



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: **2009126090/14, 07.07.2009**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
07.07.2009

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: **07.07.2009**

(45) Опубликовано: **10.04.2011** Бюл. № 10

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **RU 2073496 C1, 20.02.1997. RU 2134080 C1, 10.08.1999. SU 1258401 A1, 23.09.1986. RU 6696 U1, 16.06.1998. WO 00/32124 A1, 08.06.2000. US 6059784 A, 09.05.2000. WO 2003/086213 A1, 23.10.2003.**

Адрес для переписки:

**680021, г.Хабаровск, ул. Станционная, 10,
кв.11, А.Е. Новикову, эл/адрес: znonikof @
mail.ru**

(72) Автор(ы):

Новиков Андрей Евгеньевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

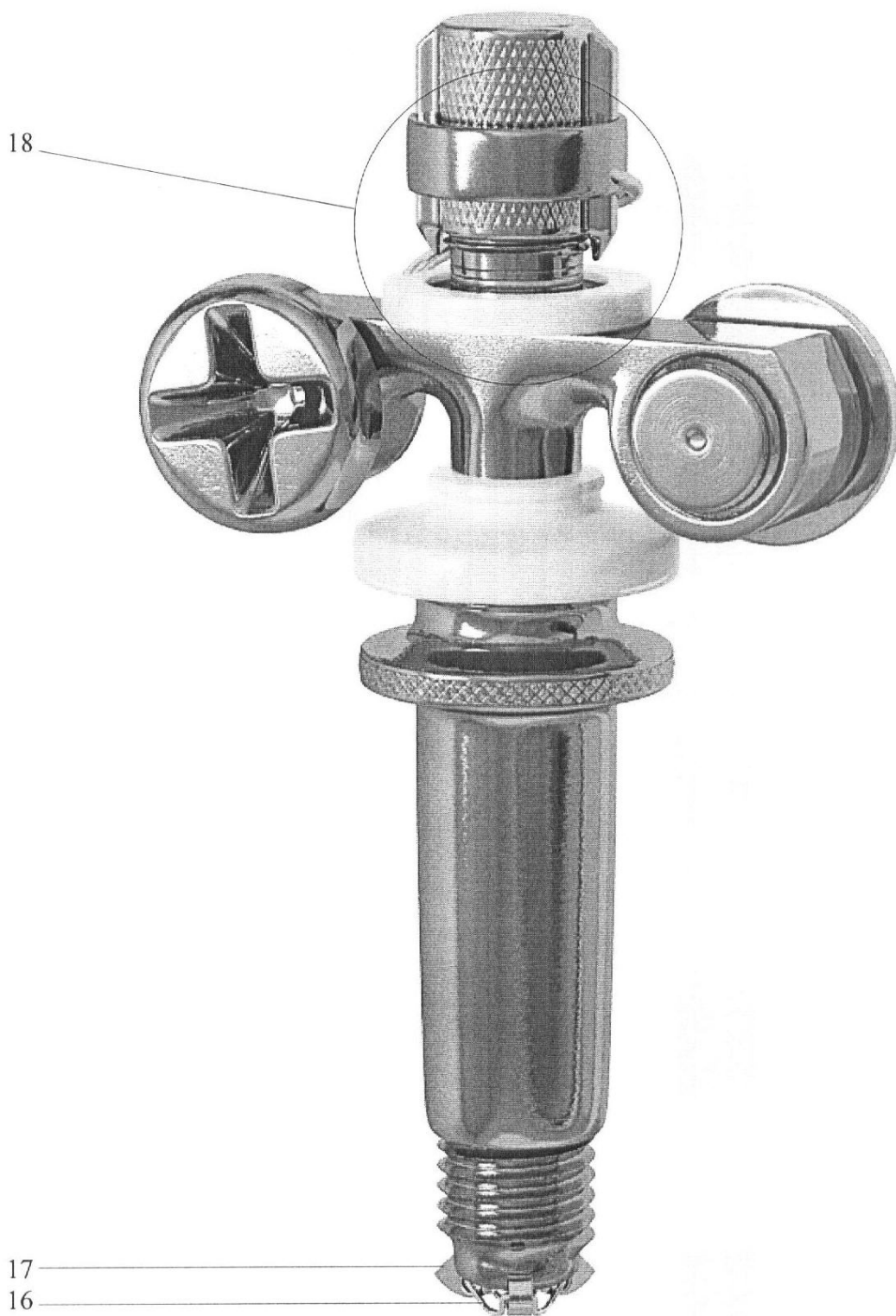
Новиков Андрей Евгеньевич (RU)

**(54) СПОСОБ АНКЕРНОЙ ФИКСАЦИИ КОСТНЫХ ФРАГМЕНТОВ С НАЛОЖЕНИЕМ
СТРУНЫ И АНКЕР**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Способ анкерной фиксации костных фрагментов с наложением струны, характеризуется тем, что используемая струна выполнена из металла с памятью формы, по крайней мере, два устройства анкера обратимо заклинивают в отломках, соединяют упругой дугой и стягивают струной из металла с памятью формы. Устройство анкер содержит ствол, сердечник, затвор, втулку и компенсатор. Ствол выполнен в форме трубки с рычагами, шейкой и внутрикостной ножкой. Рычаги имеют отверстия под винты для крепления упругой дуги. Внутрикостная ножка имеет резьбу и продольные прорезы, в которых размещены на осях лапки. Лапки соединены пружиной и установлены подвижно. Сердечник установлен соосно в стволе. Затвор имеет резьбовое соединение с шейкой ствола с возможностью

вращения и обеспечивает перемещение сердечника вдоль оси ствола и фиксирует положения сердечника вдоль оси ствола. Перемещение сердечника обеспечивает поворот лапки вокруг оси с выдвиганием лапки из просвета ствола и подцепа лапкой костного фрагмента. При подъеме сердечника напряжение пружины осуществляет возвращение лапки в просвет ствола. Втулка имеет ложе для струны и имеет возможности закручивания, опускания по ножке и упора своим основанием на костный фрагмент. Компенсатор обеспечивает передачу поворотного усилия затвору в сторону закручивания. Группа изобретений обеспечивает повышение эффективности реабилитации больных с нарушениями целостности лицевого скелета различного генеза путем усовершенствования технологии наложения фиксации. 2 н. и 1 з.п. ф-лы, 19 ил.



Фиг. 4



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009126090/14, 07.07.2009**

(24) Effective date for property rights:
07.07.2009

Priority:

(22) Date of filing: **07.07.2009**

(45) Date of publication: **10.04.2011 Bull. 10**

Mail address:

**680021, g.Khabarovsk, ul. Stantsionnaja, 10, kv.11,
A.E. Novikovu, ehl/adres: znonikof @ mail.ru**

(72) Inventor(s):

Novikov Andrej Evgen'evich (RU)

(73) Proprietor(s):

Novikov Andrej Evgen'evich (RU)

(54) **METHOD OF ANCHOR FIXATION OF BONE FRAGMENTS WITH APPLICATION OF STRING AND ANCHOR**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. Method of anchor fixation of bone fragments with application of string is characterised by the following: applied string is made of metal with shape memory, at least, two anchor devices are reversely wedged in fragments, connected with elastic arch and tightened with string from metal with shape memory. Anchor device contains shank, core, lock, bush and compensator. Shank is made in form of tube with levers, neck and intraosteal leg. Levers have holes for screws for fixation of elastic arch. Intraosteal leg has thread and longitudinal cuts in which lugs are located on axes. Lugs are connected with spring and are installed movably. Core is installed in shank coaxially. Lock has thread connection with shank neck with possibility of rotation and ensures core travel along shank axis and fixes core position along shank axis. Core travel ensures lug rotation around axis with movement of lug from shank opening and picking up bone fragment with lug. During core lifting spring tension performs return of lug into shank opening. Bush has bed for string and has possibility of threading, lowering along leg and resting with its base on bone fragment. Compensator ensures

transmission of rotation effort to lock toward threading. EFFECT: inventions ensure increase of efficiency of rehabilitation of patients with violation of facial skeleton integrity of various genesis by improvement techniques of fixation application.

3 cl; 19 dwg



RU 2 4 1 5 6 5 3 C 2

RU 2 4 1 5 6 5 3 C 2

Группа изобретений относится преимущественно к челюстно-лицевой хирургии и может быть использована для реабилитации пациентов с нарушениями целостности лицевого скелета различного генеза.

5 Проблема надежности фиксации челюстно-лицевых костных фрагментов, несмотря на определенные успехи, остается до настоящего времени неразрешенной. Современный технический уровень предоставлен большим арсеналом средств и способов остеосинтеза, проверенных многолетним опытом применения. Достоинства остеосинтеза как оперативного метода содержат внутренний конфликт, 10 заключающийся в том, что надежность фиксации отломков достигается, как правило, ценой нанесения пациенту значительной дополнительной травмы на операционном столе.

Динамика процесса консолидации предъявляет серьезные требования как к прочности самого фиксатора, так и к наличию уязвимых мест в иммобилизирующей 15 конструкции, подвергающейся деформациям под действием дестабилизирующих сил. Запас прочности конструкции необходим для своевременного включения функциональной активности поврежденной кости, при этом степень сдавления отломков не должна выходить за пределы среднего диапазона компрессии (100-200 20 Н/см²), оптимального для репаративной регенерации костной ткани. Трудности в установлении равномерного сдавления по всей площади перелома, обусловленные сложной конфигурацией челюстно-лицевых костных структур, усугубляются проблемой резорбции костной ткани в местах ее контакта с фиксатором. Техническое увеличение мощности фиксатора не оправдывает ожиданий и не 25 обеспечивает функциональную стабильность отломков, т.к. жесткость металлической опоры при функциональной нагрузке приводит к быстрой резорбции кости или даже к ее разрушению [3].

Известен пластиночный остеосинтез, который предусматривает рассечение тканей 30 и раскрытие зоны повреждения, фиксацию саморезами на костных отломках пластины требуемой конфигурации с последующим удалением фиксаторов на завершающем этапе лечения. Оптимизация специального инструментария, применение высоких технологий и совершенствование операционной техники снизили повреждающее действие вмешательства и улучшили косметические 35 результаты лечения [5].

По биомеханическим характеристикам мини-пластины с шурупами являются наиболее прочными фиксаторами из всех существующих. Однако стабильность 40 фиксации зависит от скорости резорбции в местах опоры фиксатора в кости и площади микроразрушения кости в области перелома, а одномоментная компрессия отломков не может гарантировать стабильность фиксации на весь период консолидации, о чем свидетельствуют неудачи в клинике. Из-за резорбции кости в местах опоры фиксатора сила сдавления между отломками уменьшается уже в 1-е 45 сутки, затем она может полностью исчезнуть [3]. Внесение каких-либо поправок в ходе лечения без нанесения дополнительной травмы пластиночный остеосинтез не предусматривает.

Травматичность погружного пластиночного остеосинтеза является самым дискутируемым его недостатком. Рассечение мягких тканей, фасций и мышц 50 сопряжено с риском повреждения сосудов и нервных стволов, последующими трофическими расстройствами, образованием рубцов и косметических дефектов. Дополнительную травматизацию причиняет и повторное оперативное вмешательство, продиктованное необходимостью снятия фиксаторов.

Наружный остеосинтез при помощи внешних устройств не требует широких разрезов, не затрагивает очаг, предусматривает динамическую коррекцию и наружное удаление конструкции. Известны клеммовые аппараты, спице-стержневые, аппараты с крестообразным и параллельным введением спиц [1]. Спицевые аппараты имеют широкий диапазон применения благодаря сочетанию эластичности с высокой прочностью фиксатора, соответствующие механическим параметрам кости. Спица миниатюрна, наносит минимальную дополнительную травму, не создает чрезмерных контактных напряжений в зоне наибольшей концентрации объемных разрушений и обеспечивает максимальную площадь контакта фиксатора с костью. Особое значение имеет применение спицевых аппаратов в области мышечкового отростка нижней челюсти, малого по величине, располагающегося в тесном окружении других анатомических структур.

Конструкции для внешней фиксации причиняют минимальную операционную травму, позволяют создавать и регулировать компрессию-дистракцию отломков, но в то же время они громоздки, некомфортны и создают опасность инфицирования области контакта кости с деталями фиксатора. Внешние конструкции имеют наименьшие фиксирующие качества и не обеспечивают равномерного сжатия по всей плоскости перелома, сохраняя диастаз со стороны, противоположной расположению фиксаторов [3].

Узлы конструкции, представляющую собой П-образную распорную систему, ослабевают в условиях деформационных перегрузок, под действием рычажных усилий опор. Цена нестабильности соединения определялась при помощи компьютерной модели конструкции, фиксирующей костные отломки диаметром 10 мм. Повороты стержней в соединениях конструкции в пределах одного углового градуса проводились - для чистоты эксперимента - с исключением продольных смещений в соединениях. Нестабильность в одной точке устройства сократила площадь соприкосновения отломков на 2%, второе нестабильное соединение привело к 15% уменьшению площади стыка, а люфт фрагмента в месте опоры фиксатора привел к сокращению площади соприкосновения отломков на 26,6%, при этом диастаз отломков составил 1,12 мм.

В момент наложения внешнего фиксирующего устройства начинается «состязание» между заживлением перелома и снижением прочности конструкции за счет расшатывания стержней и других имплантируемых частей фиксатора. Нестабильный узел может скомпрометировать внешнюю конструкцию в условиях реальных деформационных перегрузок и явиться причиной вторичного смещения отломков в результате снижения жесткости системы.

Материалы с термомеханической памятью открыли новые перспективы в обеспечении надежности фиксации. Сплавы на основе никелида титана прочны, легки, упруги, устойчивы к агрессивным воздействиям и могут развивать значительные усилия при восстановлении формы в определенном температурном режиме. Сочетание в миниатюрном фиксаторе высокой упругости с устойчивостью к нагрузкам позволяет ему обеспечить своевременную и равномерную компрессию отломков на весь период консолидации, несмотря на развитие остеопороза в местах контакта фиксатора с костью. Деликатные величины контактных усилий и напряжений, создаваемые фиксаторами с памятью формы, предотвращают разрушение кости и создают наиболее оптимальные условия для репаративной регенерации костной ткани [2, 4]. Однако возможности фиксаторов с термомеханической памятью остаются реализованными не в полной мере из-за

травматичности погружного метода установки и снятия имплантатов.

Отрицательным побочным эффектом является прорезывание костной ткани ножками фиксатора при объемных микроразрушениях в области краев отломков.

5 Таким образом, погружной пластиночный остеосинтез, причиняя
дополнительную травму тканям, не обладает инструментами влияния на динамику
консолидации. Внешние фиксирующие устройства позволяют регулировать процесс
10 консолидации лишь путем запаздывающей пространственно-геометрической
коррекции положения фрагментов, что недостаточно для сохранения равномерной
стабильной компрессии в режиме силовых нагрузок и непрерывной резорбции
костной ткани. Фиксаторы с термомеханической памятью соответствуют
биомеханическим параметрам кости, создают корректную автономную компрессию
15 с оптимальными величинами контактных напряжений, но теряют преимущества из-за
дополнительных повреждений, причиняемых операционной травмой.

15 Поиск оптимальных средств остеосинтеза, снижающих риск операционных
осложнений, проводится с учетом следующих требований: минимальная
травматизация тканей, индифферентность материалов, устойчивость к механическим
нагрузкам, исключение повторных операций. Это может быть решено за счет
20 миниатюрности фиксатора и рационального доступа к зоне повреждения, обработка
кости должна проводиться без ожога и нанесения дополнительных микротрещин.
Все составляющие остеосинтеза должны обеспечивать условия функциональной
стабильности отломков [3].

25 Механическая прочность фиксатора является обязательным, но не достаточным
условием успешного остеосинтеза. Резорбция кости в области расположения опоры
фиксатора, схожая с процессом подтаивания льдины, является важным звеном в цепи
причин возникновения подвижности стыка отломков. Местный остеопороз
30 возникает в течение первых суток после установки любого металлического
фиксатора и быстро, уже на начальном этапе остеосинтеза, нейтрализует плотность
сцепления опоры с костью. Интенсивность резорбции протекает равномерно в
течение всего периода консолидации и достигает в среднем 38-40% за 3 недели. В
период формирования костной мозоли вся система иммобилизации костных
35 отломков должна быть максимально неподвижна, и существуют достаточно узкие
пределы допустимых микродвижений костных отломков, нарушение которых
приводит к замедлению процессов консолидации. По мере утраты плотности
контакта фиксатора с костью увеличивается подвижность стыка отломков под
действием смещающих сил, при подвижном стыке и диастазе свыше 100 мкм
40 сращение костей по первичному типу репаративной регенерации - путем
непосредственного формирования костной ткани в интермедиарном пространстве -
становится невозможным, костная мозоль формируется по вторичному типу, в более
поздние сроки, сращение сопровождается резорбцией кости по линии перелома и
45 происходит только после того, как периостальная костная манжета обездвижит
отломки.

Быстрая потеря плотности сцепления фиксатора с костью вследствие резорбции,
приводящая к нарушению стабильности отломков, является общей проблемой для
50 всех видов челюстно-лицевого остеосинтеза. В таких условиях ключевое значение
приобретает состояние равновесия системы иммобилизации, обладающей
элементами саморегуляции. Фиксаторы с термомеханической памятью наиболее
полно соответствуют требованию своевременного и автономного восстановления
равновесия системы.

Известен якорь, приспособление для удержания плавучего средства на месте за счет взаимодействия с грунтом или льдом. Держащая сила якоря в среднем в 10-12 раз больше его веса [6].

Известен анкер (нем. Anker, букв. - якорь) - деталь для скрепления частей сооружений и машин [6]. Металлический анкер представляет собой высоконадежное крепежное изделие, определенным образом - посредством анкерного замка, заклинивающегося в скважине - повышающее сцепление между основным крепежным изделием и основанием, представляющим собой материалы различной прочности, до необходимого уровня (Энциклопедия техники).

Известен верхнечелюстной фиксатор, выполненный в виде пластинчатой скобы из никелида титана, содержащий загнутые навстречу друг другу ножки, соединяющиеся с плечом скобы перемычками; скоба выполнена W-образной формы, а загнутые навстречу друг другу дополнительные ножки образованы при помощи оппозитных прорезей, расположенных на плечах перемычки, при этом заостренные концы ножек загнуты внутрь с образованием фиксирующих шипов (патент РФ № 2051642, заявка № 5054865/14, дата публикации 1996.01.10, авт. Медведев Ю.А., Безруков В.М., Коняхин А.Ф.).

Известен биосовместимый износостойкий наноструктурный тонкопленочный материал, используемый в качестве покрытий при изготовлении имплантатов, работающих под нагрузкой, обладающий высокой твердостью, низким модулем упругости, высокой прочностью сцепления с подложкой, низким коэффициентом трения и скоростью износа, высокой стойкостью к упругой деформации разрушения и пластической деформации, низкой шероховатостью поверхности (патент РФ № 2281122, заявка № 2005120397/15, дата публикации 30.06.2005, авт. Левашов Е.А., Штанский Д.В.).

В литературных источниках не найдено упоминания о способе, близком по технической сущности к заявляемому.

В качестве прототипа устройства, обеспечивающего выполнение способа, взят имплантат, использующийся в качестве ножки для фиксации в кости. Имплантат содержит накостную часть, внутрикостную ножку и элемент из пористого материала. Ножка представляет собой трубку с расщепленными продольно и изогнутыми снаружы лепестками из материала с памятью формы. Внутри трубки соосно с нею расположен пористый элемент. Изобретение обеспечивает надежную первичную самофиксацию имплантата и вторичную в отдаленные сроки (патент РФ № 2254102, заявка № 2003106046/14, дата публикации 2005.06.20, авт. Соломин Л.Н., Шаболдо О.П., Долгополов В.В., Жабин Г.И., Васильев А.В., Богданов А.В.). Следует отметить отсутствие цикличности в работе устройства.

Задачей, на решение которой направлено заявляемое изобретение, является повышение надежности фиксации костных отломков путем:

- усовершенствования формы фиксатора со свойствами обратимого изменения геометрии своей опорной части;
- применения струны из металла с памятью формы для наружного стягивания фиксирующих устройств, аналогично тетиве;
- снижения степени отрицательного влияния резорбции на прочность фиксации отломков за счет использования компенсатора устройства.

Данная задача решается заявленным способом анкерной фиксации костных фрагментов с наложением струны, характеризующимся тем, что используемая струна выполнена из металла с памятью формы, по крайней мере, два устройства

анкера обратимо заклинивают в отломках, соединяют упругой дугой и стягивают струной из металла с памятью формы. Устройство анкер, содержащее ствол, сердечник, отличается тем, что оно имеет затвор, втулку и компенсатор, ствол выполнен в форме трубки с рычагами, шейкой и внутрикостной ножкой, рычаги имеют отверстия под винты для крепления упругой дуги, внутрикостная ножка имеет резьбу и продольные прорезы, в которых размещены на осях лапки, последние соединены пружиной и установлены подвижно, сердечник установлен соосно в стволе, затвор имеет резьбовое соединение с шейкой ствола с возможностью вращения и обеспечивает перемещение сердечника вдоль оси ствола и фиксирует положения сердечника вдоль оси ствола, перемещение сердечника обеспечивает поворот лапки вокруг оси с выдвиганием лапки из просвета ствола и подцепа лапкой костного фрагмента, при подъеме сердечника напряжение пружины осуществляет возвращение лапки в просвет ствола, втулка имеет ложе для струны и имеет возможности закручивания, опускания по ножке и упора своим основанием на костный фрагмент, компенсатор обеспечивает передачу поворотного усилия затвору в сторону закручивания. Устройство может иметь съемный стержень из металла с памятью формы, сердечник может быть выполнен в форме трубки и нести съемный стержень из металла с памятью формы, рычаг ствола может иметь посадочную площадку.

Техническим результатом, обеспечиваемым приведенной совокупностью признаков, является возможность использования устройства анкера для внешней фиксации фрагментов челюстно-лицевых костей при возможности удаления анкера после сращения перелома, оптимальная форма устройства, обеспечивающая механическую прочность фиксатора, плотный контакт анкера с костью за счет обратимого заклинивания в скважине, обеспечение динамической компрессии на стыке отломков установленной наружно струной, обеспечение безопасной и своевременной коррекции плотности контакта с костью и предупреждение ослабления прочности фиксации, а также обеспечение возможности корректировать процесс лечения в случае необходимости без нанесения дополнительной травмы окружающим тканям.

Сущность изобретения поясняется чертежами, на которых:

- на фиг.1 представлено устройство анкер,
- на фиг.2 - вертикальный разрез затвора,
- на фиг.3 - вертикальный разрез внутрикостной ножки,
- на фиг.4 - работа устройства анкер,
- на фиг.5 - компенсатор,
- на фиг.6 - вертикальный разрез внутрикостной ножки с выпущенными лапками,
- на фиг.7 - мини-плата, подготовленная для формирования упругой дуги,
- на фиг.8 - струна из металла с памятью формы,
- на фиг.9 - применение бура с защитным чехлом в сверлении скважины,
- на фиг.10 - схема установки упругой дуги и струны на устройства,
- на фиг.11 - общий вид конструкции, фиксирующей костные фрагменты,
- на фиг.12 - полостной анкер,
- на фиг.13 - ствол полостного анкера,
- на фиг.14 - вертикальный разрез сердечника полостного анкера,
- на фиг.15 - вертикальный срез внутрикостной ножки полостного анкера,
- на фиг.16 - компенсатор полостного анкера,
- на фиг.17 - коромысло,

на фиг.18 - схема применения коромысла,
на фиг.19 - пример применения полостного анкера для внутриволостных манипуляций при вправлении отломков передней стенки лобной пазухи.

5 Устройство анкер содержит ствол 6, сердечник 15, установленный соосно в этом стволе, затвор 8, втулку 2, купол 5 и компенсатор 18. Ствол выполнен из титанового сплава в форме трубки с рычагами 7, шейкой 9 и внутриволостной ножкой 1. Рычаги имеют отверстия под винты для крепления упругой дуги, шейка имеет шлицы 11 и шкалу 10, а внутриволостная ножка имеет резьбу и продольные прорези, 10 расположенные через 120° по окружности, в которых размещены на осях 18 лапки 17, последние соединены пружиной 16 и установлены подвижно. Сердечник выполнен из металла с памятью формы с износостойким покрытием, нанесенным на концевые участки, и имеет буртик 14. Затвор выполнен из износостойкого материала, имеет форму стакана с кольцевой перемычкой 13 внутри и продольными 15 ребрами 12 снаружи, имеющими стреловидные выступы, обращенные к шкале 10. Затвор имеет резьбовое соединение с шейкой ствола, соединен с сердечником с возможностью вращения, при этом буртик 14 сердечника размещен в камере затвора, образованной внутренней кольцевой перемычкой 13. Втулка выполнена из 20 биоинертного титанового сплава, имеет форму трубки с внутренней резьбой для соединения с внутриволостной ножкой, оснащена упорной шайбой и имеет возможности закручивания, опускания по ножке и упора своим основанием на костный фрагмент. В барабане 3 втулки выполнено ложе 4 для струны. Нижний край эластичного купола имеет круглый свод, образующий пространство для размещения 25 асептической прокладки на торце барабана. Компенсатор включает рамку 21, спираль 20 со шпонкой и хомут 19.

Анкер работает следующим образом. Затвор 8 является регулятором обратимого заклинивания анкера в скважине костного фрагмента. Поворот затвора на один 30 виток обеспечивает перемещение сердечника 15 вдоль оси ствола на расстояние, равное шагу резьбы, и соответственное смещение положения ребер 12 относительно шкалы 10. Перемещение сердечника обеспечивает поворот лапки 17 вокруг оси 18 с выдвиганием нижнего полюса этой лапки из просвета ствола. Выпуск лапки обеспечивает подцеп костного фрагмента и заклинивание внутриволостной ножки в 35 скважине. Поворот лапки происходит с напряжением пружины 16, обеспечивающей обратимость заклинивания. При подъеме сердечника напряжение пружины осуществляет возвращение лапки в просвет ствола. Втулка 2, оснащенная упорной шайбой, обеспечивает прочность закрепления анкера в скважине костного 40 фрагмента, защищает мягкие ткани от режущей кромки резьбы внутриволостной ножки и выполняет каркасообразующую функцию, предохраняя ствол от поперечных деформаций. Купол 5 является контейнером для помещения антисептических средств, обеспечивает герметичность соединения втулки с внутриволостной ножкой и препятствует проникновению инфекции в очаг. 45 Компенсатор 18 выполняет функцию доводчика затвора, шпонка спирали 20, фиксированная хомутом 19 в шлице шейки, обеспечивает упор для компенсатора, а созданное напряжение спирали обеспечивает передачу поворотного усилия затвору в сторону закручивания.

50 По крайней мере, два устройства анкера, установленные в скважинах костных отломков, соединяют упругой дугой, выполняющей функцию пружинной распорки. Эту упругую дугу формируют из, по крайней мере, двух мини-плат, изгибая их концы под прямым углом, и закрепляют винтами на рычагах устройств. Оба устройства,

соединенные упругой дугой, стягивают струной из металла с памятью формы, помещенной в ложи втулок. Струна имеет Q- или S-образную конфигурацию с изогнутыми под прямым углом концевыми участками для удобства монтажа. На устройстве анкеры, соединенные упругой дугой и стянутые струной, устанавливают компенсаторы с напряжением спиралей.

Способ анкерной фиксации костных фрагментов с наложением струны осуществляют в следующей последовательности. На кожных покровах в проекции костного фрагмента определяют проекцию точки фиксации исходя из характера повреждения и анатомо-топографических особенностей зоны. В локализованной точке с соблюдением правил асептики и антисептики делают малый косметический надрез, по величине соответствующий диаметру конуса втулки, и через этот надрез осуществляют углубление раны до костного фрагмента, применяя тупое раздвижение мягких тканей, при необходимости используя ранорасширители. Таким образом осуществляют доступ к костному фрагменту с минимально необходимым рассечением тканей. Сверление скважины в костном фрагменте проводят при помощи бура с силиконовым чехлом, предохраняющим мягкотканые структуры от повреждения режущей кромкой. Отношение диаметра бура к диаметру ствола составляет 1: 1,1. При сверлении следят за тем, чтобы силиконовый чехол выполнял функцию «колодца», опирающегося своим основанием на наружную компактную пластинку фрагмента, а глубину погружения рабочей части бура в кость контролируют по величине смещения чехла вдоль шкалы хвостовика. В зависимости от величины отломка, толщины губчатого слоя и топографо-анатомических особенностей зоны формируют слепую или сквозную скважину в костном фрагменте. После формирования скважины бур удаляют, при этом следят за тем, чтобы чехол продолжал опираться своим основанием на наружную компактную пластинку до выхода режущей части бура из скважины фрагмента. Зачехленный бур извлекают из раны, костную стружку удаляют электроотсосом, осуществляют туалет раны.

Перед установкой устройства затвор 8 отворачивают в положение, когда лапки 17 полностью убраны в просвет ствола, а втулку 2 опускают по внутрикостной ножке 1 в нижнее положение так, чтобы из конуса выступала только заборная часть резьбы ножки. Анкер вводят в рану, при необходимости используя ранорасширители, и располагают торец ножки в устье скважины. Вращением ствола за рычаги погружают ножку в скважину на необходимую глубину, при этом следят за тем, чтобы конус втулки выполнял функцию «колодца», неподвижно опирающегося своим основанием на костный фрагмент.

Фиксацию отломков осуществляют при помощи, по крайней мере, двух устройств анкерных, обратимо заклиненных в скважинах соседних костных фрагментов по изложенной процедуре, после чего осуществляют сопоставление отломков.

Рычаги обоих устройств ориентируют друг к другу выгодным образом для установки упругой дуги, с учетом топографической кривизны области.

После взаимного позиционирования устройств осуществляют их заклинивание в скважинах. Вращением затвора 8 осуществляют выпуск лапок 17 из просвета ствола, при этом вращение затвора продолжают до появления сопротивления, свидетельствующего об упоре граней лапок в губчатое вещество кости или в компактную пластинку. Степень выпуска лапок отражается на шкале 10 шейки. Оптимальной является средняя степень выпуска лапок, когда заклинивание обеспечивается с учетом предстоящей компенсации потери костной ткани. Для

прочного закрепления ножки в скважине втулку 2 закручивают до упора в кость, при этом удерживают рычаги ствола в заданной ориентации. На торец барабана 3 укладывают асептическую прокладку и прижимают куполом 5. Компенсатор 18 устанавливают на шейке ствола с напряжением спирали 20, шпонку этой спирали вставляют в шлиц 11 и фиксируют хомутом 19. Аналогичными манипуляциями производят заклинивание ножки второго устройства в соседней скважине. На кожные раны в местах установки фиксаторов накладывают асептические повязки.

Соединение устройств упругой дугой осуществляют при помощи, по крайней мере, двух мини-плат, длину и конфигурацию последних устанавливают с учетом топографической кривизны области, а концевые участки изгибают под фиксацию винтами на рычагах 7.

Наложение струны: форма и размер струны подбираются индивидуально, с учетом особенностей области и величины необходимого стягивающего усилия. Для обеспечения динамической компрессии струна должна устанавливаться с напряжением, а ее длина должна быть меньше расстояния между внешними контурами втулок на зафиксированных устройствах. Перед наложением струну охлаждают жидким азотом до температуры проявления сверхэластичности, растягивают и укладывают в ложи втулок. Под действием контактного нагревания струна проявляет эффект восстановления формы и обеспечивает равномерное встречное стягивание устройств аналогично тетиве с пружинящим напряжением упругой дуги, а также своевременное смещение внутрикостной ножки в скважине по мере резорбции в области опоры и уплотнение стыка фрагментов при резорбции кости по линии перелома.

Установка компенсатора с напряжением спирали обеспечивает передачу поворотного усилия затвору, перемещение сердечника вдоль оси ствола, своевременное выдвижение лапок и уплотнение контакта с костью по мере резорбции.

Ослабление прочности фиксации внутрикостной ножки в скважине устраняют дополнительным поворотом затвора, регулировкой величины напряжения спирали, закручиванием втулки до упора в кость. Равномерность компрессии на стыке отломков при необходимости регулируют, изменяя конфигурацию упругой дуги. Выбором струны с характеристиками развиваемого усилия, соразмерного с биомеханическими свойствами поврежденного участка кости, регулируют величину компрессии.

После восстановления анатомической целостности кости демонтаж иммобилизирующей конструкции осуществляют в обратном порядке. Откручиванием затвора в крайнее верхнее положение устраняют давление сердечника, при этом пружина обеспечивает возврат лапок в просвет ствола. После устранения заклинивания устройства снимают струну и мини-платы. При выкручивании ствола втулку удерживают с упором в кость до полного извлечения внутрикостной ножки из скважины. Свойства материалов с памятью формы, примененных в изготовлении деталей анкера, используют для предотвращения заклинивания сердечника в стволе при деформации устройства: перед началом демонтажа фиксатор подвергают контактному охлаждению до температурного интервала сверхэластичности. После удаления устройства производят необходимую обработку раны и ушивают косметическим швом.

Для фиксации костных отломков средней величины и дистанционных манипуляций в очаге повреждения может быть использован полостной анкер. Конструкционные

отличия полостного анкера состоят в следующем: шейка ствола имеет продольные прорезы и содержит ограничители 28, сердечник выполнен в форме трубки, имеет угловые пазы 25 для размещения шпонок 27 стержня 24, а также имеет шкалу и направляющие канавки 29. Выступающие части ограничителей 28, размещенные в направляющих канавках 29, препятствуют вращению сердечника и фиксируют пределы перемещений этого сердечника вдоль оси ствола. Соосно в сердечнике расположен стержень 24, выполненный из металла с памятью формы. Стержень придает дополнительную прочность устройству и препятствует деформации сердечника, установка шпонок 27 в угловые пазы 25 происходит с напряжением пружинной шайбы 26 и обеспечивает соединение стержня с сердечником, фиксированное от продольных смещений. Удаление стержня обеспечивает доступ через канал сердечника к глубинным тканевым структурам в районе очага поражения для лечебно-диагностических манипуляций. Посадочная площадка 23 рычага имеет регулярный рельеф в виде ребер треугольного профиля. Прорезь внутрикостной ножки выполнена в форме прямоугольного окна с пружинным пазом 30, в основании лапки выполнена ниша 31, размещающая пружину 16 так, что выступающая из ниши часть этой пружины размещена в пружинном пазе. Конфигурация наружной грани лапки соответствует профилю резьбы в месте расположения этой лапки. Затвор полостного анкера имеет проем 22 для размещения рамки компенсатора, а также для визуального контроля степени выпуска лапок по шкале сердечника. Компенсатор полостного анкера выполнен в форме раздвижного стакана и оснащен антисептической прокладкой 32, конфигурация рамки 21 повторяет форму проема 22, хомут имеет внутренние шлицы и соединен со спиралью фиксированно от вращения.

Отличия применения полостного анкера заключаются в следующем. Монтаж и демонтаж устройства, вращение затвора и выпуск лапок осуществляют при зафиксированном стержне в угловых пазах сердечника. Степень выпуска лапок контролируют по шкале сердечника в проеме затвора. Стержень вынимают из канала сердечника только на период проведения внутривполостных манипуляций.

Соединение устройств упругой дугой осуществляют по одному из двух вариантов исходя из достигнутой при установке ориентации рычагов обоих устройств. Если рычаги расположены в одну линию, для жесткого соединения устройств применяют коромысло, выполненное из упругого сплава, с регулярно чередующимися отверстиями под винты и перемычками в форме ребер треугольного профиля. Коромысло помещают на рычаги устройств так, чтобы перемычки располагались в углублениях посадочных площадок, при необходимости придают требуемый изгиб в соответствии с пространственной ориентацией рычагов и закрепляют винтами. Если рычаги расположены параллельно или под малым углом, для соединения устройств используют мини-платы.

Перед установкой компенсатора антисептическую прокладку пропитывают дезинфицирующим раствором, компенсатор надевают на затвор прямым натягиванием, исключая вращательные движения, до тех пор, пока рамка не окажется в проеме затвора, хомут надевают на шлицы шейки с поворотом вокруг оси и напряжением спирали. Компенсатор дополнительно выполняет функцию чехла для затвора и предотвращает проникновение инфекции по каналу ствола в зону поражения.

Для дистанционных манипуляций в очаге повреждения, пазухах, внутрикостных полостных новообразованиях челюстей и др., устройство анкер устанавливают с

проникновением в полость, производят выпуск лапок и фиксируют втулкой. Стержень поворачивают вокруг оси до выхода шпонок из угловых пазов и извлекают из канала сердечника, через этот свободный канал в полость вводят тубу инструмента (катетера, волоконной оптики и пр.)

5 Таким образом, заявленное устройство анкер позволяет ценой нанесения минимальной дополнительной травмы обеспечить надежную фиксацию костных отломков в условиях резорбции на протяжении всего периода консолидации, установленная наружно струна из металла с памятью формы позволяет комфортно и
10 безопасно обеспечить динамическую компрессию на стыке отломков с упругим напряжением системы иммобилизации, при этом автономное функционирование по программе формовосстановления сочетается с возможностью дополнительного регулирования работы как отдельного устройства, так и всей системы иммобилизации, а демонтаж после сращения перелома не причиняет травму
15 окружающим тканям. Кроме того, полостной анкер позволяет удобно и быстро в случае необходимости обеспечить доступ к патологическому очагу для доставки лекарственных средств, осуществления эндоскопического контроля, гистологической диагностики и иных дистанционных лечебно-диагностических
20 манипуляций.

Заявленный способ позволяет улучшить эстетические результаты лечения челюстно-лицевых травм, предупреждая развитие рубцов и трофических осложнений, связанных с повреждением сосудов и нервных стволов, а также обеспечить экономический эффект за счет оптимизации процесса лечения и
25 сокращения сроков пребывания больного в стационаре..

Литература

1. Вернадский Ю.И. Травматология и восстановительная хирургия челюстно-лицевой области. / Ю.И. Вернадский. - М.: Медицина, 1999. - 444 с.
- 30 2. Гюнтер В.Э. Сплавы с памятью формы в медицине. / В.Э.Гюнтер, В.В.Котенко, М.З.Миргазизов. Томск: 1986.
3. Семенников В. И. Оптимизация методов фиксации костных фрагментов лицевого черепа и их клинико-биомеханическая оценка: автореф. дисс. ... д-ра мед. наук. / В.И. Семенников, - Омск, 2004. - 42 с.
- 35 4. Сысолятин П.Г. Сверхэластичные имплантаты с памятью формы в челюстно-лицевой хирургии, травматологии, ортопедии и нейрохирургии. Руководство для практических врачей. / П.Г.Сысолятин, В.П.Пушкарей, А.А.Ильин // Томск. - ТГУ. - 1995. - 224 с.
- 40 5. H.G. Lühr, Entwicklung der modernen Osteosynthese, Mund Kiefer GesichtsChir, 2000: S.84-90.
6. Новый энциклопедический словарь. - М.: Большая Российская энциклопедия, 2002. - С.51, - С.1422.

45 Формула изобретения

1. Способ анкерной фиксации костных фрагментов с наложением струны, характеризующийся тем, что используемая струна выполнена из металла с памятью формы, по крайней мере, два устройства анкера обратимо заклинивают в отломках,
50 соединяют упругой дугой и стягивают струной из металла с памятью формы.

2. Устройство анкер, содержащее ствол, сердечник, отличающееся тем, что оно имеет затвор, втулку и компенсатор, ствол выполнен в форме трубки с рычагами, шейкой и внутрикостной ножкой, рычаги имеют отверстия под винты для крепления

упругой дуги, внутрикостная ножка имеет резьбу и продольные прорезы, в которых размещены на осях лапки, последние соединены пружиной и установлены подвижно, сердечник установлен соосно в стволе, затвор имеет резьбовое соединение с шейкой
5 ствола с возможностью вращения и обеспечивает перемещение сердечника вдоль
оси ствола и фиксирует положения сердечника вдоль оси ствола, перемещение
сердечника обеспечивает поворот лапки вокруг оси с выдвиганием лапки из
просвета ствола и подцепа лапкой костного фрагмента, при подъеме сердечника
напряжение пружины осуществляет возвращение лапки в просвет ствола, втулка
10 имеет ложе для струны и имеет возможности закручивания, опускания по ножке и
упора своим основанием на костный фрагмент, компенсатор обеспечивает передачу
поворотного усилия затвору в сторону закручивания.

3. Устройство по п.2, отличающееся тем, что оно имеет съемный стержень из
металла с памятью формы, сердечник выполнен в форме трубки и несет съемный
15 стержень из металла с памятью формы, рычаг ствола имеет посадочную площадку.

20

25

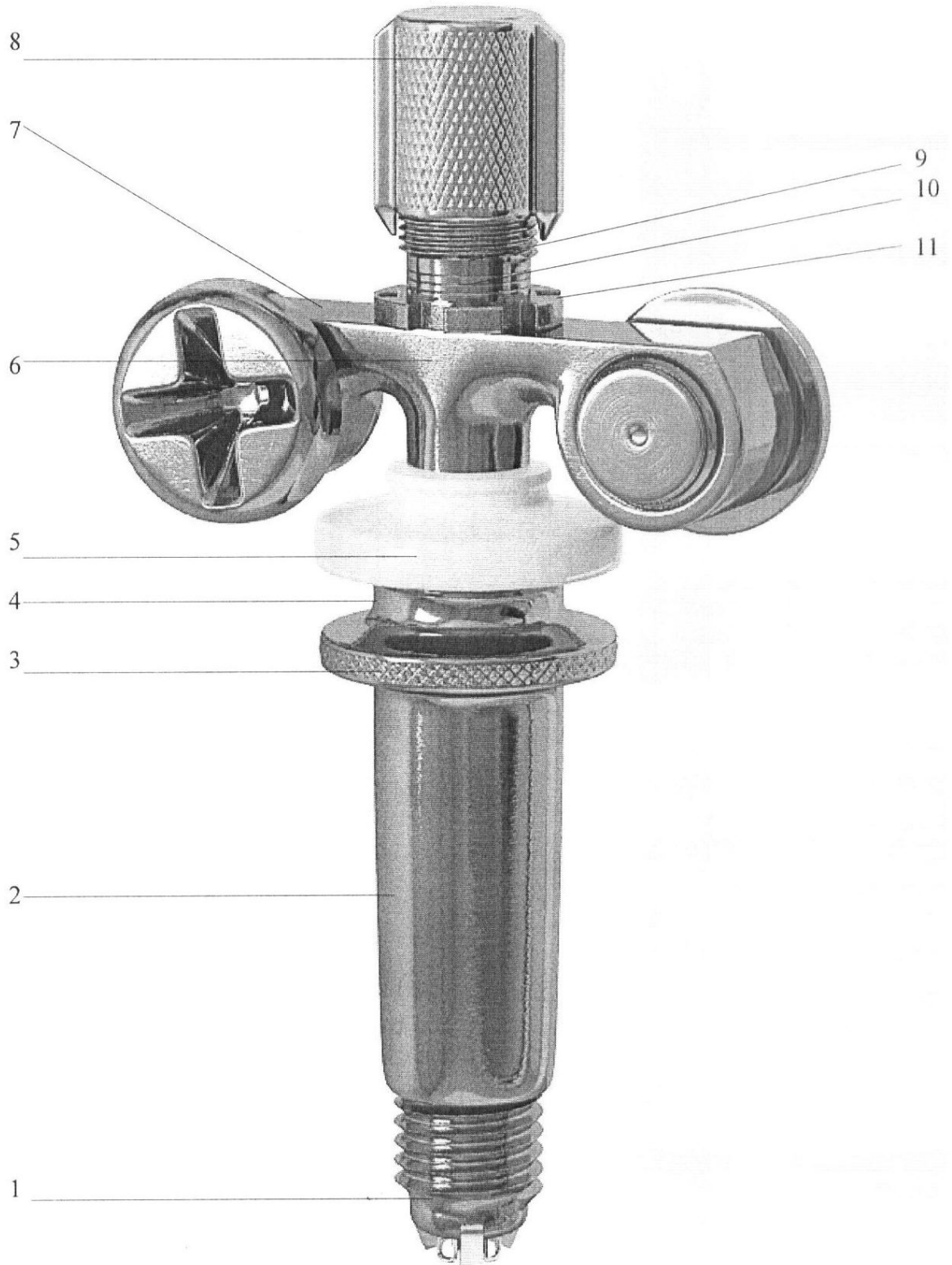
30

35

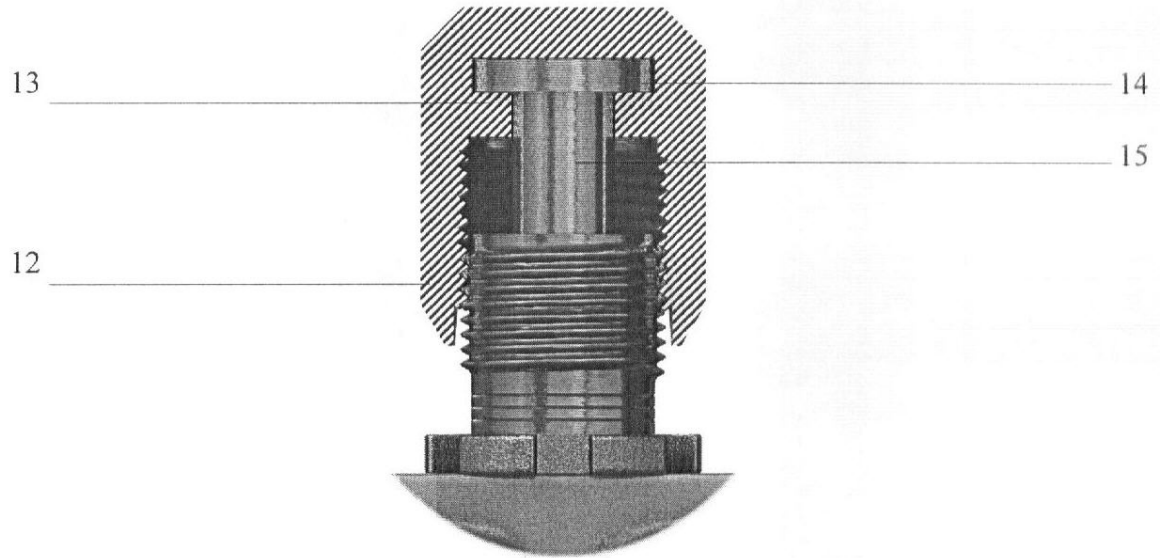
40

45

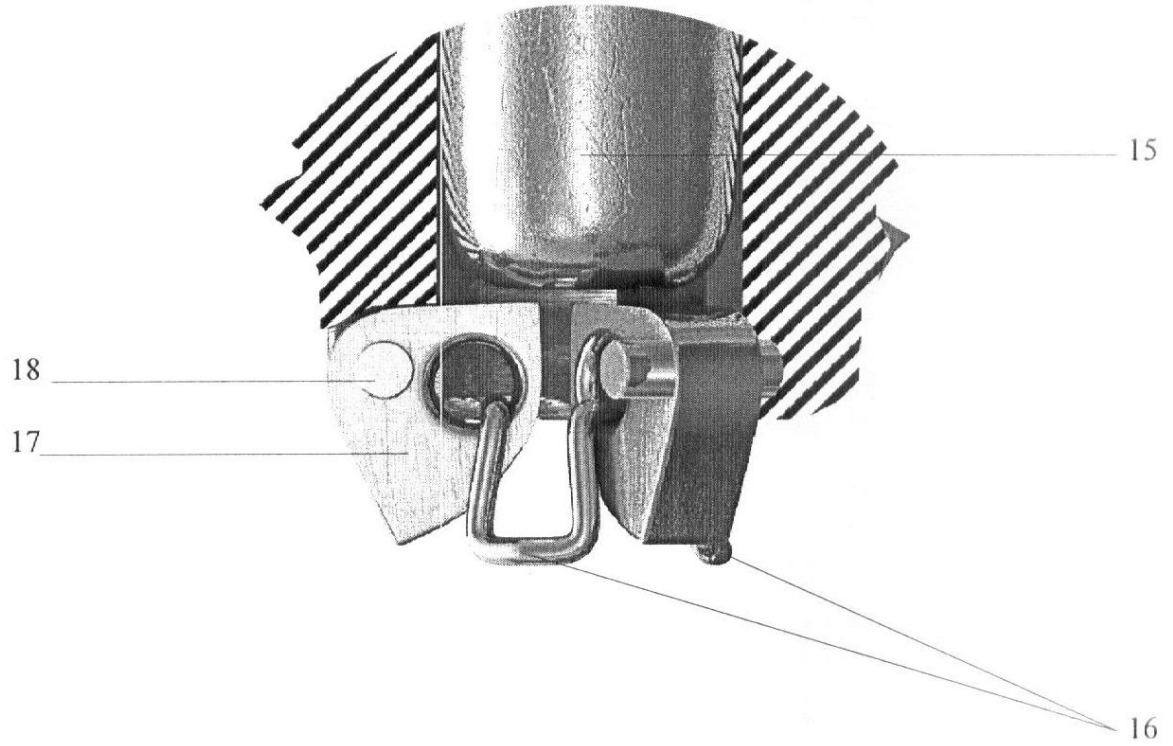
50



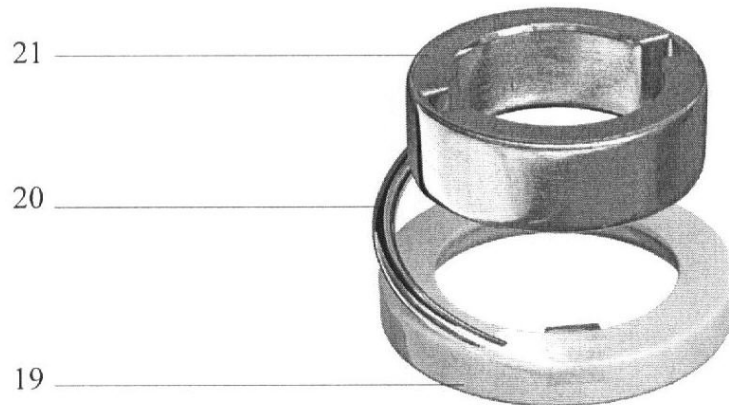
Фиг. 1



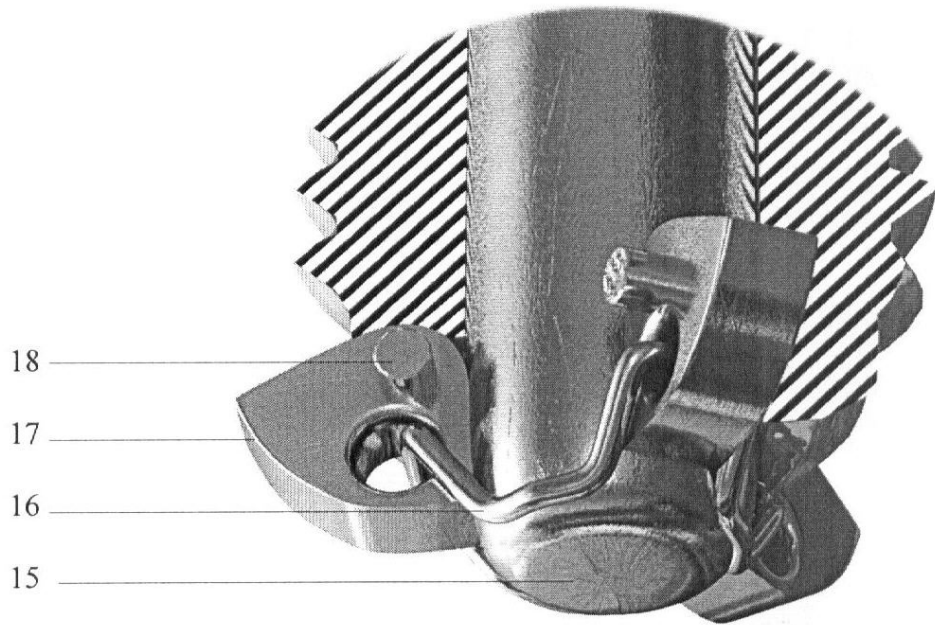
Фиг. 2



Фиг. 3



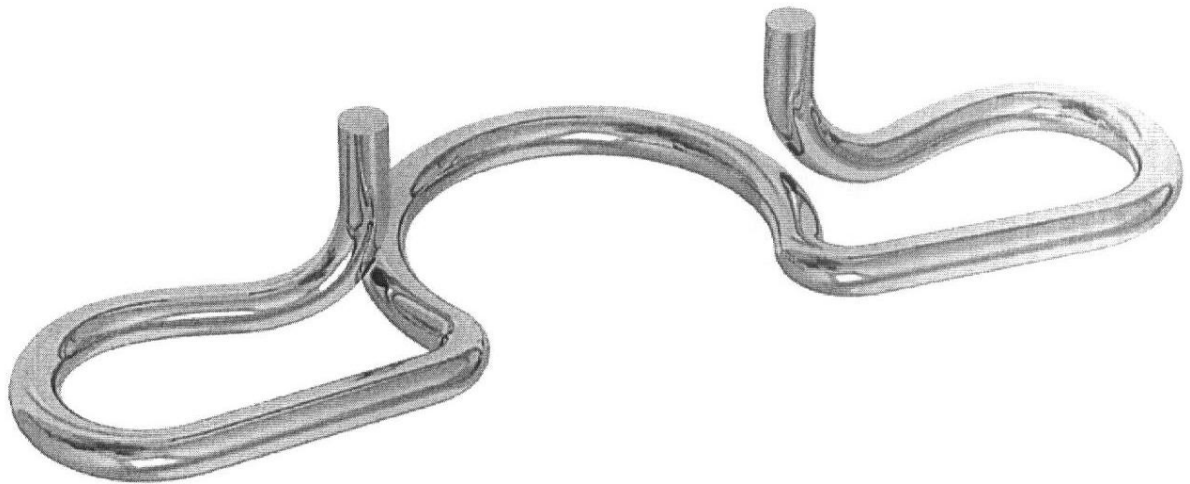
Фиг. 5



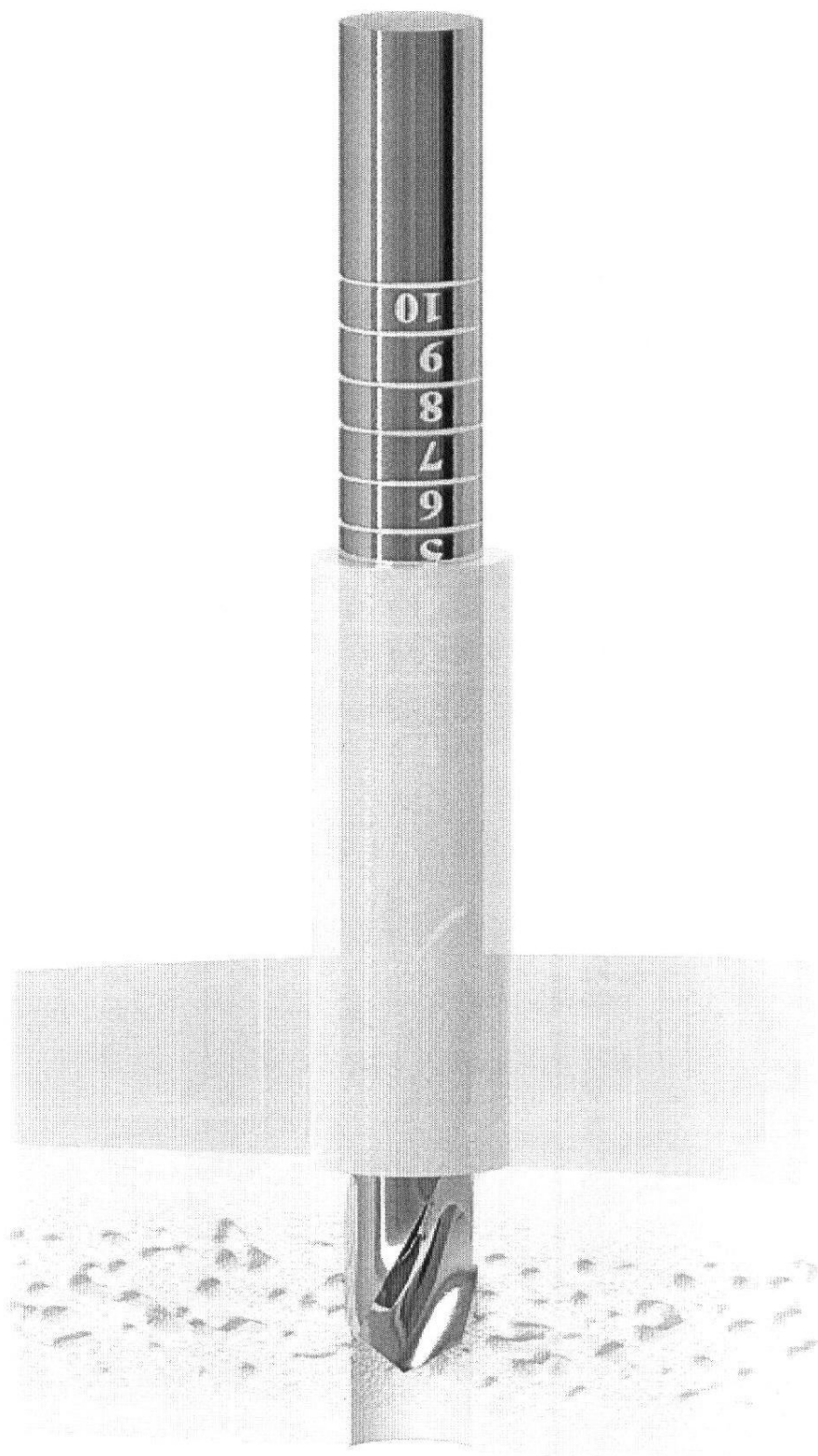
Фиг. 6



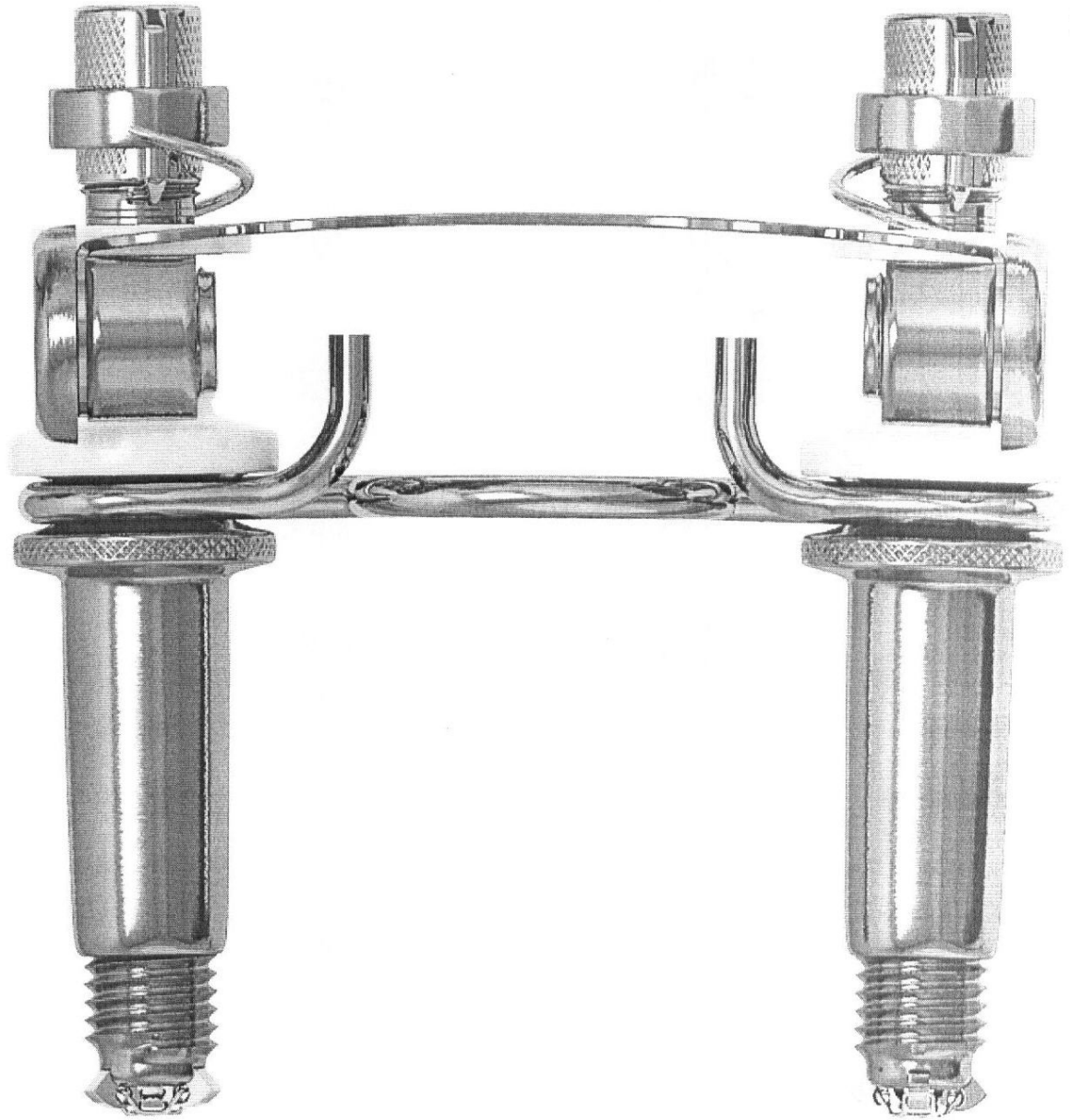
Фиг. 7



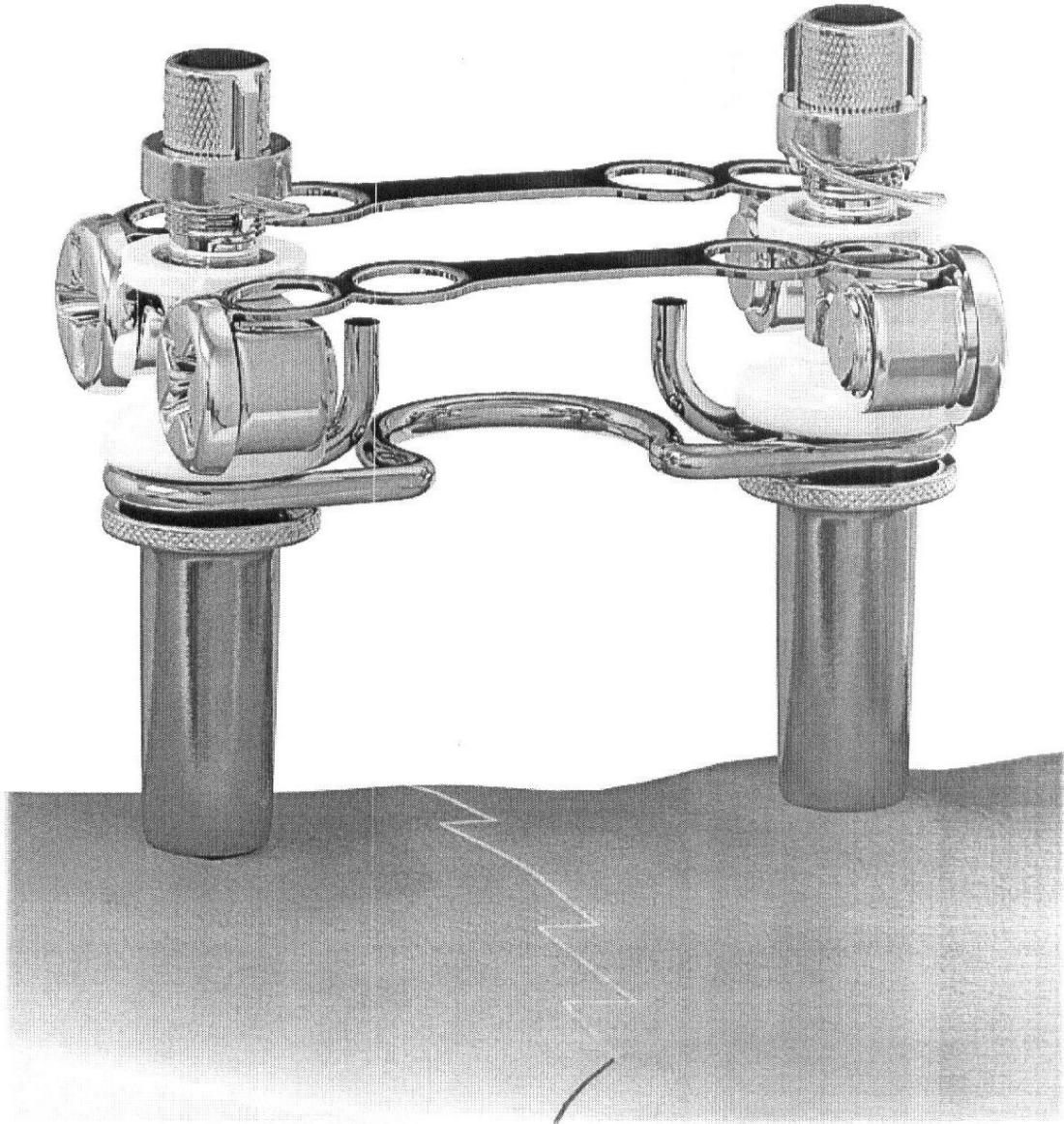
Фиг. 8



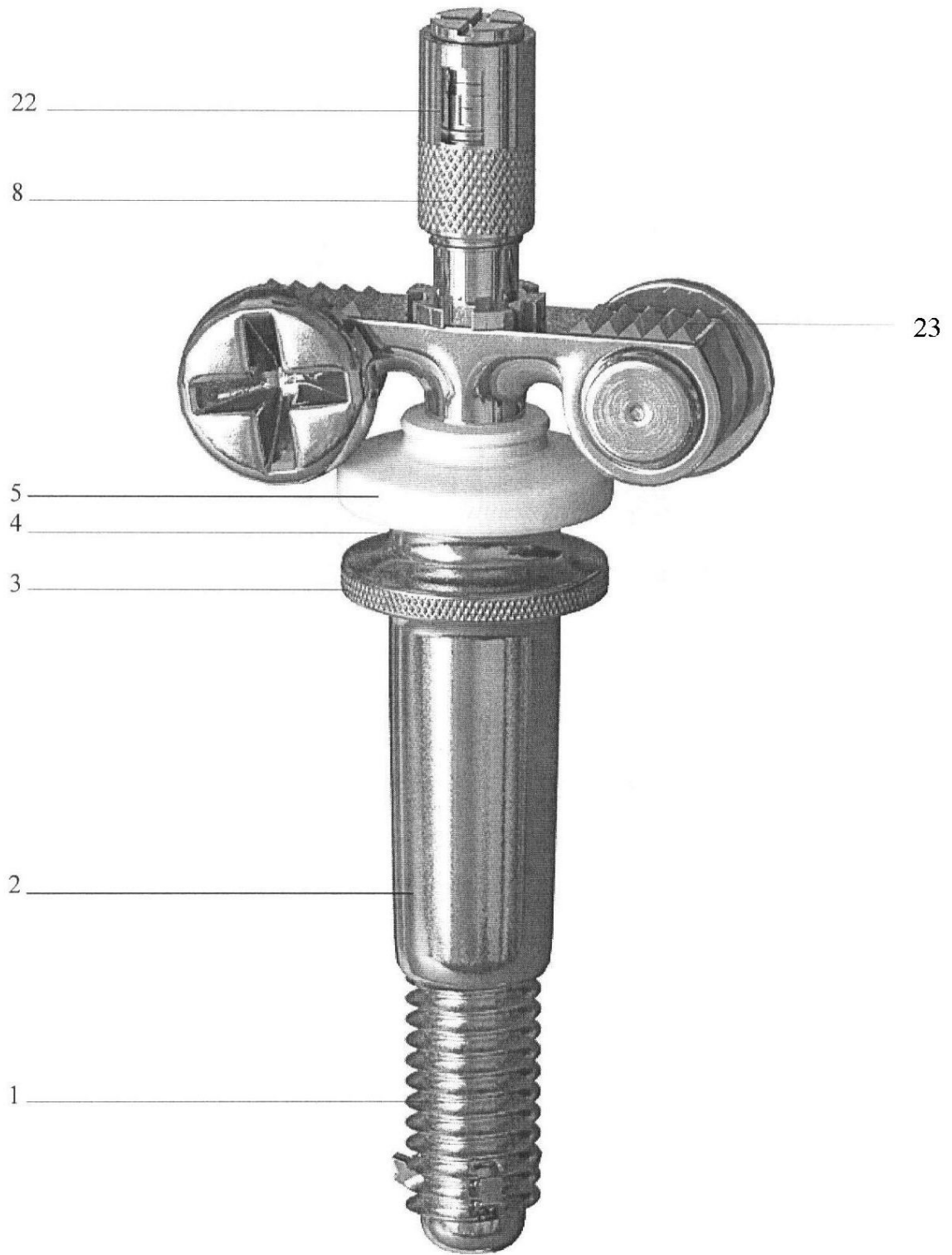
Фиг. 9



Фиг. 10



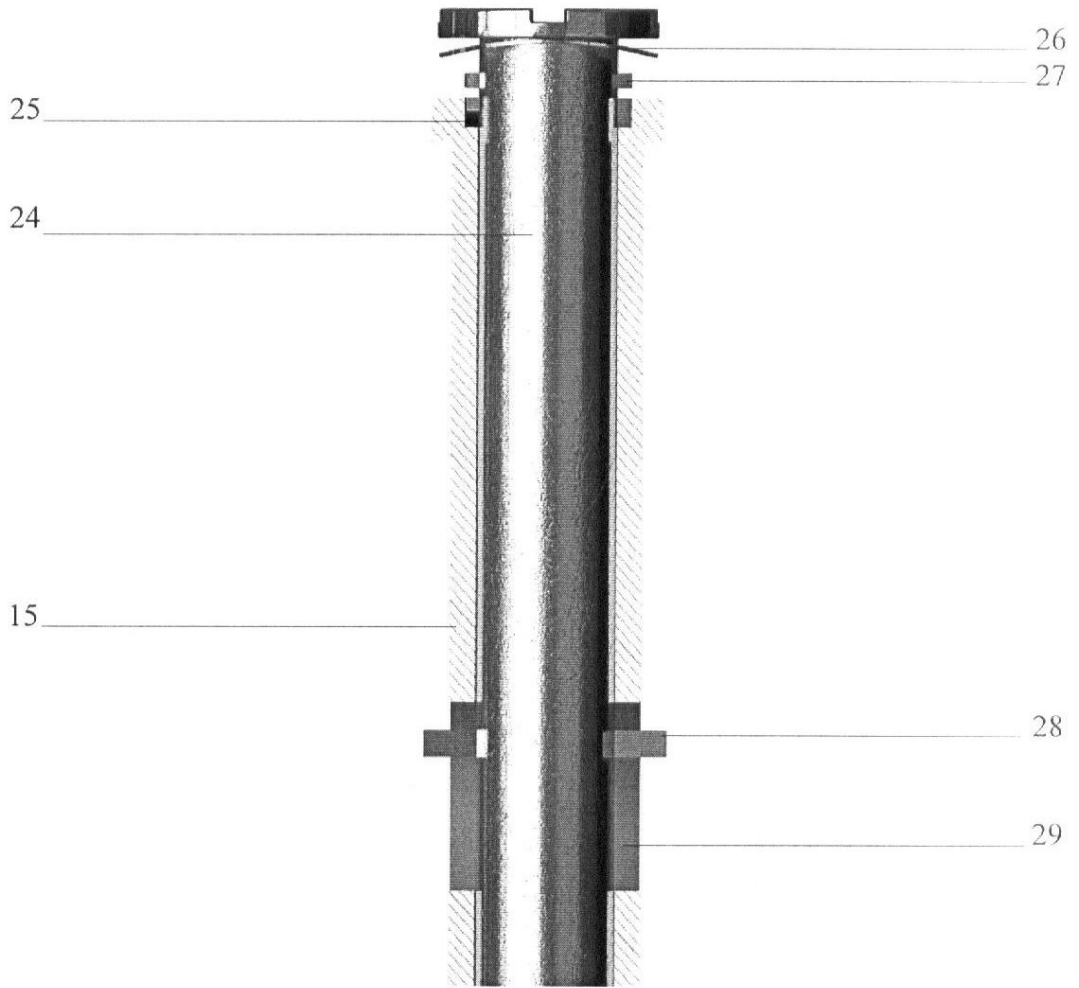
Фиг. 11



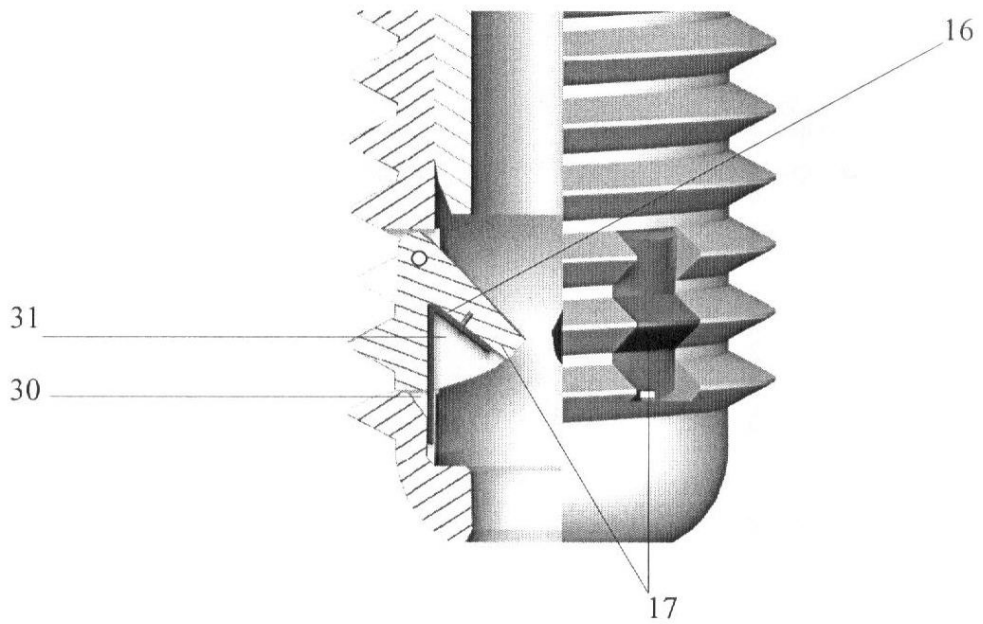
Фиг. 12



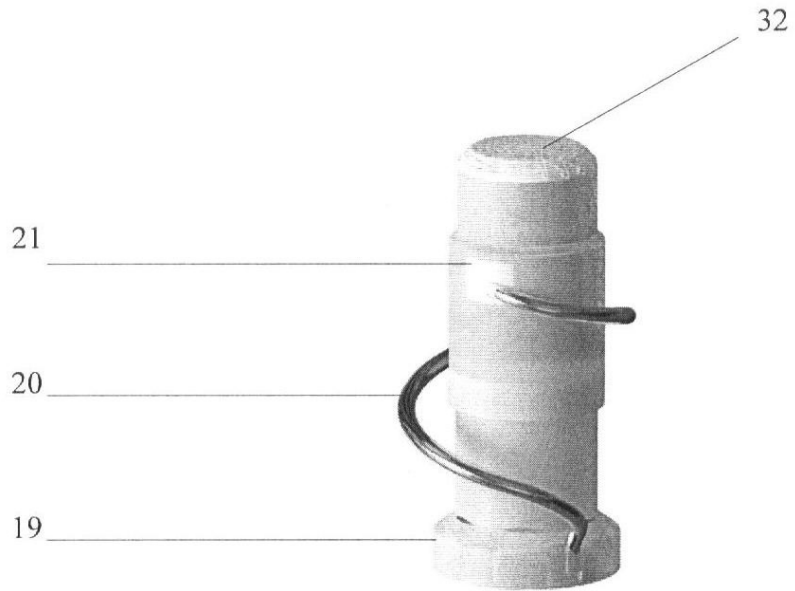
Фиг. 13



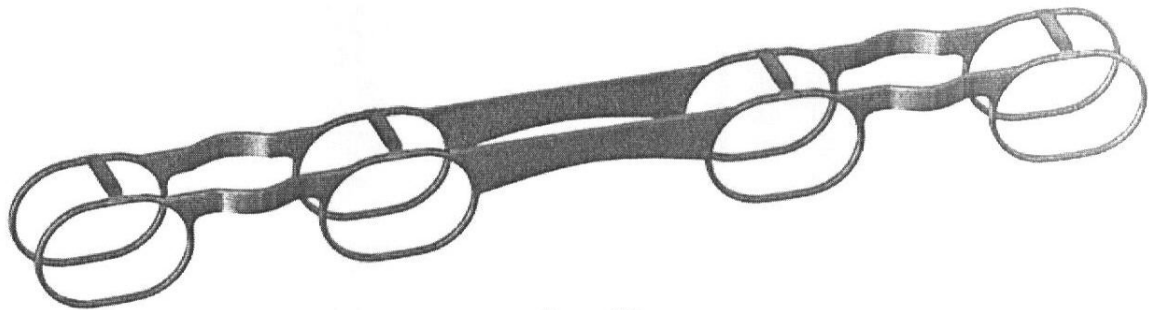
Фиг. 14



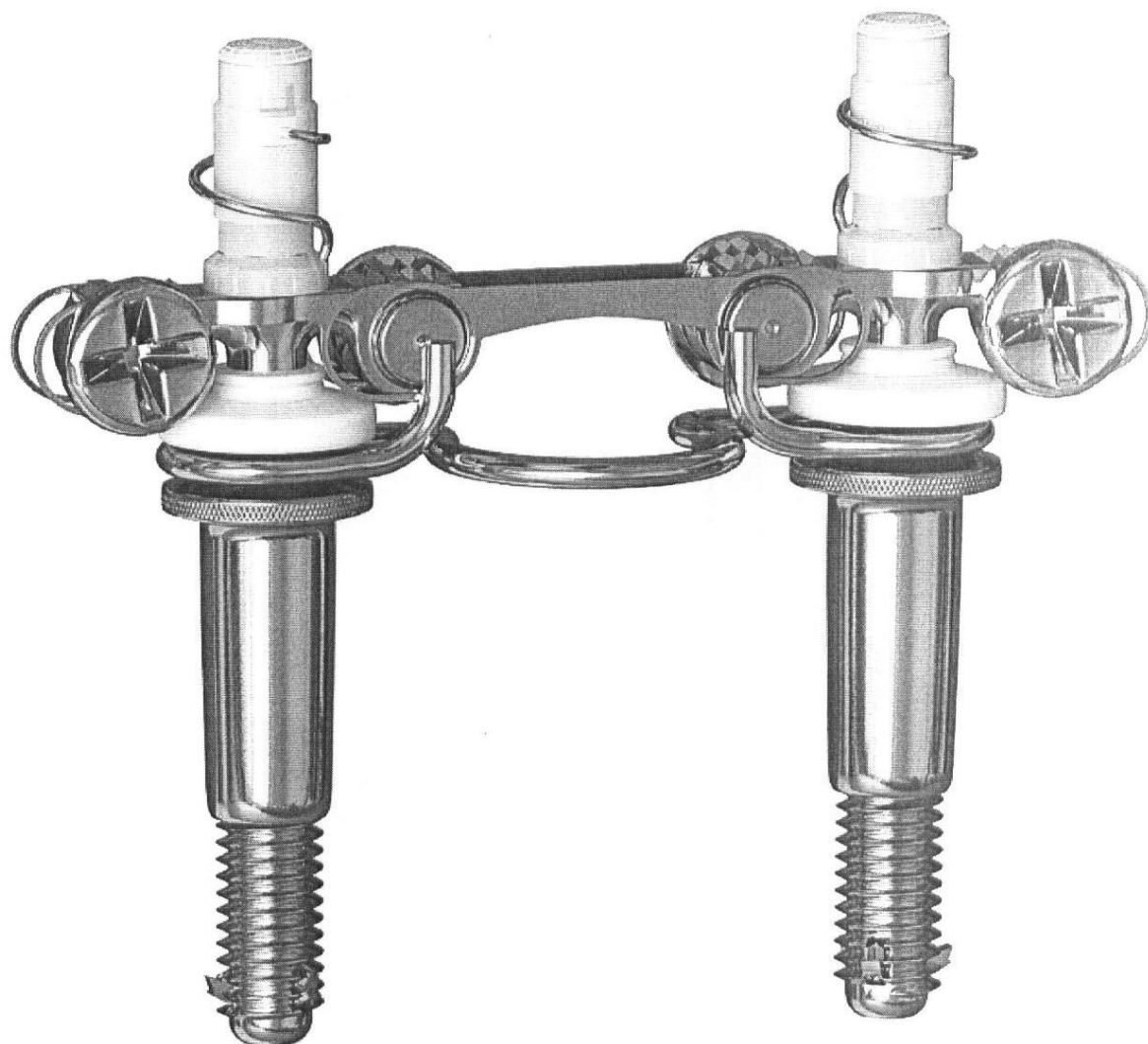
Фиг. 15



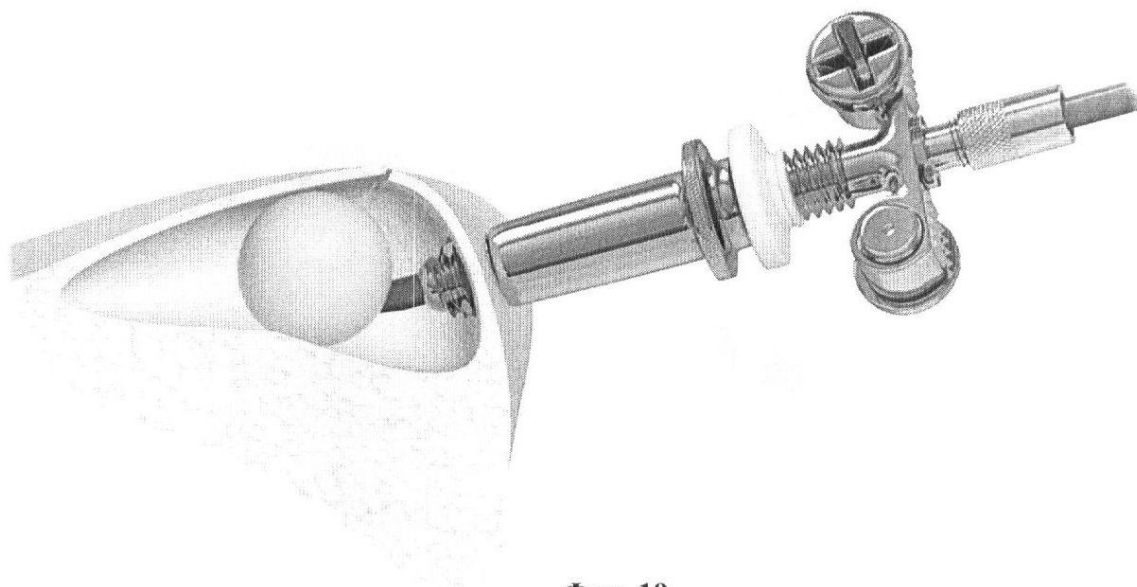
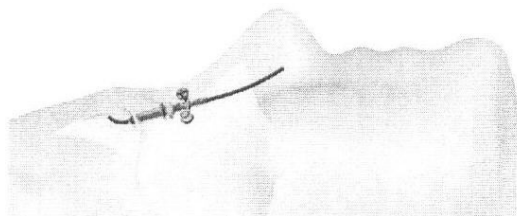
Фиг. 16



Фиг. 17



Фиг. 18



Фиг. 19