими ключами имеет первый (проксимальный) участок 871 и второй участок 872. Они отличаются между собой по размеру, причем каждый из них имеет форму шестигранной призмы и выполнен с возможностью поочередно с другим участком приходить в зацепление с ответными элементами передаточного кольца 858, также различающимися между собой по размеру. Другими словами, приводную головку 856 можно использовать с любым из двух различающихся между собой динамометрических ключей устройства 840, каждый из которых содержит передаточное кольцо 858 с шестигранным сопрягающимся участком, по существу, ответным по отношению к первому участку 871 или второму участку 872, сопрягаемому с ключом. Во время работы устройства 840 удерживанию его в сопряжении соответственно с

ответными первым (проксимальным) сопрягаемым участком 871 или вторым сопрягаемым участком 872 способствуют соответствующие уплотнительные кольца 873 и 874. В альтернативных модификациях этого варианта приводная головка может содержать только один из участков 871, 872.

5 Приводная головка 856 дополнительно имеет дистальный участок 875, предназначенный для сопряжения с имплантантом и выполненный в виде шестигранной призмы, выступающей в дистальном направлении и, по существу, ответной и входящей в сопряжении с шестигранным гнездом 369, расположенным у проксимального конца 320 имплантанта (или, с внесением необходимых изменений, по отношению к
10 шестигранному гнезду 469, расположенному у проксимального конца 420 четвертого варианта осуществления имплантанта, или по отношению к шестигранному гнезду 569, расположенному у проксимального конца 562 пятого варианта осуществления имплантанта).

Кроме того, у приводной головки 856 дополнительно имеется центральное сквозное
15 отверстие 870, которое, по существу, соосно с продольной осью 301 имплантанта 300, когда головка 856 находится в своем рабочем положении, т.е. сопряжена с проксимальным концом 320. Отверстие 870 проходит от проксимального входного отверстия 876 до дистального выходного отверстия 877, расположенного у дистального конца участка 875, сопрягаемого с имплантантом.

20 Обычным образом приводя устройство 840, установленное в одном из возможных положений его крутящего механизма, в возвратно-вращательное движение, поворачивают имплантант 300 вокруг оси 301 в одном направлении, тем самым продвигая его в дистальном направлении в окончательное положение (см. фиг.16). С
25 другой стороны, посредством возвратно-вращательного движения устройства 840 при реверсированном состоянии крутящего механизма имплантант 300 поворачивают в противоположном направлении и продвигают его от установочного положения в проксимальную сторону.

Центральное отверстие 870 позволяет ввести подающий конец 863 и выпускное
30 отверстие 864 шприца 860 в зону, расположенную в непосредственной близости к боковым дистальным отверстиям 358 и, как вариант, также и к осевому дистальному отверстию 359 (когда соответствующий дистальный разделяющий компонент 315/315' предварительно удален), так что появляется возможность инжектировать
костнопластический материал в пространство 905 (одновременно с ввинчиванием
35 зубного имплантанта 300 в челюсть пациента в дистальном направлении) с распределением этого материала от оси 301 по нескольким радиальным направлениям. Предусмотрена возможность разместить у проксимального входного отверстия 876
отверстия 870 герметизирующее средство, изолирующее отверстие от наружной среды,
40 окружающей подающую трубку 862, и тем самым предотвратить выброс костнопластического материала через отверстие 870. Например, это средство может представлять собой диск, выполненный из резины, восстанавливающей свою форму.
Такую резину можно проткнуть острой иглой (подающий конец 863 выполнен в виде
острой иглы), причем после удаления иглы проделанное отверстие затягивается. В
альтернативном варианте герметизирующее средство можно выполнить в виде
уплотнительного кольца, обеспечивающего уплотнение вокруг подающего конца 863.
45 В порядке альтернативы к входному отверстию 876, используя подходящую трубку, можно присоединить средство, подающее костнопластический материал.

Вторую систему 850 инжектирования костнопластического материала также можно применять, с внесением необходимых изменений, в сопряжении с имплантантом по

первому, второму, четвертому или пятому вариантам осуществления (или с их альтернативными модификациями), причем таким же образом, как это было описано выше для третьего варианта осуществления имплантанта.

5 На фиг.31-33 представлены три модификации приводной головки 856, альтернативные по отношению одна к другой и используемые по выбору.

Первой модифицированной приводной головке, показанной на фиг.31 и обозначенной, как 856А, придана специальная конфигурация, пригодная для применения в сопряжении с имплантантом 400 по четвертому варианту осуществления, хотя ее, с внесением
10 необходимых изменений, можно адаптировать и для применения в сопряжении с другими вариантами имплантанта. В добавление к базовой конструкции головки 856 головка 856А содержит полую трубку 880А, проходящую в дистальном направлении от соответствующего дистального выходного отверстия 877 и выполненную с
15 конфигурацией, позволяющей разместить ее в центральном канале 430 имплантанта 400 по четвертому варианту осуществления, когда участок 875, взаимодействующий с имплантантом, приведен в сопряжение с ответным шестигранным гнездом 469, расположенным у проксимального конца 462 имплантанта 400 (см. фиг.35). Трубка
20 880А имеет открытый дистальный конец 882А и несколько боковых отверстий 883А, которые, когда головка 856А сопряжена с имплантантом 400, обращены соответственно к осевому дистальному отверстию 459 имплантанта и к его боковым дистальным
25 отверстиям 458. В процессе работы костнопластический материал инжестируют в отверстие 870 и далее (через открытый дистальный конец 882А и боковые отверстия 883А) из имплантанта 400 (из его осевого дистального отверстия 459 и боковых дистальных отверстий 458). Одновременно с поворотом имплантанта 400 (посредством устройства 840 с динамометрическими ключами) можно подавать к месту имплантации
30 костнопластический материал, причем как в осевом, так и в радиальных направлениях (несмотря на то, что радиальные направления при повороте имплантанта смещаются в пространстве) через соответственно отверстия 458 и 459.

Второй модифицированной приводной головке, показанной на фиг.32 и обозначенной, как 856В, также придана специальная конфигурация, пригодная для применения в
35 сопряжении с имплантантом 400 по четвертому варианту осуществления, хотя ее, с внесением необходимых изменений, можно адаптировать и для применения в сопряжении с другими вариантами имплантанта. В добавление к базовой конструкции головки 856, головка 856В содержит полую трубку 880В, проходящую в дистальном направлении от соответствующего дистального выходного отверстия 877 и выполненную с
40 конфигурацией, позволяющей разместить ее в центральном канале 430 имплантанта 400 по четвертому варианту осуществления, когда участок 875, взаимодействующий с имплантантом, приведен в сопряжение с ответным шестигранным гнездом 469, расположенным у проксимального конца 462 имплантанта 400 (см. фиг.36). Трубка
45 880В имеет закрытый дистальный конец 882В и несколько боковых отверстий 883В, которые, когда головка 856В сопряжена с имплантантом 400, обращены к боковым дистальным отверстиям 458 имплантанта. В процессе работы костнопластический материал инжестируют в проход 870 и далее (только через боковые отверстия 883А головки) из имплантанта 400 (только из его боковых дистальных отверстий 458).
50 Закрытый дистальный конец 882 В предотвращает прохождение костнопластического материала насквозь с выходом из осевого дистального отверстия 459 имплантанта. Одновременно с поворотом имплантанта 400 (посредством устройства 840 с динамометрическими ключами) можно подавать к месту имплантации костнопластический материал, но только в радиальных направлениях (несмотря на то,

что радиальные направления при повороте имплантанта смещаются в пространстве) через осевые боковые отверстия 458 имплантанта.

Третьей модифицированной приводной головке, показанной на фиг.33 и обозначенной, как 856С, придана специальная конфигурация, пригодная для применения в сопряжении с имплантантом 400 по четвертому варианту осуществления, хотя ее, с внесением необходимых изменений, можно адаптировать и для применения в сопряжении с другими вариантами имплантанта. В добавление к базовой конструкции головки 856С головка 856С содержит полую трубку 880С, проходящую в дистальном направлении от соответствующего дистального выходного отверстия 877 и выполненную с конфигурацией, позволяющей разместить ее в центральном канале 430 имплантанта 400 по четвертому варианту осуществления, когда участок 875, взаимодействующий с имплантантом, приведен в сопряжение с ответным шестигранным гнездом 469, расположенным у проксимального конца 462 имплантанта 400 (см. фиг.37). Трубка 880С имеет открытый дистальный конец 882С, который, когда головка 856С сопряжена с имплантантом 400, обращен к осевому дистальному отверстию 459 имплантанта, а его боковые дистальные отверстия 458 при таком сопряжении головки 856С и имплантанта 400 заблокированы дистальной частью трубки 880С. В процессе работы костнопластический материал инжектируют в отверстие 870 и далее (только через открытый дистальный конец 882С) из имплантанта 400 (только из его осевого дистального отверстия 459). Одновременно с поворотом имплантанта 400 (посредством устройства 840 с динамометрическими ключами) можно подавать к месту имплантации костнопластический материал, но только через отверстие 459, т.е. вдоль оси.

Четвертой модифицированной приводной головке, показанной на фиг.34 и обозначенной, как 856D, придана специальная конфигурация, пригодная для применения в сопряжении с имплантантом 400 или 500 по четвертому или пятому вариантам осуществления, хотя ее, с внесением необходимых изменений, можно адаптировать и для применения в сопряжении с другими вариантами имплантанта. В добавление к базовой конструкции головки 856С головка 856D содержит полую трубку 880D, проходящую в дистальном направлении от соответствующего дистального выходного отверстия 877 и выполненную с конфигурацией, позволяющей разместить ее в центральном канале 430 имплантанта 400 по четвертому варианту осуществления, когда участок 875, взаимодействующий с имплантантом, приведен в сопряжение с ответным шестигранным гнездом 469, расположенным у проксимального конца 462 имплантанта 400 (см. фиг.38). Трубка 880D имеет открытый дистальный конец 882D, обращенный к осевому дистальному отверстию 459 имплантанта и проксимальный по отношению к боковым дистальным отверстиям 458 имплантанта, когда головка 856D сопряжена с имплантантом 400. В процессе работы костнопластический материал инжектируют в проход 870 и далее (через открытый дистальный конец 882D) из имплантанта 400 (из его осевого дистального отверстия 459 и боковых дистальных отверстий 458). Костнопластический материал можно подавать к месту имплантации одновременно с поворотом имплантанта 400 (посредством устройства 840 с динамометрическими ключами), причем как по оси, так и радиально (несмотря на то, что радиальные направления при повороте имплантанта смещаются в пространстве) через отверстия 459 и 458 соответственно.

Как можно видеть на чертежах, трубка 880D подобна трубке 880С, но короче ее. Аналогичным образом, полая трубка 880D выполнена с конфигурацией, позволяющей разместить ее также в центральном канале 530 имплантанта 500 по пятому варианту осуществления, когда участок 875, взаимодействующий с имплантантом, приведен в

сопряжение с ответным шестигранным гнездом 569, расположенным у проксимального конца 562 имплантанта 500 (см. фиг.39). Трубка 880D имеет открытый дистальный конец 882D, обращенный к закрытому осевому дистальному концу 560 имплантанта и проксимальный по отношению к боковым дистальным отверстиям 558 имплантанта, когда головка 856D сопряжена с имплантантом 500. В процессе работы костнопластический материал инжектируют в отверстие 870 и далее (через открытый дистальный конец 882D) из имплантанта 500 (из его боковых дистальных отверстий 458). Костнопластический материал можно подавать к месту имплантации одновременно с поворотом имплантанта 500 (устройством 840 с динамометрическими ключами) в радиальных направлениях (несмотря на то, что радиальные направления при повороте имплантанта смещаются в пространстве) соответственно через отверстия 458.

Хотя процедура установки имплантанта, выполняемая по второму аспекту изобретения, была описана по отношению к челюстной пазухе (синусу), ее, с внесением необходимых изменений, можно использовать для установки зубного имплантанта с соответствующим "назальным наращиванием" (с соответствующей "назальной аугментацией") в назальной полости, например, при замещении утерянных верхних резцов и/или клыков.

На фиг.6A-6D иллюстрируется второй вариант осуществления процедуры установки зубного имплантанта, выполняемой согласно второму аспекту изобретения и включающей все элементы и особенности первого варианта осуществления по фиг.5A-5F, включая по меньшей мере некоторые его альтернативные модификации, в том числе модификации, описанные выше, например, в связи с имплантантом по первому, второму или третьему вариантам осуществления или по их альтернативным модификациям, но с некоторыми отличиями, которые будут разъяснены далее.

В ходе процедуры, проиллюстрированной на фиг.6A-6D, в верхнюю челюсть устанавливают два зубных имплантанта и проводят для них аугментацию синуса. Как показано на фиг.6A, в верхней челюсти 900 для имплантации выбраны два участка 950A, 950B, причем первый из них (950A) расположен между сохранившимися зубами 931, 932, а второй (950B) находится по другую сторону зуба 931. Конечно, в других конкретных приложениях процедуры такого назначения, выполняемой согласно второму варианту изобретения, могут отсутствовать один или оба из таких соседних зубов и/или данную процедуру можно распространить на дополнительные участки имплантации, находящиеся недалеко друг от друга.

Далее, у каждого из участков 950A, 950B выполняют соответствующий канал 965A, 965B таким же образом (с внесением необходимых изменений), как это было описано выше для канала 965 в первом варианте осуществления процедуры установки зубного имплантанта со ссылками на фиг.5B. После этого таким же образом (с внесением необходимых изменений), как это было описано выше для канала 965, например, со ссылками на фиг.5C-5D, на каждом из участков 950A, 950B устанавливают соответствующий имплантант 100, 200, 300, 400 или 500 (для каждого из них размер L или L_d может отличаться от аналогичных размеров других имплантантов).

Предусмотрена возможность устанавливать имплантанты последовательно или одновременно, причем во втором случае каждый имплантант поочередно вдвигают (шаговым образом) в сторону синуса. Однако, поскольку в данном случае в упорный контакт с оболочкой 906 приводят два имплантанта, за счет непосредственного контакта приподнимающие ее из двух позиций, пространственно разнесенных относительно дна синуса, образующееся пространство 990 больше, чем оно было бы в случае простого суммирования пространств 905A, 905B, которые создавались бы каждым

индивидуальным имплантантом в отсутствие другого (на фиг.6B такое суммированное пространство показано штриховой линией 991).

На следующей стадии, проиллюстрированной на фиг.6C, через соответствующий канал каждого имплантанта 100, 200, 300, 400 или 500 в полость 990 инжектируют надлежащий костнопластический материал. Для каждого имплантанта эту стадию выполняют таким же образом (с внесением необходимых изменений), как это было описано выше, например, для первого варианта осуществления со ссылками на фиг.5E. Как вариант, предусмотрена возможность соответствующие каналы перекрывать так, как это, например, было описано выше со ссылками на фиг.2A-2C или 7-10/12, но с внесением необходимых изменений. Так формируется смежная аугментация синуса, охватывающая оба сопряженных имплантанта. Аугментация синуса способствует заживлению и полному интегрированию с костными тканями верхней челюсти. По окончании процесса заживления упор (если он был установлен на имплантанте) можно удалить, после чего на каждом имплантанте устанавливают надлежащий протез 190, как это показано на фиг.6D.

В модификации процедуры, проиллюстрированной на фиг.6A-6D, один из двух имплантантов может быть обычным, т.е. имплантантом без канала, имеющим однако необрезанный дистальный конец. У этого имплантанта существенная часть дистального участка выступает от дна синуса в дистальном направлении, тем самым смещая соответствующую часть оболочки синуса. В таком варианте осуществления инжектирование костнопластического материала выполняют только через другой имплантант, заполняя все пространство, образованное смещением оболочки.

Следует отметить также, что нет необходимости ограничивать выбор, во-первых, имплантантом по одному или более вариантов, составляющих группу из первого, второго, третьего, четвертого или пятого вариантов осуществления или их альтернативных модификаций, а, во-вторых, описанными выше процедурами аугментации. Предусмотрена возможность применения также и других процедур имплантирования, выполняемых подобным образом (с внесением необходимых изменений).

В данном описании буквенно-цифровые обозначения и нумерация, используемые для обозначения стадий способа, использованы только для удобства изложения и не подразумевают какой-либо конкретной очередности проведения стадий.

Наконец, необходимо отметить, что термин "содержащий", используемый в прилагаемой формуле изобретения, следует интерпретировать как "включающий что-либо, но не ограничивающийся этим".

Хотя в настоящем документе были представлены и описаны конкретные примеры вариантов осуществления, следует иметь в виду, что возможно внесение в них многочисленных изменений, не выходящих за границы идеи изобретения.

Формула изобретения

1. Зубной имплантант, содержащий корпус, имеющий:
 - проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, сконфигурированный с возможностью прикрепить к нему протез, который снабжен установочным элементом, сконфигурированным с возможностью прикрепления протеза к имплантанту, и
 - дистальный участок с дистальным концом, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие и который сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию непосредственно в верхнюю или нижнюю

челюсть;

при этом корпус имплантанта дополнительно содержит:

по меньшей мере один внутренний канал, причем обеспечивается сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере первым участком наружной среды у дистального конца по меньшей мере через одно дистальное отверстие и внутренний канал, и

разделяющий узел, выполненный отдельно от установочного элемента протеза и сконфигурированный с возможностью селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, прикреплен протез к зубному имплантанту или не прикреплен.

2. Имплантант по п.1, в котором разделяющий узел содержит разделяющий компонент, имеющий дистальный участок и проксимальный участок, при этом разделяющему компоненту придана конфигурация, позволяющая, с возможностью перемещения внутри канала, поместить его в канале в положение перекрывания с формированием герметичного перекрытия канала и прерывания тем самым сообщения по потоку между дистальным участком канала, имеющим по меньшей мере одно дистальное отверстие, и проксимальным участком канала, имеющим проксимальное отверстие.

3. Имплантант по п.1, в котором по меньшей мере часть дистального участка канала не имеет резьбы и, когда разделяющий компонент находится в положении перекрывания, обращена к ответной части дистального участка разделяющего компонента, не имеющей резьбы.

4. Имплантант по п.1, в котором по меньшей мере часть проксимального участка канала снабжена резьбой и, по меньшей мере когда разделяющий компонент находится в положении перекрывания, связана с ответной частью проксимального участка разделяющего компонента, снабженной резьбой.

5. Имплантант по п.4, в котором указанная часть проксимального участка канала доходит до проксимального отверстия.

6. Имплантант по п.3, в котором часть дистального участка канала, не имеющая резьбы, и/или часть дистального участка разделяющего компонента, не имеющая резьбы, имеет цилиндрическую поверхность.

7. Имплантант по п.3, в котором часть дистального участка канала, не имеющая резьбы, и/или часть дистального участка разделяющего компонента, не имеющая резьбы, имеет поверхность в виде усеченного конуса.

8. Имплантант по п.3, в котором, когда разделяющий компонент находится в положении перекрывания, по меньшей мере часть дистального участка канала, не имеющая резьбы, упирается, с образованием герметичного стыка, в часть дистального участка разделяющего компонента, не имеющую резьбы.

9. Имплантант по п.1, в котором разделяющий узел сконфигурирован с возможностью селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие.

10. Имплантант по п.1, в котором дистальный участок снабжен наружной винтовой нарезкой, предназначенной для непосредственного взаимодействия с тканями верхней или нижней челюсти, позволяющего имплантировать имплантант непосредственно в верхнюю или нижнюю челюсть.

11. Имплантант по п.1, который дополнительно сконфигурирован с возможностью обеспечить, по меньшей мере в отсутствие разделяющего узла, прямую линию видимости (ЛВ) через канал между проксимальным отверстием и вторым участком наружной

среды с дистальной стороны дистального конца.

12. Имплантант по п.1, в котором по меньшей мере одно дистальное отверстие и по меньшей мере один канал сконфигурированы с возможностью вводить через них надлежащий костнопластический материал.

5 13. Имплантант по п.1, в котором дистальный конец не имеет острых или режущих элементов.

14. Имплантант по п.1, в котором дистальный конец имеет закругленный упорный участок.

10 15. Имплантант по п.1, в котором разделяющий узел выполнен с возможностью удаления в проксимальную сторону через проксимальное отверстие.

16. Имплантант по п.1, в котором по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя осевое дистальное отверстие, выполненное в дистальном конце, причем осевое дистальное отверстие, проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью имплантанта, обеспечивая прямую ЛВ между осевым дистальным отверстием и проксимальным отверстием.

15 17. Имплантант п.1, который дополнительно сконфигурирован с возможностью предотвращать удаление разделяющего компонента из канала в дистальном направлении.

18. Имплантант по п.17, в котором канал содержит механический стопор, взаимодействующий с разделяющим компонентом в осевом направлении с предотвращением выхода разделяющего компонента в дистальном направлении через дистальный конец.

19. Имплантант по п.1, в котором по меньшей мере одно дистальное отверстие представляет собой по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

20. Имплантант по п.16, в котором по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

21. Имплантант по п.20, в котором разделяющему компоненту дополнительно придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у дистальной позиции с изолированием тем самым всех боковых дистальных отверстий от проксимального отверстия и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через дистальные отверстия.

22. Имплантант по п.20, в котором разделяющему компоненту придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у первой дистальной позиции с перекрытием осевого дистального отверстия и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через осевое дистальное отверстие, а разделяющий узел дополнительно содержит дополнительный разделяющий компонент, отличный от указанного разделяющего компонента, причем дополнительному разделяющему компоненту придана конфигурация, позволяющая помещать его в канале, с возможностью удаления, у второй дистальной позиции с перекрытием боковых дистальных отверстий и с блокированием таким образом сообщения по потоку между проксимальным отверстием и наружной средой через боковые дистальные отверстия.

23. Имплантант по п.1, в котором дистальный конец выполнен закрытым и прозрачным, проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью имплантанта,

а по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное поперечно по отношению к продольной оси имплантанта.

5 24. Имплантант по п.2, в котором разделяющий компонент выполнен прозрачным или содержит прозрачное окно.

25. Имплантант по п.1, в котором корпус имплантанта сформирован в виде цельной детали.

10 26. Имплантант по п.1, в котором дистальный конец сконфигурирован с возможностью выступать в полость синуса и за счет непосредственного контакта с оболочкой синуса, создаваемого в процессе установки имплантанта в верхнюю челюсть, сместить по меньшей мере основную часть оболочки синуса с образованием пространства между оболочкой и дном синуса, отвечающего требуемой аугментации синуса, при одновременном обеспечении сообщения по потоку между по меньшей мере одним дистальным отверстием и по меньшей мере указанным пространством и/или
15 участком синуса.

27. Имплантант по п.1, в котором разделяющий узел сконфигурирован с возможностью селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие посредством изолирования дистального участка канала по меньшей мере с одним дистальным отверстием от проксимального участка канала.

20 28. Имплантант по п.27, в котором разделяющий узел сконфигурирован с возможностью поддерживать сообщение по потоку между наружной средой, прилегающей к имплантанту, и дистальным участком канала по меньшей мере через одно дистальное отверстие при одновременном изолировании дистального участка канала от его проксимального участка.

25 29. Имплантант по п.27, в котором проксимальный участок канала сконфигурирован с возможностью прикрепления к нему зубного протеза в процессе фиксирования протеза на имплантанте.

30 30. Имплантант по п.1, в котором разделяющий узел сконфигурирован с возможностью селективно и обратимо перекрывать по меньшей мере одно дистальное отверстие при открытом проксимальном отверстии.

31. Имплантант по п.1, в котором корпус имплантанта выполнен из биосовместимых металлических материалов.

32. Имплантант по п.1, в котором корпус имплантанта выполнен из биосовместимых металлических материалов и биосовместимых неметаллических материалов.

35 33. Имплантант по п.1, в котором корпус имплантанта выполнен из биосовместимых неметаллических материалов.

34. Имплантант по п.31, для которого указанные биосовместимые металлические материалы включают титан и/или нержавеющую сталь.

40 35. Имплантант по п.32, для которого указанные биосовместимые неметаллические материалы включают по меньшей мере один материал из группы, состоящей из материала МР-1, пригодных пластиков и пригодных полимеров.

36. Имплантант по любому из пп.1-35, в котором разделяющий узел выполнен из биосовместимых металлических материалов.

45 37. Имплантант по любому из пп.1-35, в котором разделяющий узел выполнен из биосовместимых металлических и неметаллических материалов.

38. Имплантант по любому из пп.1-35, в котором разделяющий узел выполнен из биосовместимых неметаллических материалов.

39. Имплантант по п.37, для которого указанные биосовместимые металлические

материалы включают титан и/или нержавеющей сталь

40. Имплантант по п.38, для которого указанные биосовместимые неметаллические материалы включают по меньшей мере один компонент группы, состоящей из материала МР-1, полиамида, РЕЕК, других пригодных пластиков и других пригодных полимеров.

5 41. Зубной имплантант, содержащий корпус, имеющий:

проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, сконфигурированный с возможностью установить на нем протез, и

дистальный участок с дистальным концом, сконфигурированный с возможностью произвести имплантацию непосредственно в верхнюю челюсть или нижнюю челюсть;

10 при этом корпус имплантанта дополнительно содержит по меньшей мере один внутренний канал, имплантант сконфигурирован с возможностью обеспечения прямой линии видимости через канал между проксимальным отверстием и наружной средой с дистальной стороны дистального конца, а дистальный конец выполнен прозрачным.

15 42. Имплантант по п.41, в котором проксимальное отверстие и канал соосны с продольной осью имплантанта.

43. Имплантант по п.41, в котором по меньшей мере одно дистальное отверстие включает в себя по меньшей мере одно боковое дистальное отверстие, смещенное в проксимальную сторону от дистального конца и ориентированное в поперечном направлении по отношению к каналу.

20 44. Имплантант по п.41, в котором дистальный конец открыт и содержит разделяющий компонент, сконфигурированный с возможностью селективно и обратимо перекрывать дистальный конец с прерыванием сообщения по потоку независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие, при этом разделяющий компонент выполнен прозрачным или содержит прозрачное окно.

25 45. Зубной имплантант для применения в верхней челюсти, содержащий корпус, имеющий:

проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, сконфигурированный с возможностью установить на нем протез; и

30 дистальный участок с дистальным концом, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие и который сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию в верхнюю челюсть,

при этом корпус имплантанта дополнительно содержит по меньшей мере один внутренний канал, обеспечивающий сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере одним дистальным отверстием, а дистальный конец сконфигурирован с возможностью выступать в полость синуса и за счет непосредственного контакта с оболочкой синуса, создаваемого в процессе установки имплантанта в верхнюю челюсть, сместить по меньшей мере основную часть оболочки синуса с образованием пространства между оболочкой и дном синуса, отвечающего требуемой аугментации синуса, при одновременном обеспечении 40 сообщения по потоку между по меньшей мере одним дистальным отверстием и по меньшей мере одним компонентом группы, состоящей из указанного пространства и участка синуса.

46. Зубной имплантант, содержащий корпус, имеющий:

45 проксимальный участок по меньшей мере с одним проксимальным отверстием, сконфигурированный с возможностью установить на нем протез; и

дистальный участок с дистальным концом, в котором или вблизи которого выполнено по меньшей мере одно дистальное отверстие и который сконфигурирован с возможностью произвести имплантацию непосредственно в верхнюю или нижнюю

челюсть,

при этом корпус имплантанта дополнительно содержит:

по меньшей мере один внутренний канал, причем обеспечивается сообщение по потоку между по меньшей мере одним проксимальным отверстием и по меньшей мере первым участком наружной среды у дистального конца по меньшей мере через одно
5 дистальное отверстие и внутренний канал,

и разделяющий узел, сконфигурированный с возможностью селективно и обратимо прерывать сообщение по потоку независимо от того, открыто или закрыто проксимальное отверстие.

10

15

20

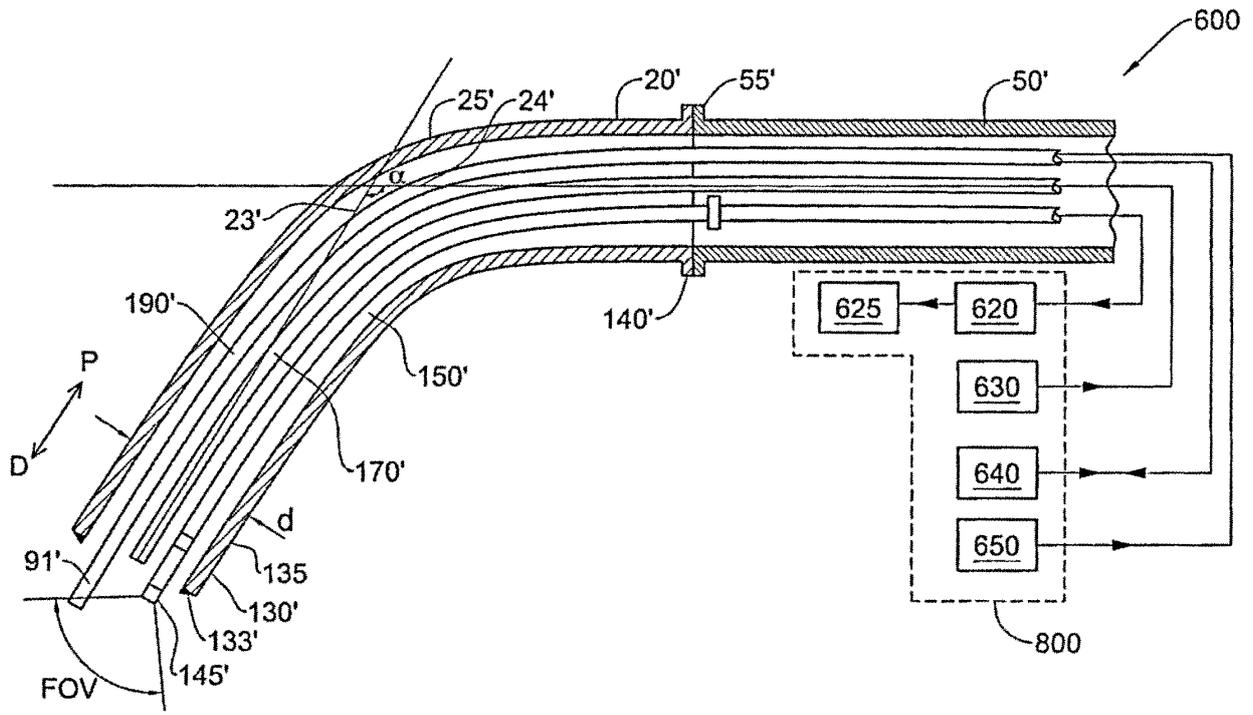
25

30

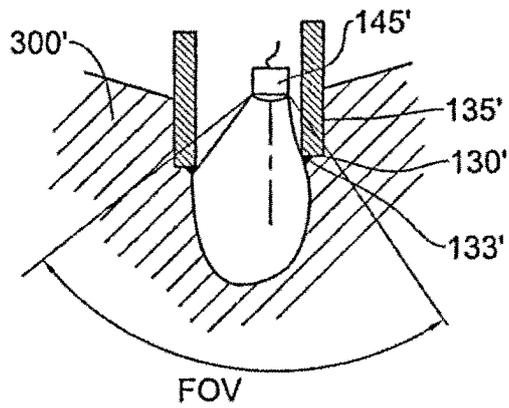
35

40

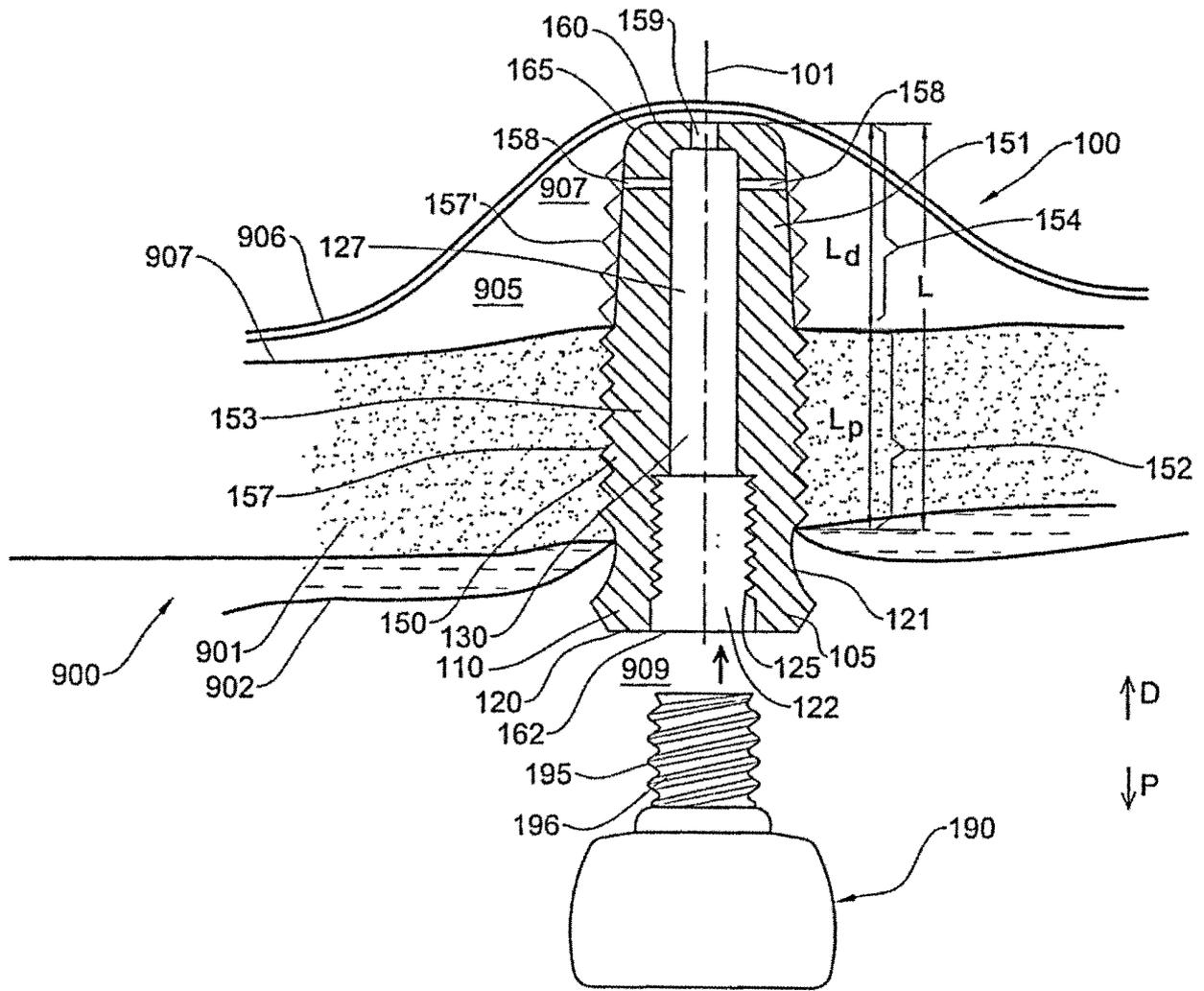
45



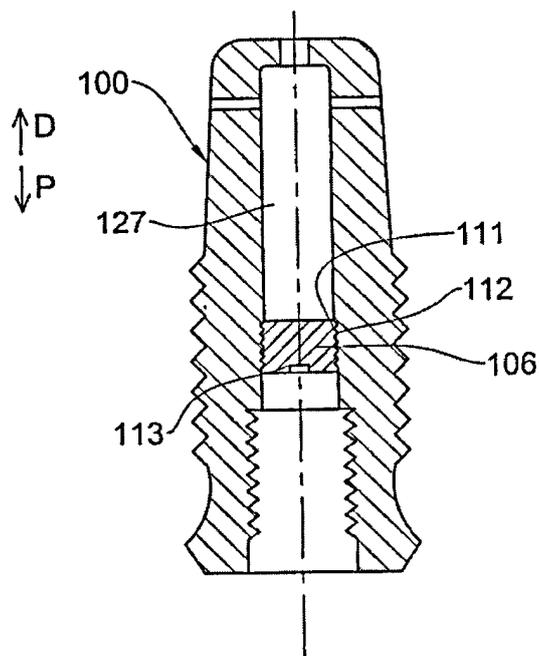
ФИГ. 1



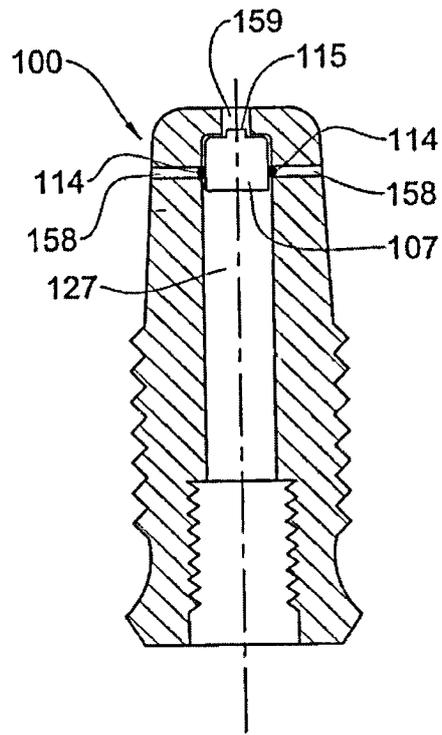
ФИГ. 1А



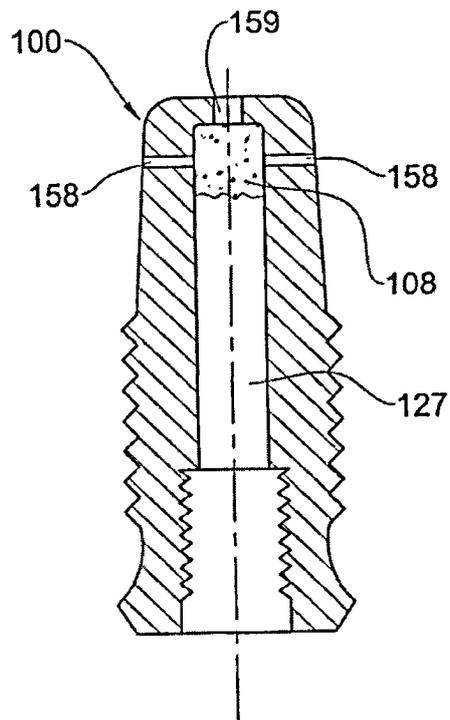
ФИГ. 2



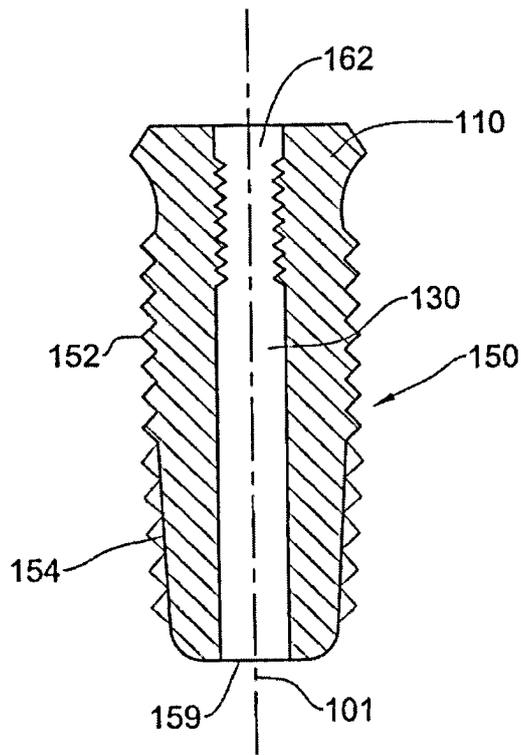
ФИГ. 2А



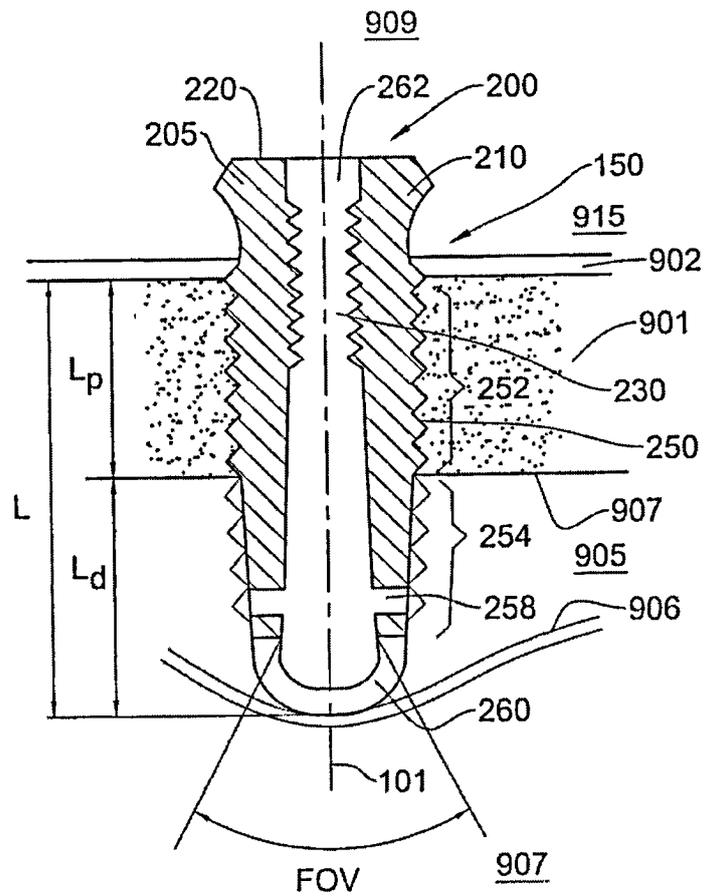
ФИГ. 2В



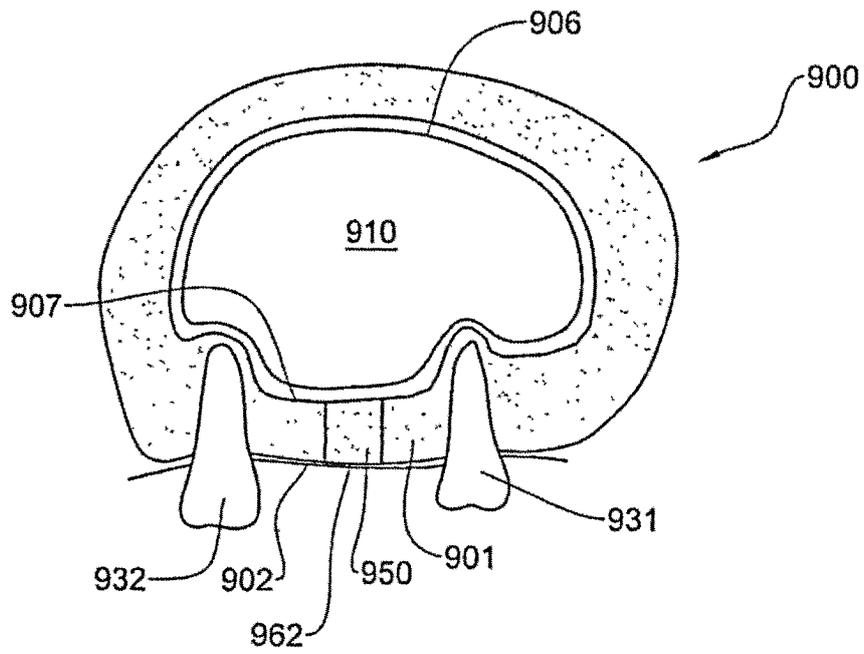
ФИГ. 2С



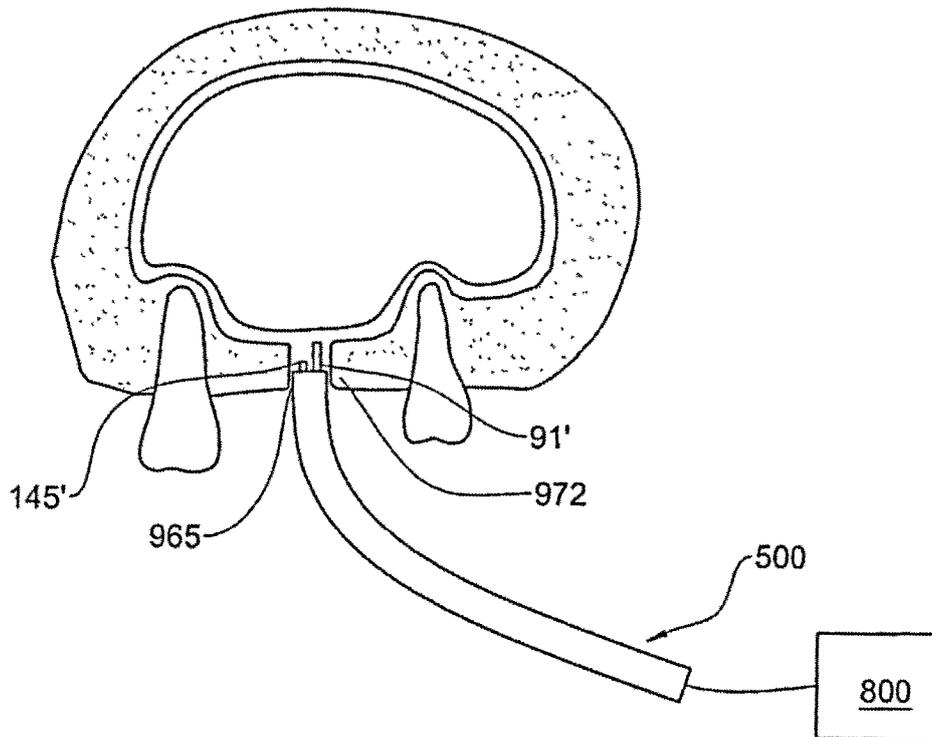
ФИГ. 3



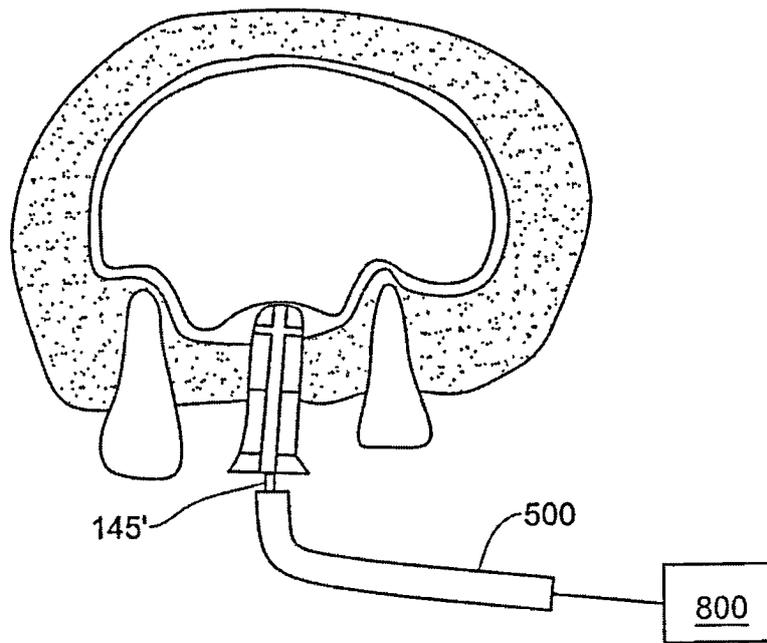
ФИГ. 4



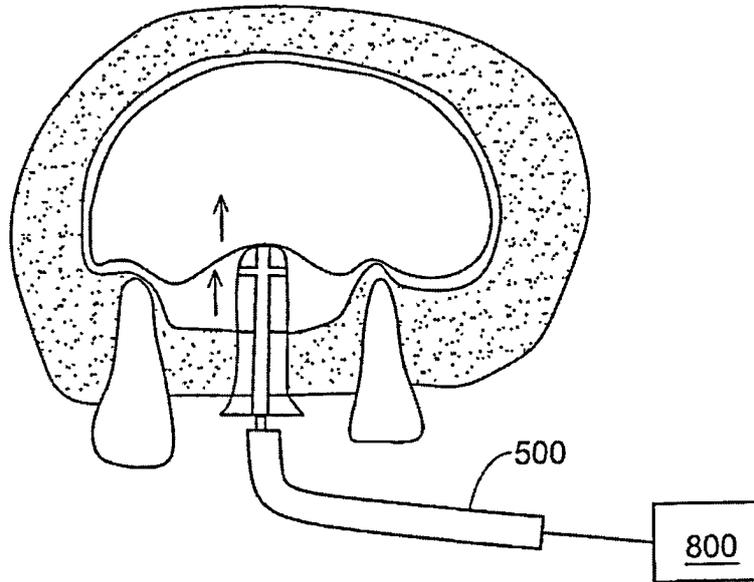
ФИГ. 5А



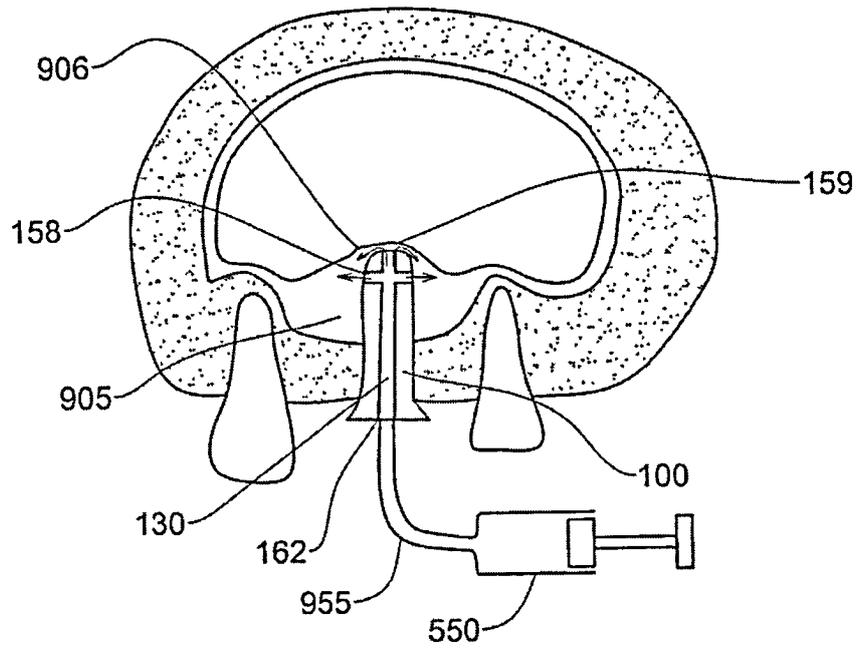
ФИГ. 5В



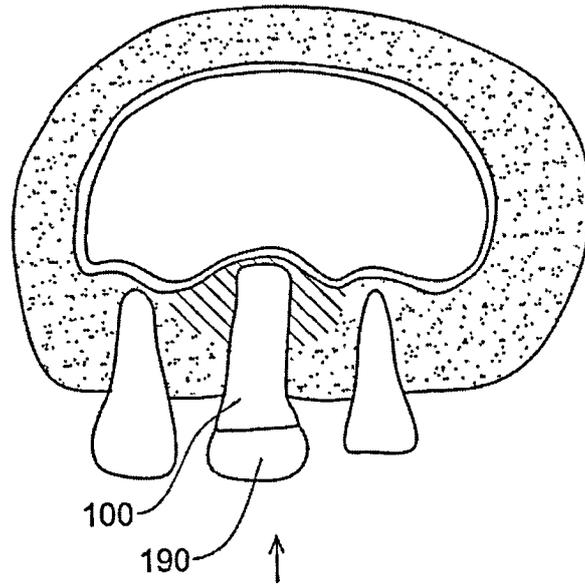
ФИГ. 5С



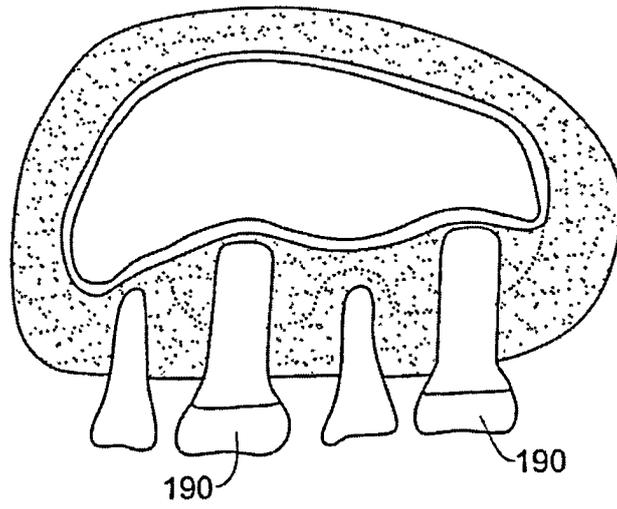
ФИГ. 5D



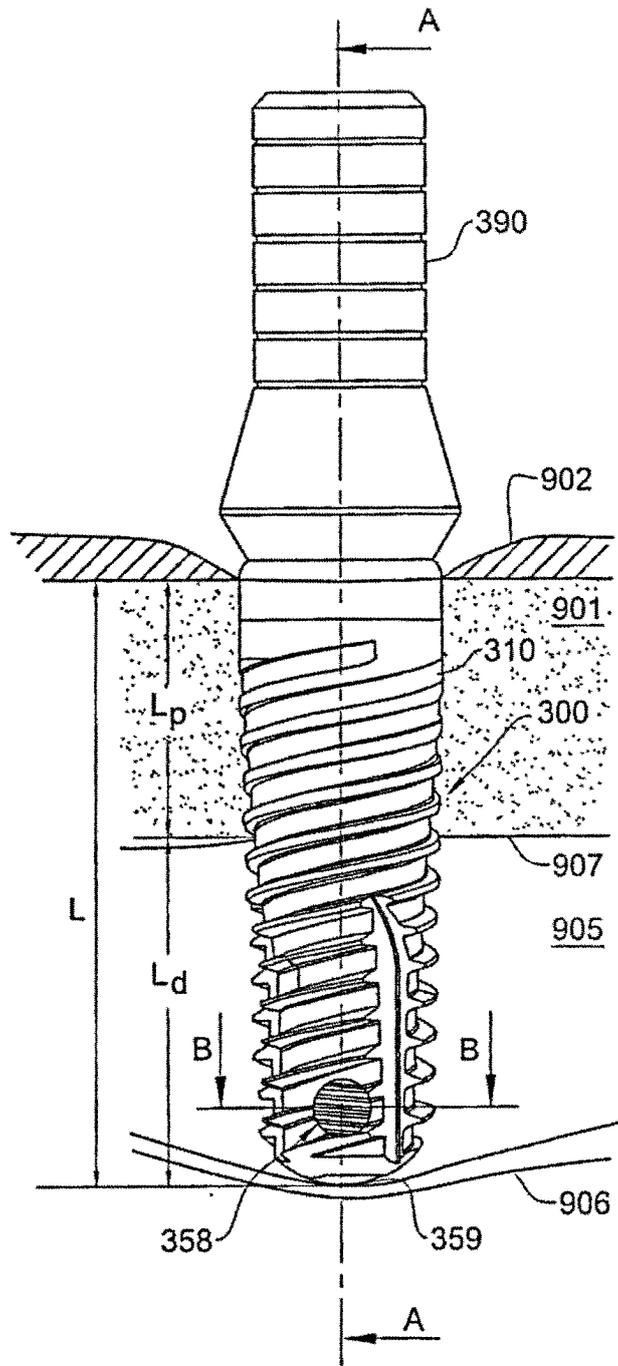
ФИГ. 5E



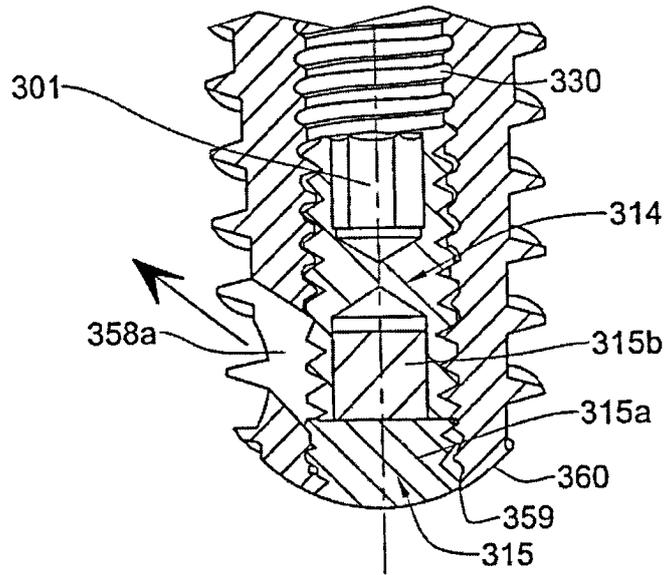
ФИГ. 5F



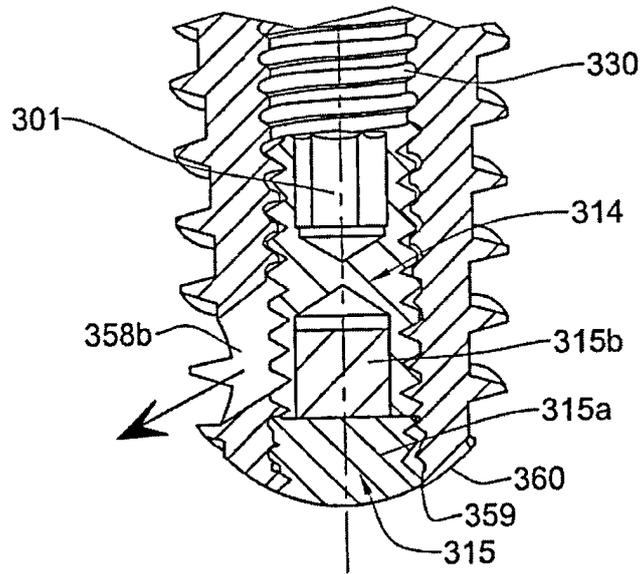
ФИГ. 6D



ФИГ. 8

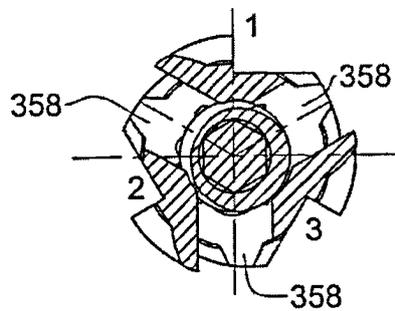


ФИГ. 9А

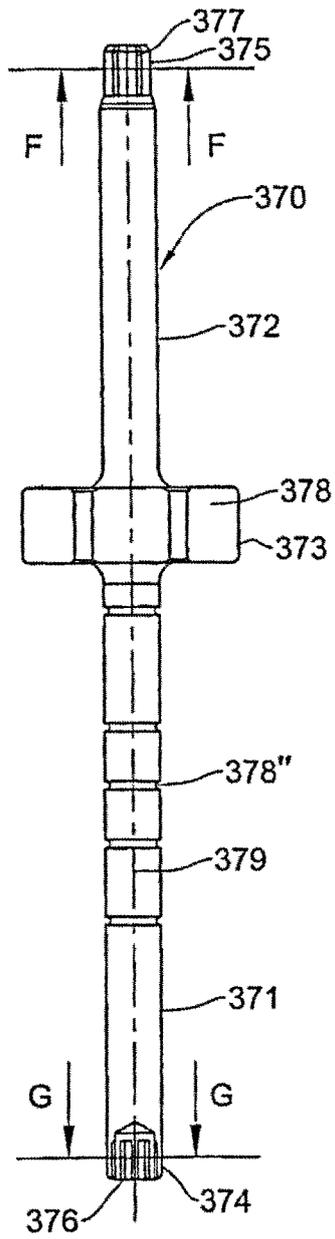


ФИГ. 9В

В-В

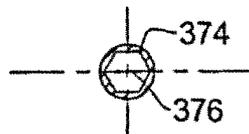


ФИГ. 10



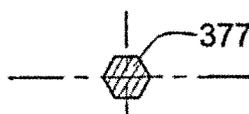
ФИГ. 11А

G-G

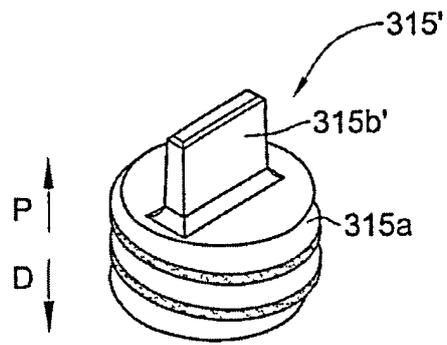


ФИГ. 11В

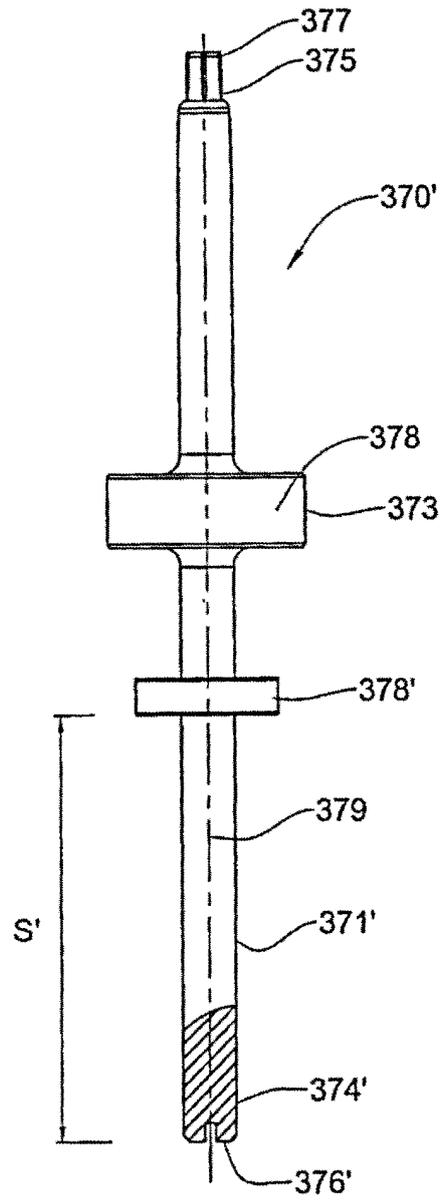
F-F



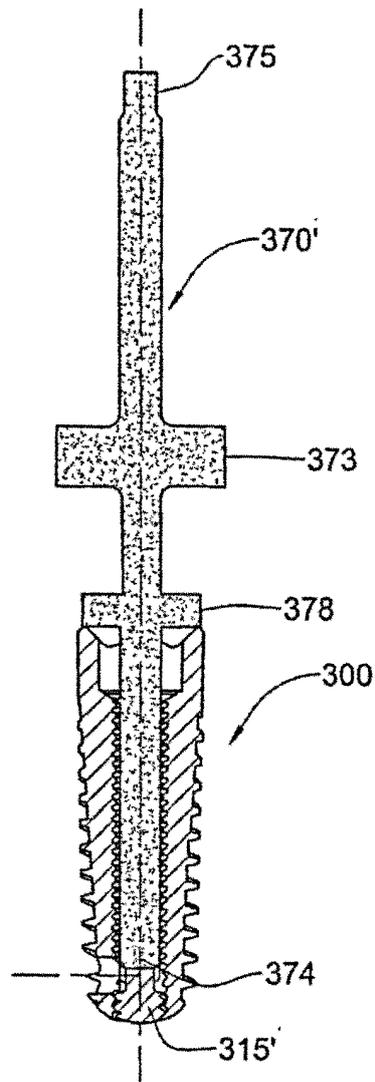
ФИГ. 11С



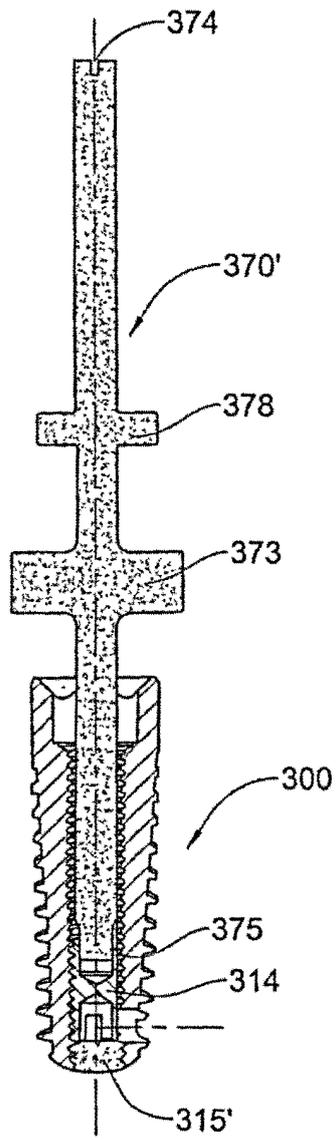
ФИГ. 12



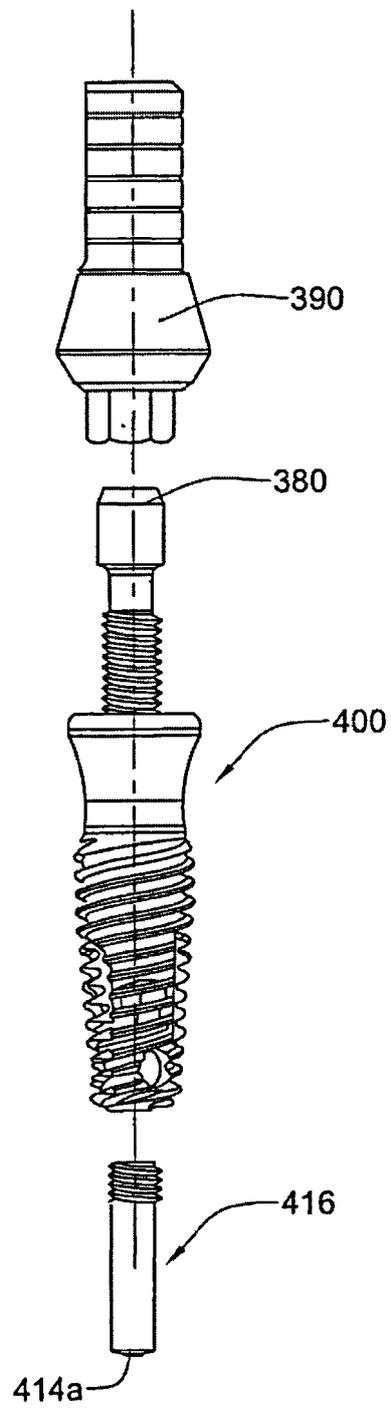
ФИГ. 13



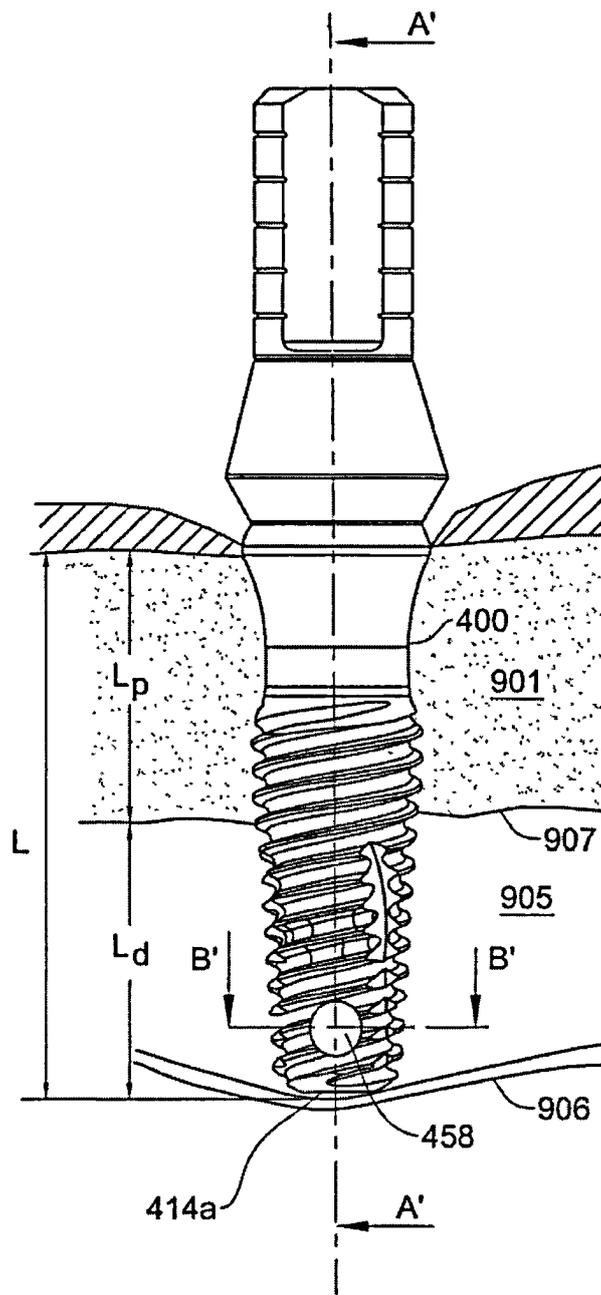
ФИГ. 14А



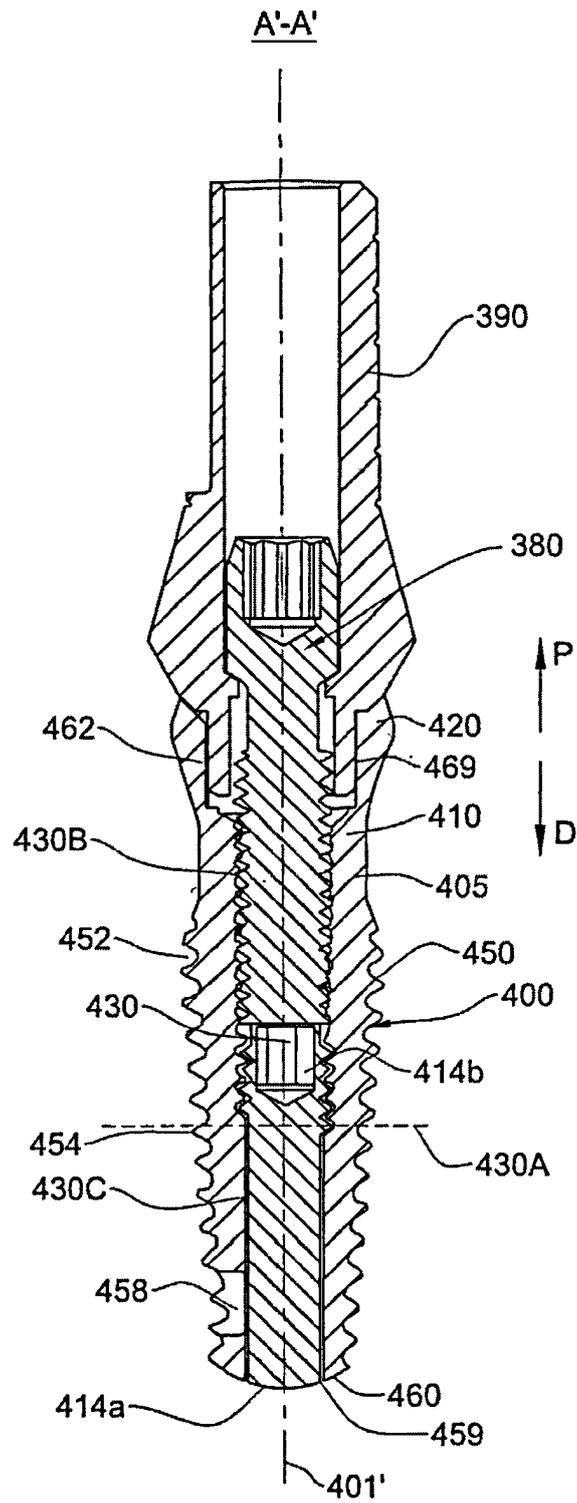
ФИГ. 14В



ФИГ. 17

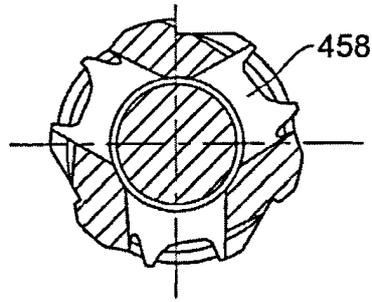


ФИГ. 18

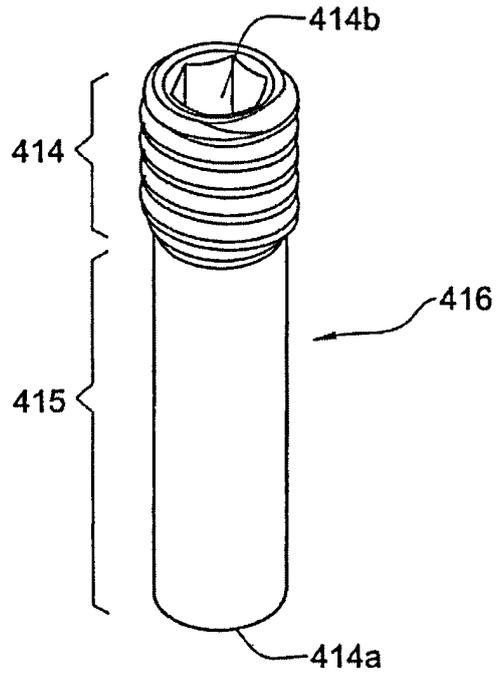


ФИГ. 19

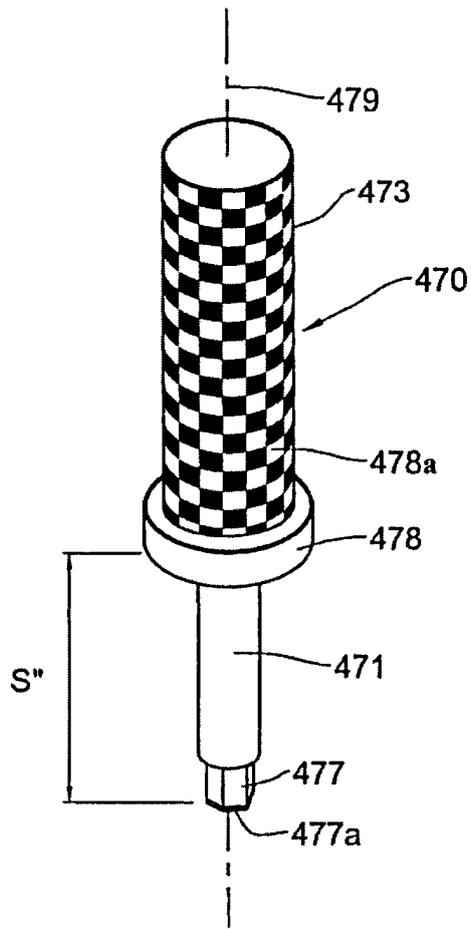
B'-B'



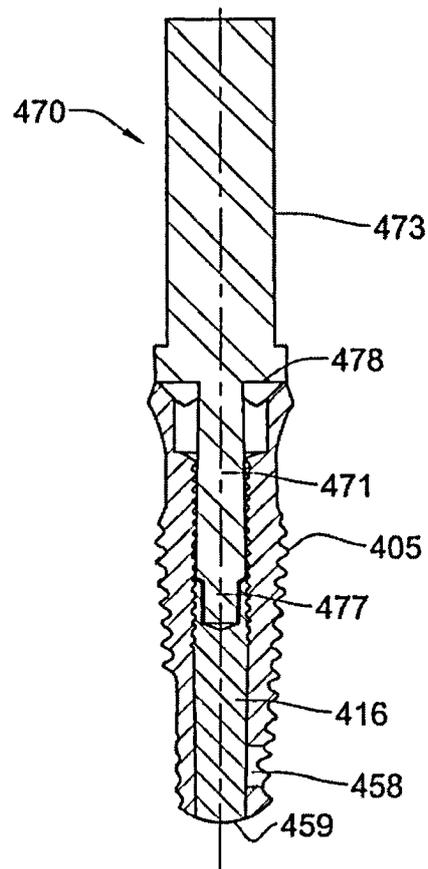
ФИГ. 20



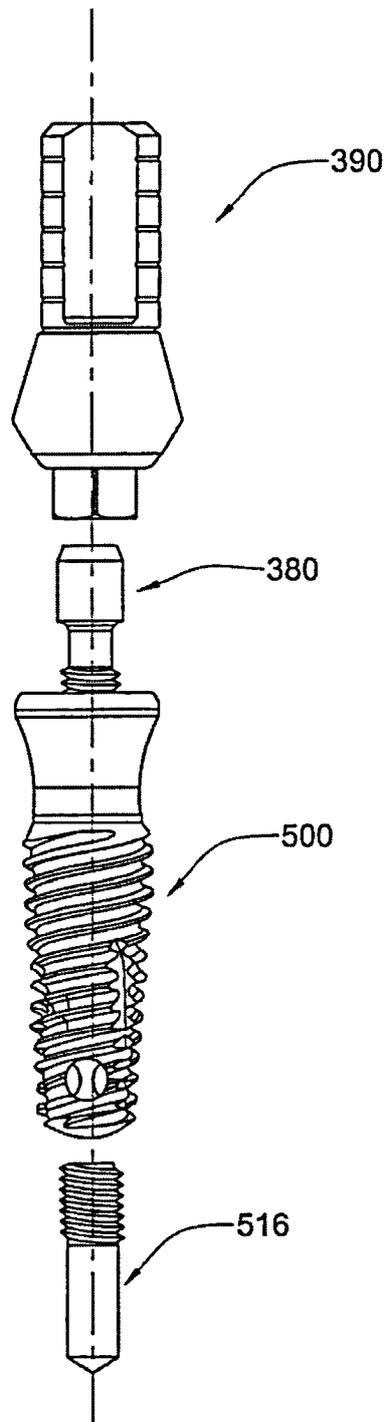
ФИГ. 21



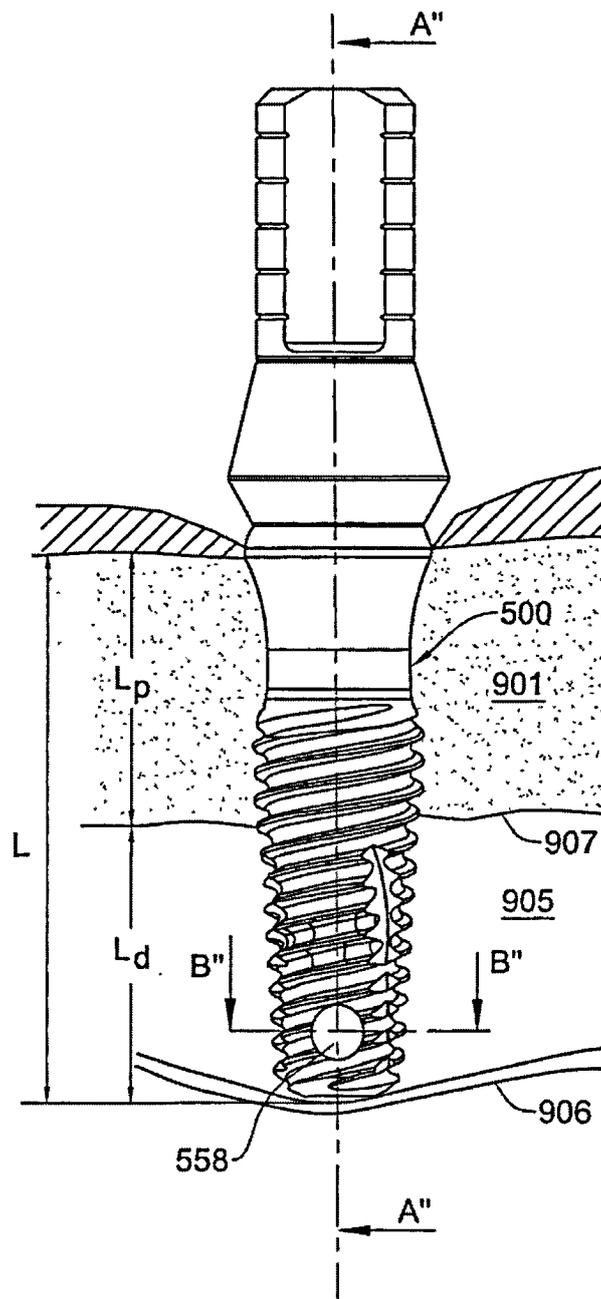
ФИГ. 22



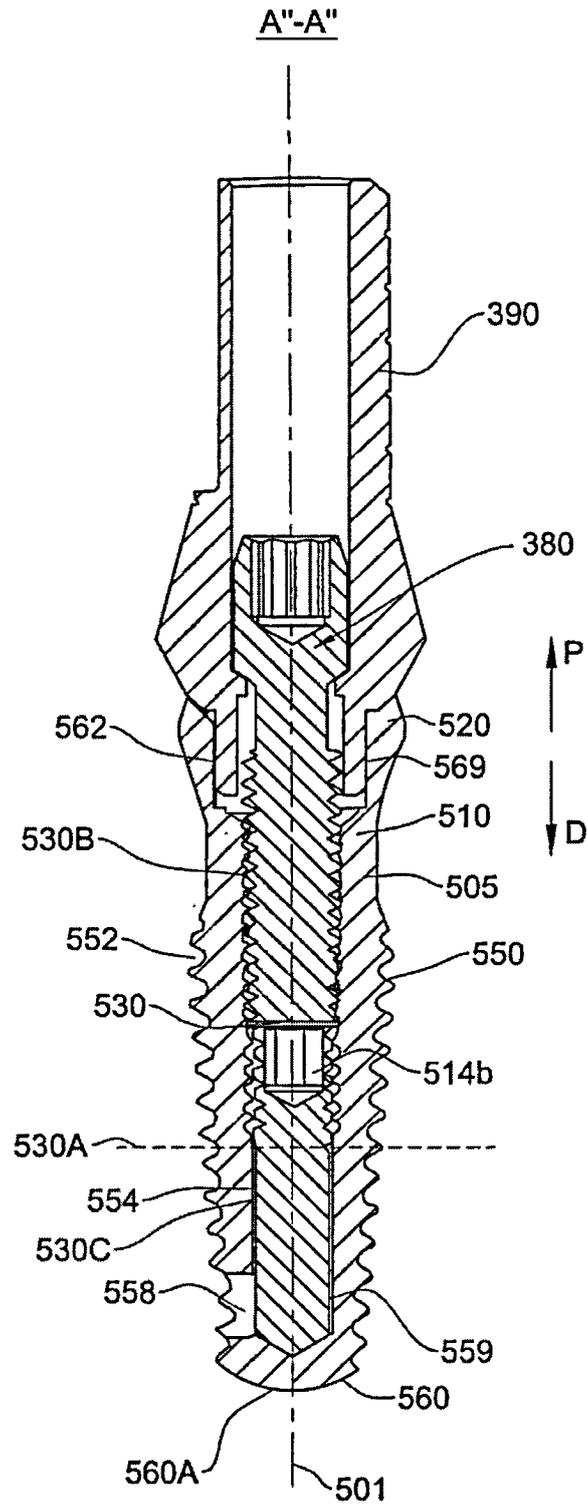
ФИГ. 23



ФИГ. 24

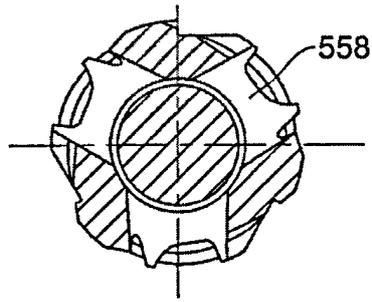


ФИГ. 25

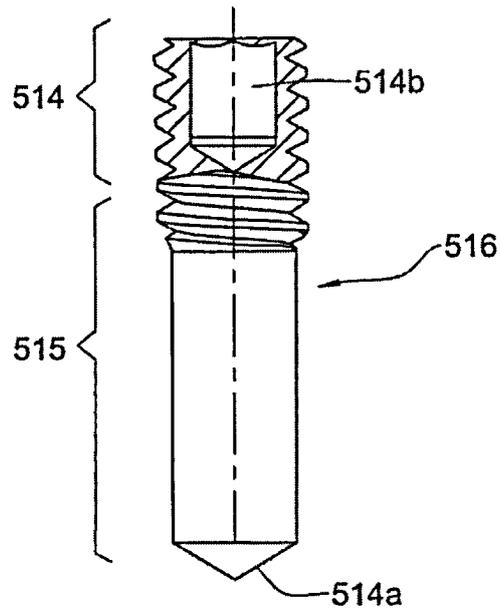


ФИГ. 26

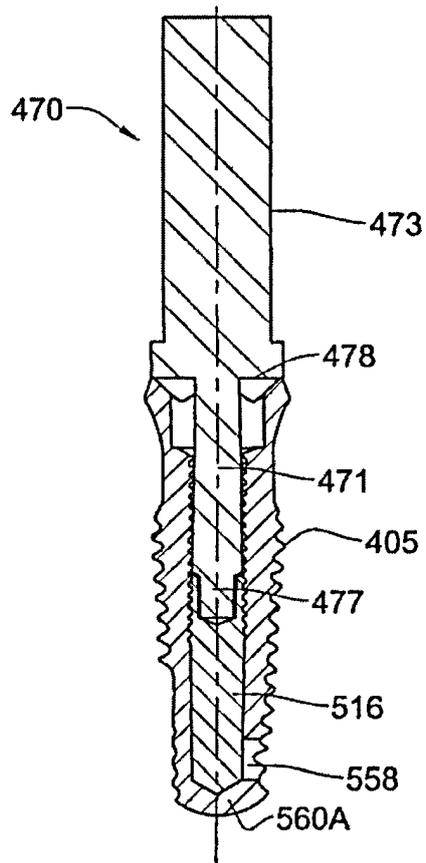
B"-B"



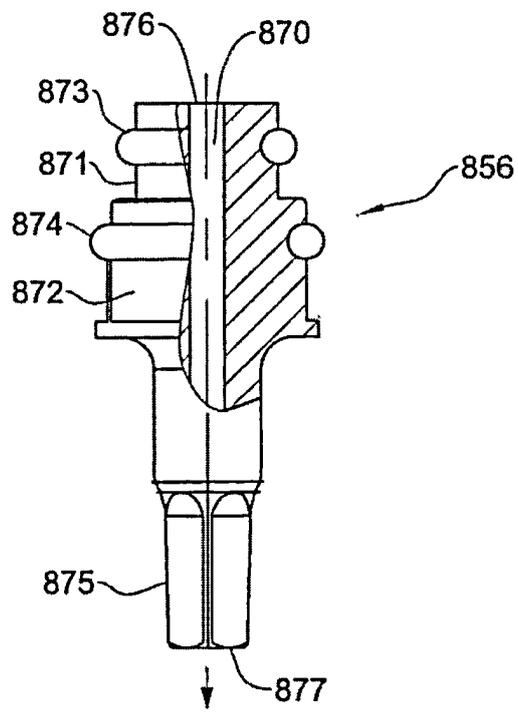
ФИГ. 27



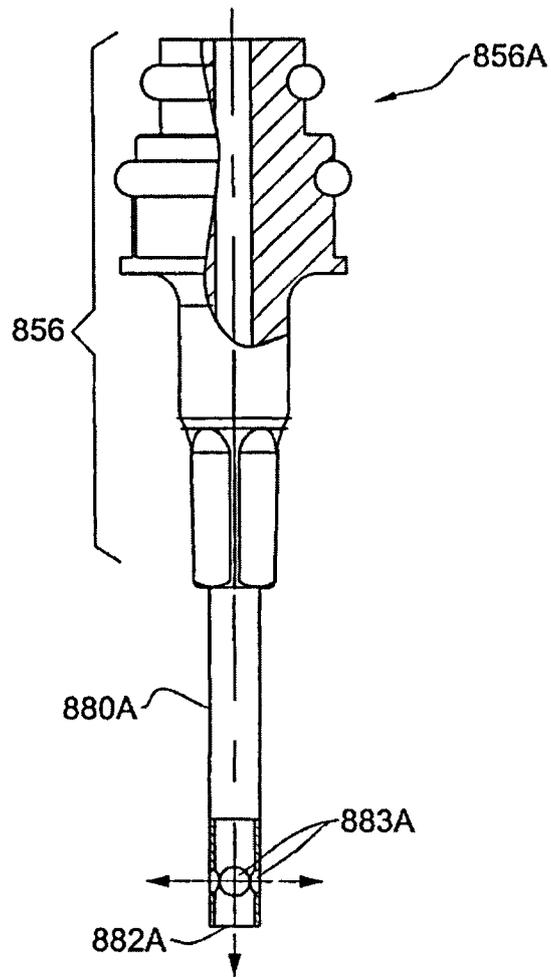
ФИГ. 28



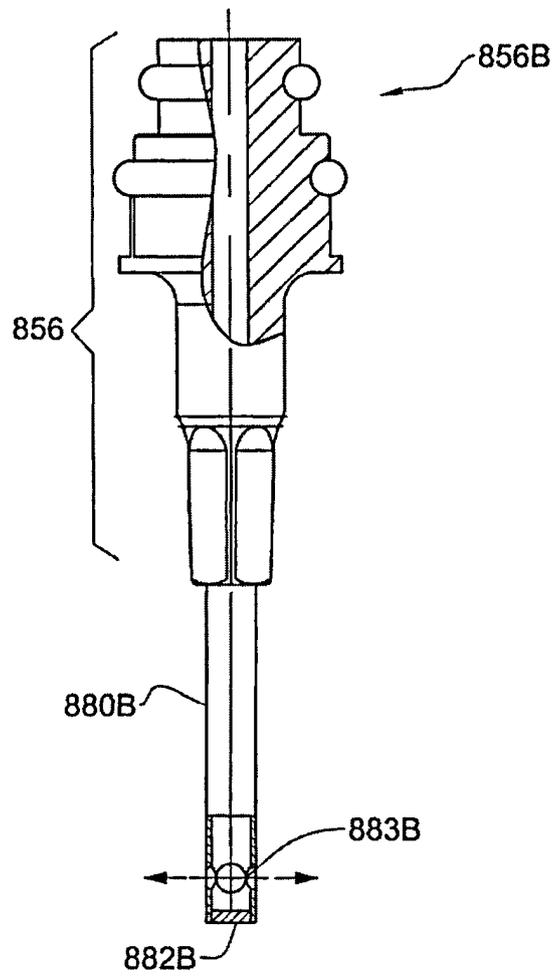
ФИГ. 29



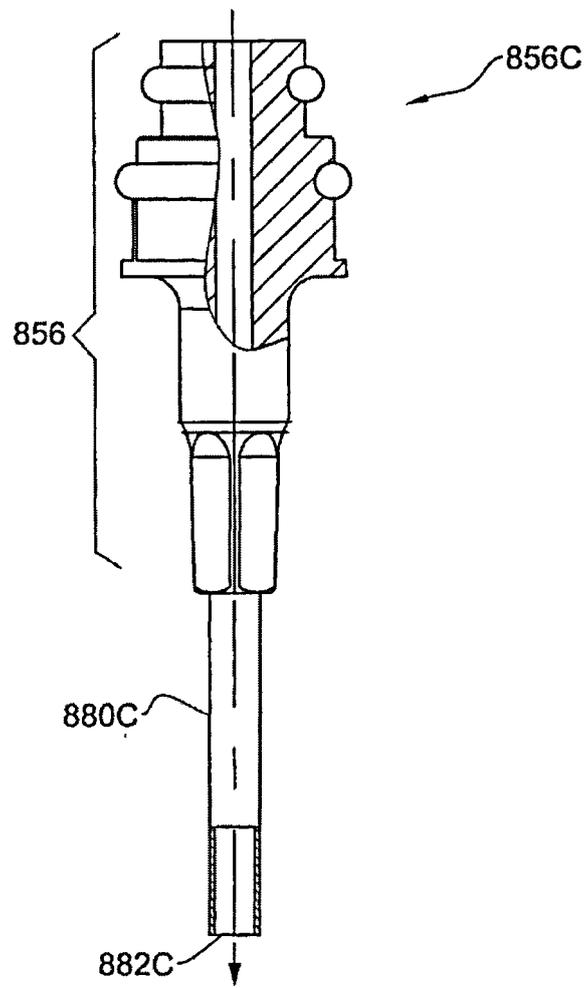
ФИГ. 30



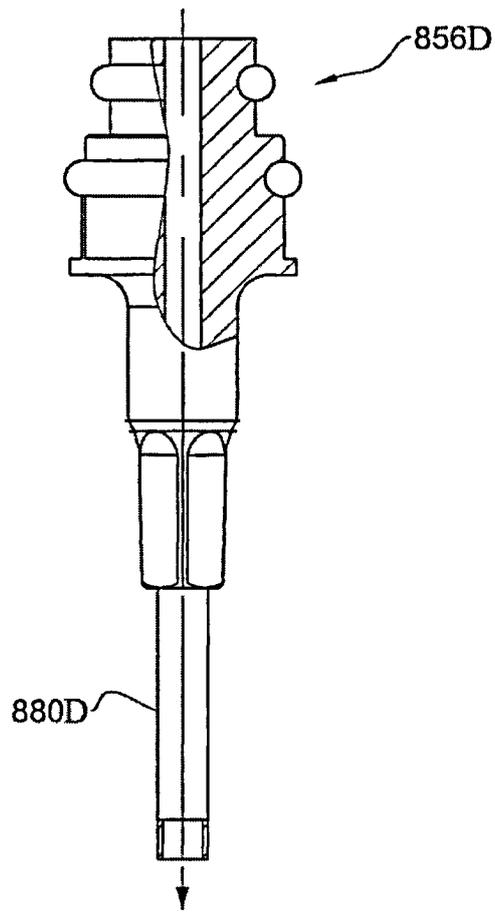
ФИГ. 31



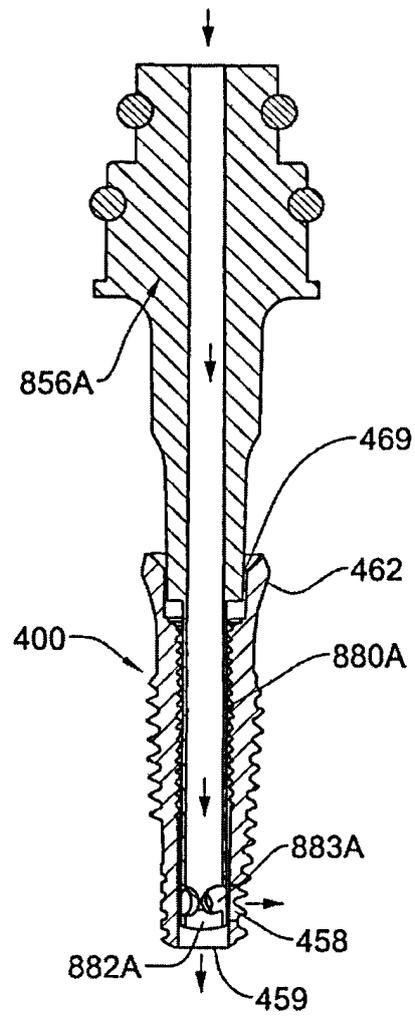
ФИГ. 32



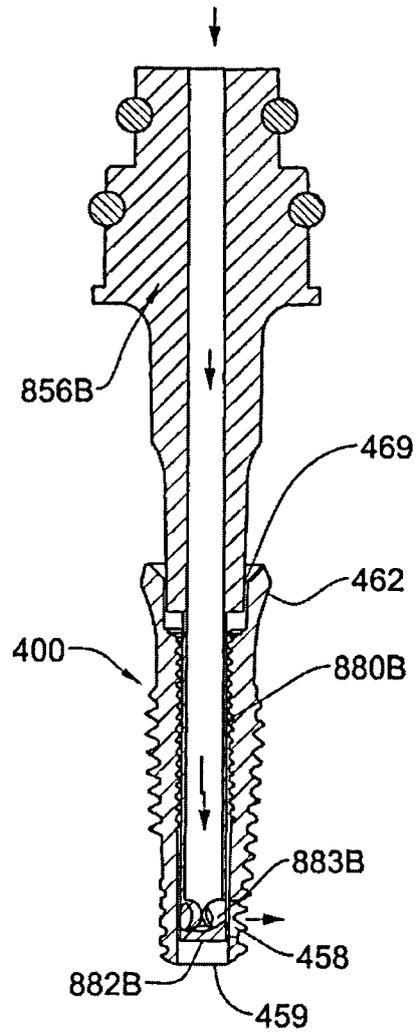
ФИГ. 33



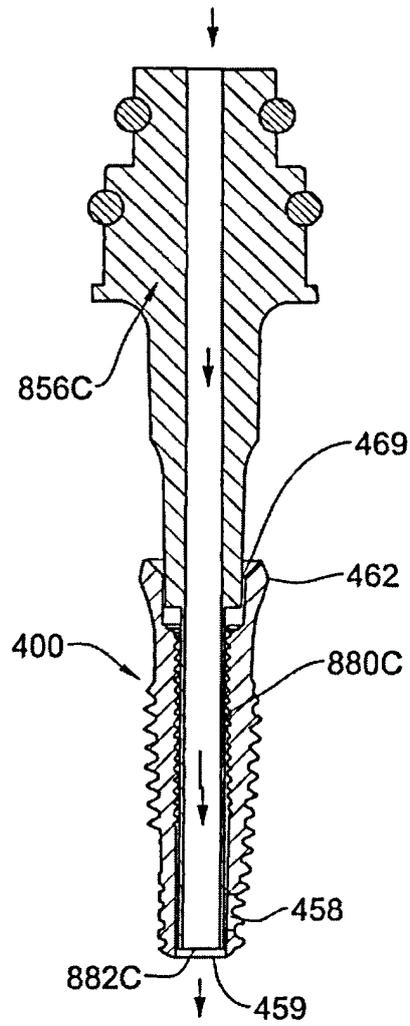
ФИГ. 34



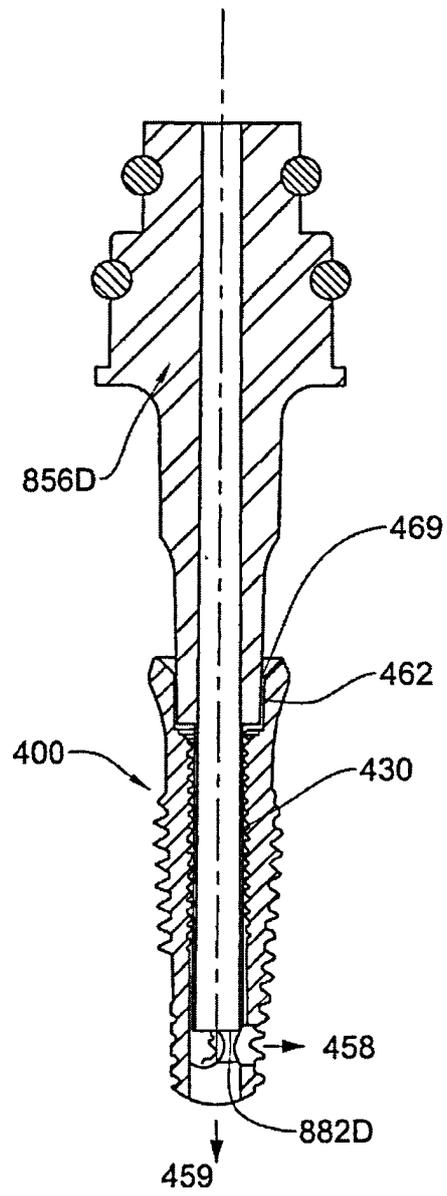
ФИГ. 35



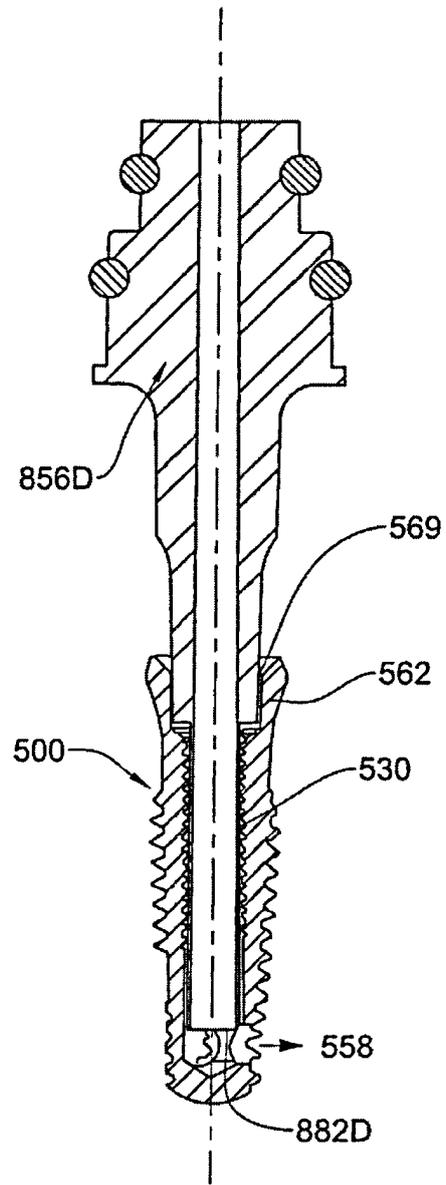
ФИГ. 36



ФИГ. 37



ФИГ. 38



ФИГ. 39