



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2004124402/14, 10.08.2004

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
10.08.2004

(43) Дата публикации заявки: 27.01.2006

(45) Опубликовано: 20.09.2006 Бюл. № 26

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 5472444, 05.12.1995. SU 1176897 A, 07.09.1985. SU 806014 A, 23.02.1981. SU 946531 A, 30.07.1982. SU 1377077 A1, 29.02.1988. SU 1007659 A, 30.03.1983. SU 1524878 A1, 30.11.1989. SU 1454431 A1, 30.01.1989. RU 2239382 C2, 10.05.2002. RU 2242187 C2, 27.07.2004. RU 2208415 C2, 20.07.2003. RU 2133592 C1, 27.07.1999. RU 2193369 C2, 27.11.2002. FR (см. прод.)

Адрес для переписки:

664003, г.Иркутск, ул. Борцов революции, 1,
ГУ Научный Центр реконструктивной и
восстановительной хирургии ВСНЦ СО РАМН,
Патентная группа, Р.Н. Харламовой

(72) Автор(ы):

Ткаченко Алексей Васильевич (RU),
Васильев Вячеслав Юрьевич (RU),
Пусева Марина Эдуардовна (RU)

(73) Патентообладатель(и):

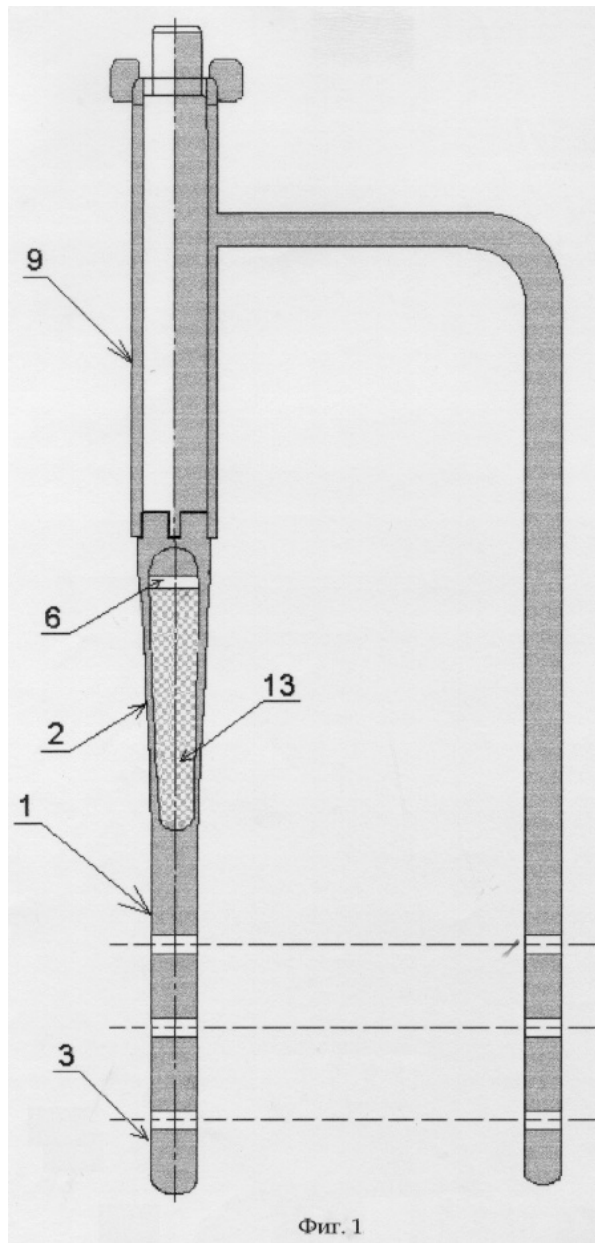
ГУ Научный Центр реконструктивной и
восстановительной хирургии ВСНЦ СО РАМН
(ГУ НЦ ВСНЦ СО РАМН) (RU)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИНТРАМЕДУЛЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ
ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к области медицины, а именно к травматологии, и может быть использовано для хирургического лечения переломов (в том числе, оскольчатых переломов) и ложных суставов проксимального отдела плечевой кости. Изобретение обеспечивает предотвращение работы на излом блокирующих винтов в головке плечевой кости, возможность создания динамической компрессии, прорастания внутрикостных сосудов и динамизации остеосинтеза по мере консолидации перелома. Устройство содержит проксимальные и дистальные блокирующие винты, стержень, имеющий проксимальную и дистальную части, причем последняя выполнена с поперечными сквозными отверстиями под дистальные блокирующие винты. Устройство снабжено съемным направителем для

дистальных блокирующих винтов, биodeградирующим элементом, пружиной и размещаемыми в торце проксимальной части стержня пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой. Стержень выполнен полым. Проксимальная часть стержня выполнена с конусовидным расширением к торцу и конусовидными окнами по всему периметру. Биodeградируемый элемент размещен в полости проксимальной части стержня, при этом один его конец фиксирован в суженном конце конусовидного расширения, а другой конец - пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой и пружиной, располагаемой в промежутке между пробкой-винтом и биodeградируемым элементом. Проксимальные блокирующие винты проходят через конусовидные окна и биodeградируемый элемент. 9 ил.



Фиг. 1

(56) (продолжение):

2724555 A1, 22.03.1996. WO 2004/021903 A1, 18.03.2004. US 5779705 A, 14.07.1998.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21), (22) Application: **2004124402/14, 10.08.2004**(24) Effective date for property rights: **10.08.2004**(43) Application published: **27.01.2006**(45) Date of publication: **20.09.2006 Bull. 26**

Mail address:

**664003, g.Irkutsk, ul. Bortsov revoljutsii,
1, GU Nauchnyj Tsentr rekonstruktivnoj i
vosstanovitel'noj khirurgii VSNTs SO RAMN,
Patentnaja gruppa, R.N. Kharlamovoj**

(72) Inventor(s):

**Tkachenko Aleksej Vasil'evich (RU),
Vasil'ev Vjacheslav Jur'evich (RU),
Puseva Marina Ehduardovna (RU)**

(73) Proprietor(s):

**GU Nauchnyj Tsentr rekonstruktivnoj i
vosstanovitel'noj khirurgii VSNTs SO RAMN (GU
NTs VSNTs SO RAMN) (RU)**

(54) **DEVICE FOR INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS OF BREAKS IN PROXIMAL SECTION OF HUMERUS**

(57) Abstract:

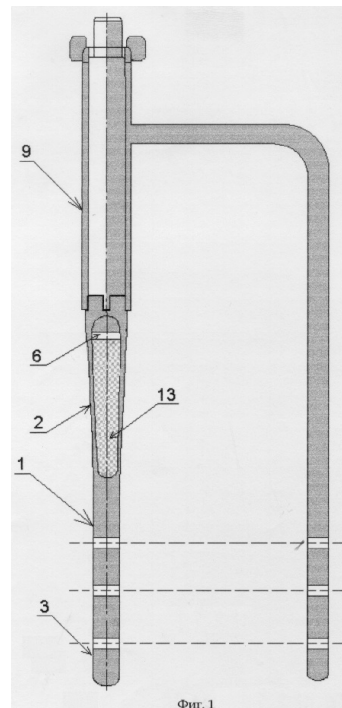
FIELD: medicine; traumatology.

SUBSTANCE: device can be used for surgical treatment of breaks, including fragmentation breaks, and false joints of proximal section of humerus. Device has proximal and distal block screws, rod having proximal and distal parts; distal part is made with through openings for distal block screws. Device is provided with removable guide for distal block screws, bio-degrading element, spring and plug-screw and de-rotation cut tooth washer placed in edges of proximal part of the rod. Rod is made hollow. Proximal part of rod is made with cone-shaped widening at the edge and with cone-shaped windows made along the whole perimeter. Bio-degradable element is disposed in cavity of proximal part of rod. One end of element is fixed in narrowed end of cone-shaped widening and the end is fixed by plug-screw with de-rotation cut tooth washer and with spring disposed in space between plug-screw and bio-degradable element. Proximal block screws pass through cone-shaped windows and through bio-degradable element. Break of block screws in head of humerus is prevented as well as ability of dynamic compression. Growth of intra-bone vessels and osteosynthesis dynamics is provided as long

as break is consolidated.

EFFECT: improved efficiency of operation.

9 dwg



Изобретение относится к области медицины, а именно к травматологии, и может быть использовано для хирургического лечения переломов (в том числе оскольчатых переломов) и ложных суставов проксимального отдела плечевой кости.

Известно устройство - интрамедуллярный гвоздь для остеосинтеза плеча без
5 рассверливания канала с блокированием, который широко распространен в странах Европы (1). Устройство содержит собственно гвоздь с отверстиями для дистального и проксимального блокирования. Т.к. устройство разработано для остеосинтеза диафиза плечевой кости, при переломах проксимального отдела плечевой кости оно используется относительно редко вследствие конструктивных особенностей.

10 Основными недостатками данного устройства являются:
- несоответствие формы гвоздя форме и размерам костно-мозгового канала плечевой кости, что приводит к снижению стабильности фиксации проксимального отломка;
- наличие только 2-х отверстий для проксимального блокирования недостаточно для фиксации фрагментов головки при оскольчатом характере перелома.

15 Наиболее близким к предлагаемому является «плечевой гвоздь для фиксации проксимальных переломов плечевой кости» (2).

Известное устройство представляет собой стержень, имеющий суженый конец и
утолщенный цилиндрический торец. Стержень на протяжении имеет прямую и изогнутую
20 части с плавным переходом и непрерывной поверхностью. Стержень в дистальной части имеет не менее 3-х поперечных отверстий, через которые проходят зажимы, фиксирующие плечевую кость, в проксимальной части гвоздя предусмотрено 5 отверстий для блокирования, расположенных под определенными углами друг к другу, с учетом возможности фиксации фрагментов проксимального отдела плечевой кости.

Положительными сторонами данной конструкции является более точное соответствие
25 формы и размеров гвоздя форме костно-мозгового канала плечевой кости, форма дистальной части гвоздя сводит к минимуму возможность раскалывания отломков при введении самого гвоздя и предупреждает концентрацию напряжения в период фиксации.

Однако известное устройство также имеет существенные недостатки:

- Отверстия для проксимального блокирования расположены под фиксированными
30 углами, мало учитывающими основные типы переломов проксимального отдела плечевой кости, невозможность проведения винтов под углом к длинной оси фиксатора или вне продольной оси плечевой кости, как того может требовать форма линии излома при оскольчатом переломе проксимального отдела плечевой кости.

- При компрессии на такой конструкции винты в головке плечевой кости "работают на
35 излом", несколько меняя угол установки по отношению к фиксатору, и приминают спонгиозную кость вокруг резьбы, вызывая образование большого числа микротрещин. Это повышает скорость и степень резорбции вокруг винта, приводящей к нарушению стабильности, потере компрессии и даже создает риск вторичных смещений.

- Невозможность создания динамической компрессии также уменьшает стабильность
40 фиксации.

- Цельная металлическая конструкция, изготовленная из инертного сплава, вызывает временное регионарное снижение минеральной плотности костной ткани, мешает прорастанию внутрикостных сосудов, питающих отломки.

- Не предусмотрено «динамизации» остеосинтеза по мере консолидации перелома, как
45 того требуют законы репаративной регенерации, и, как следствие, перераспределение нагрузок на гвоздь в течении всего периода фиксации, что неблагоприятно сказывается на прочности и структурной перестройке собственно кости.

Исходя из существующего уровня технологий лечения переломов проксимального конца
плечевой кости, была поставлена задача:

50 повысить эффективность лечения переломов проксимального конца плечевой кости за счет повышения универсальности технологии остеосинтеза, а также повышения динамических свойств фиксатора, стабильности остеосинтеза, более быстрого восстановления интрамедуллярного кровоснабжения.

Поставленная задача решена следующим образом.

Устройство для интрамедуллярного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости содержит проксимальные и дистальные блокирующие винты, стержень, имеющий проксимальную и дистальную части, причем последняя выполнена с поперечными сквозными отверстиями под дистальные блокирующие винты. Новым в предлагаемом устройстве является то, что оно снабжено съемным направителем для дистальных блокирующих винтов, биodeградирующим элементом, пружиной и размещаемыми в торце проксимальной части стержня пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой. Стержень выполнен полым, а проксимальная часть стержня имеет конусовидное расширение к торцу и конусовидные окна по всему периметру. Биodeградируемый элемент размещен в полости проксимальной части стержня, при этом один его конец фиксирован в суженном конце конусовидного расширения, а другой конец - пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой и пружиной, располагаемой в промежутке между пробкой-винтом и биodeградируемым элементом. Проксимальные блокирующие винты проходят через конусовидные окна и биodeградируемый элемент.

Поясняем существенные отличия предлагаемого устройства для интрамедуллярного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости.

Конусовидные окна по всему периметру проксимальной части стержня создают следующие преимущества:

- минимальное нарушение интрамедуллярного кровоснабжения проксимального отломка и создание условий для ускорения ревазуляризации места перелома;
- щадящая опора на спонгиозную кость и пружинное демпферирование при нагрузках на стержень позволяют добиться упругой объемной компрессии в массиве спонгиозной костной ткани и повышают надежность металлокостного соединения;
- большая степень свободы углов и направления проведения проксимальных блокирующих винтов, чем достигается оптимальное расположение винтов, как того требует линия перелома.

Использование разрезной зубчатой компрессирующее-деротационной шайбы, фиксированной к торцу проксимальной части стержня при помощи винта-пробки, создает дополнительное компрессирующее усилие с опорой на кортикальную пластинку проксимального отломка плечевой кости, а также предотвращает ротационное смещение отломков.

Использование дополнительного биodeградируемого элемента, который обладает заданными osteoиндуктивными и osteoкондуктивными свойствами, предоставляет возможность местной стимуляции репаративных процессов. Также, по мере рассасывания биodeградируемого элемента, происходит перераспределение нагрузок на вновь образованную кость - динамизация остеосинтеза.

Использование блокирующих винтов, проходящих через окна конструкции, биodeградируемый элемент и плечевую кость в условиях снижения механической прочности кости при остеопорозе или при оскольчатом характере перелома, позволяет создать дополнительные точки фиксации, что повышает жесткость остеосинтеза и создает дополнительную «угловую» стабильность винтов.

Использование пружины при фиксации биodeградируемого элемента в торцевой части стержня позволяет создать динамическую компрессию на стыке основных отломков.

Проведенные патентные исследования по подклассам А 61 В 17/56, А 61 В 17/68, А 61 В 17/72 и анализ научно-медицинской информации, отражающей существующие технологии и конструкции для лечения переломов проксимального конца плечевой кости, не выявили устройств, идентичных предложенному, таким образом, предлагаемое устройство является новым.

Взаимосвязь и взаимодействие существенных отличительных признаков предлагаемого устройства обеспечивают достижение нового технологического медицинского результата в решении поставленной задачи, а именно повысить эффективность лечения переломов проксимального конца плечевой кости за счет повышения универсальности технологии

лечения, а также повышения динамических свойств фиксатора, стабильности остеосинтеза, создания условий для более быстрого восстановления интрамедуллярного кровоснабжения. Таким образом, предложенное техническое решение имеет изобретательский уровень.

5 Предлагаемое устройство для лечения переломов проксимального конца плечевой кости является промышленно применимым в области практического здравоохранения, так как устройство доступно в изготовлении на современном этапе развития медицинской промышленности, и остеосинтез, при помощи предлагаемого устройства, может быть воспроизведен неоднократно и не требует использования исключительных средств для
10 осуществления.

Сущность конструкции предлагаемого «Устройства для интрамедуллярного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости»

Сущность предлагаемого «Устройства для интрамедуллярного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости» поясняется чертежами, где:

15 Фиг.1 - общий вид устройства.

Фиг.2 - продольный и поперечные срезы стержня.

Фиг.3 - продольные и поперечные срезы частей съемного направителя.

Фиг.4 - винт-пробка и деротационная разрезная зубчатая шайба (продольный и поперечный срезы)

20 Фиг.5 - биodeградируемый элемент и его расположение внутри стержня (продольные срезы).

Фиг.6 - соединение деротационной разрезной зубчатой шайбы, винта-пробки, пружины и стержня (продольные срезы).

25 Фиг.7 - соединение деталей съемного направителя и торцевого участка стержня (продольный срез).

Фиг.8 - установка стержня в плечевой кости - этап остеосинтеза (продольный срез).

Фиг.9 - окончательный вид остеосинтеза проксимального отдела плечевой кости (продольный срез).

30 Предлагаемое устройство содержит полый стержень (1), имеющий проксимальную (2) и дистальную (3) часть с закругленным концом. Проксимальная часть (2), в свою очередь, состоит из торцевого участка (4) и конусовидного расширения (5), а также по всему периметру снабжена окнами (6) конусовидной формы. Торцевой участок (4) проксимальной части (2) имеет внутреннюю резьбу (7) и направляющие пазы (8) для фиксации съемного направителя (9). В свою очередь съемный направитель (9) состоит из трех деталей:
35 собственно трубки-направителя (10), резьбового стержня (11) и винта-барашка (12). В конусовидном расширении (5) проксимальной части (2) расположен биodeградируемый элемент (13), соответствующий по форме и размеру внутренней полой проксимальной части (2) стержня (1). Один конец биodeградируемого элемента (13) фиксирован в суженном конце конусовидного расширения (5) по периметру ребрами (14) окончатого
40 участка стержня, а другой конец фиксирован винтом-пробкой (15), деротационной разрезной зубчатой шайбой (16) и пружиной (17). Дистальная часть (3) стержня (1) имеет три отверстия (18) для блокирования дистального отломка плечевой кости блокирующими винтами (на рисунке не показаны).

45 Диаметр внешней резьбы (d_1) винта-пробки (15) совпадает с диаметром нижней резьбы резьбового стержня (11) и внутренней резьбой торцевого участка (4), проксимальной части (2) стержня (1). Внешний диаметр (d_2) вырезки (19) винта-пробки (15) совпадает с внутренним диаметром деротационной разрезной зубчатой шайбы (16).

Применяют данную конструкцию следующим образом.

50 После осуществления хирургического доступа к зоне перелома и его репозиции вскрывают и рассверливают костно-мозговой канал проксимального отломка через отверстие в головке плечевой кости (20). В резьбе (7) торцевого участка (4) полого стержня (1), с предварительно введенным в конусовидное расширение (5) биodeградируемым элементом (13), фиксируют съемный направитель (9). Съемный

направитель (9) перед установкой собирают из отдельных частей (10, 11, 12). Систему «стержень-направитель» вводят через отверстие (20) в костно-мозговой канал плечевой кости до уровня кортикальной пластинки проксимального отломка. При этом, во время введения гвоздя, за счет конусовидного расширения (5) проксимальной части стержня

5 происходят компактизация спонгиозной костной ткани проксимального отломка и внедрение ребер (14) окончательного участка (6) в костную массу проксимального отломка. Всю систему «стержень-направитель» при введении в костно-мозговой канал ориентируют по продольной оси плечевой кости таким образом, чтобы внешняя направляющая деталь (10) съемного направителя располагалась с наружной стороны плеча.

10 Следующим этапом остеосинтеза выполняют блокирование дистальной части (3) полого стержня (1): через отверстия (21) съемного направителя (9), после нанесения мини-разрезов на кожу плеча, стандартным сверлом формируют отверстия (22) в диафизе плечевой кости, совпадающие с отверстиями (18) дистальной части интрамедуллярного стержня. Через те же мини-разрезы кожи в сформированные отверстия в плечевую кость

15 вводят стандартные винты для остеосинтеза (23), диаметром 4,5 мм, а разрезы кожи ушивают. После введения трех дистальных блокирующих винтов съемный направитель (9) удаляют, раскручивая винт-барашек (12). После этого приступают к блокированию проксимального отломка плечевой кости. На уровне головки плечевой кости, через основной хирургический доступ, стандартным сверлом формируют два поперечных

20 отверстия. Ориентируют отверстия вокруг продольной оси плечевой кости таким образом, чтобы они обязательно проникали через окна (6) проксимальной части и биодеградируемый элемент (13). Через сформированные отверстия вводят два стандартных винта (23) для остеосинтеза диаметром 4,5 мм соответствующей длины. После блокирования проксимального отломка приступают к последнему этапу

25 остеосинтеза: в торцевой участок (4) полого стержня с расположенным внутри биодеградируемым элементом (13) ввинчивают винт-пробку (15) с предварительно одетой на него деротационной разрезной зубчатой шайбой (16). В промежутке между винтом-пробкой и биодеградируемым элементом помещают пружину (7).

После окончания остеосинтеза рану дренируют и послойно ушивают.

30 Таким образом предлагаемое «Устройство для интрамедуллярного остеосинтеза проксимального отдела плечевой кости» обладает высокоуниверсальными свойствами; обеспечивает стабильный остеосинтез проксимального отдела плеча даже при условии выраженного снижения минеральной плотности костной ткани; патогенетически обоснованными динамическими свойствами; технология применения фиксатора проста и

35 доступна для большинства специализированных отделений; конструкция фиксатора не имеет хрупких или сложных в изготовлении включений.

Источники информации

1. Orthopaedics. Brommel I., Felix W., Worrel S., Richard V. - CRC., 1995. - стр.185-186.
2. Патент №US 5472444, 1995. Humeral nail for fixation of proximal humeral fractures.

40 Формула изобретения

Устройство для интрамедуллярного остеосинтеза переломов проксимального отдела плечевой кости, содержащее проксимальные и дистальные блокирующие винты, стержень, имеющий проксимальную и дистальную части, причем последняя выполнена с

45 поперечными сквозными отверстиями под дистальные блокирующие винты, отличающееся тем, что оно снабжено съемным направителем для дистальных блокирующих винтов, биодеградирующим элементом, пружинной и размещаемыми в торце проксимальной части стержня пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой, стержень выполнен полым, а проксимальная часть стержня выполнена с конусовидным расширением к торцу и

50 конусовидными окнами по всему периметру, биодеградируемый элемент размещен в полости проксимальной части стержня, при этом один его конец фиксирован в суженном конце конусовидного расширения, а другой конец - пробкой-винтом с деротационной разрезной зубчатой шайбой и пружинной, располагаемой в промежутке между пробкой-

винтом и биodeградируемым элементом, проксимальные блокирующие винты проходят через конусовидные окна и биodeградируемый элемент.

5

10

15

20

25

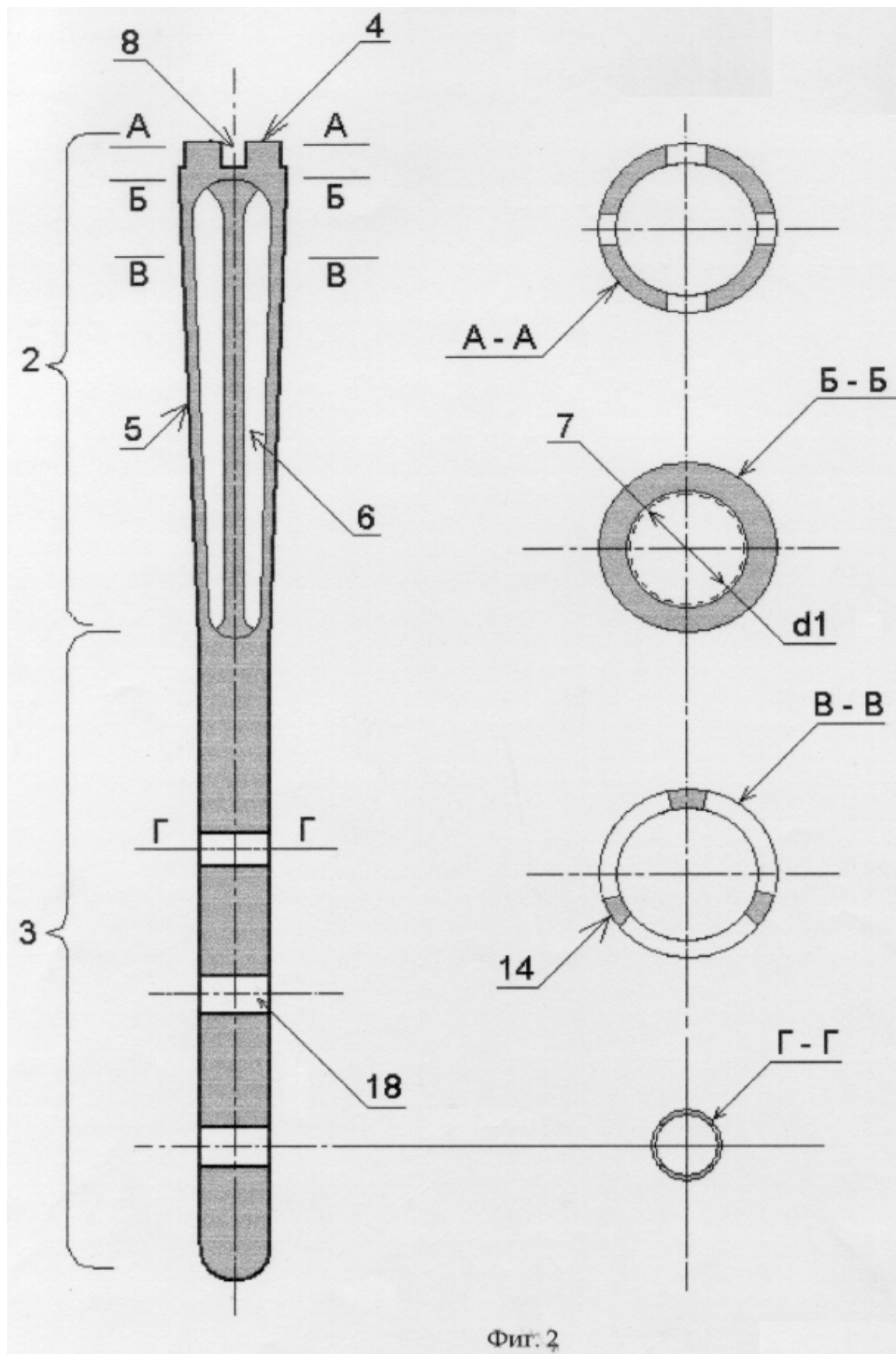
30

35

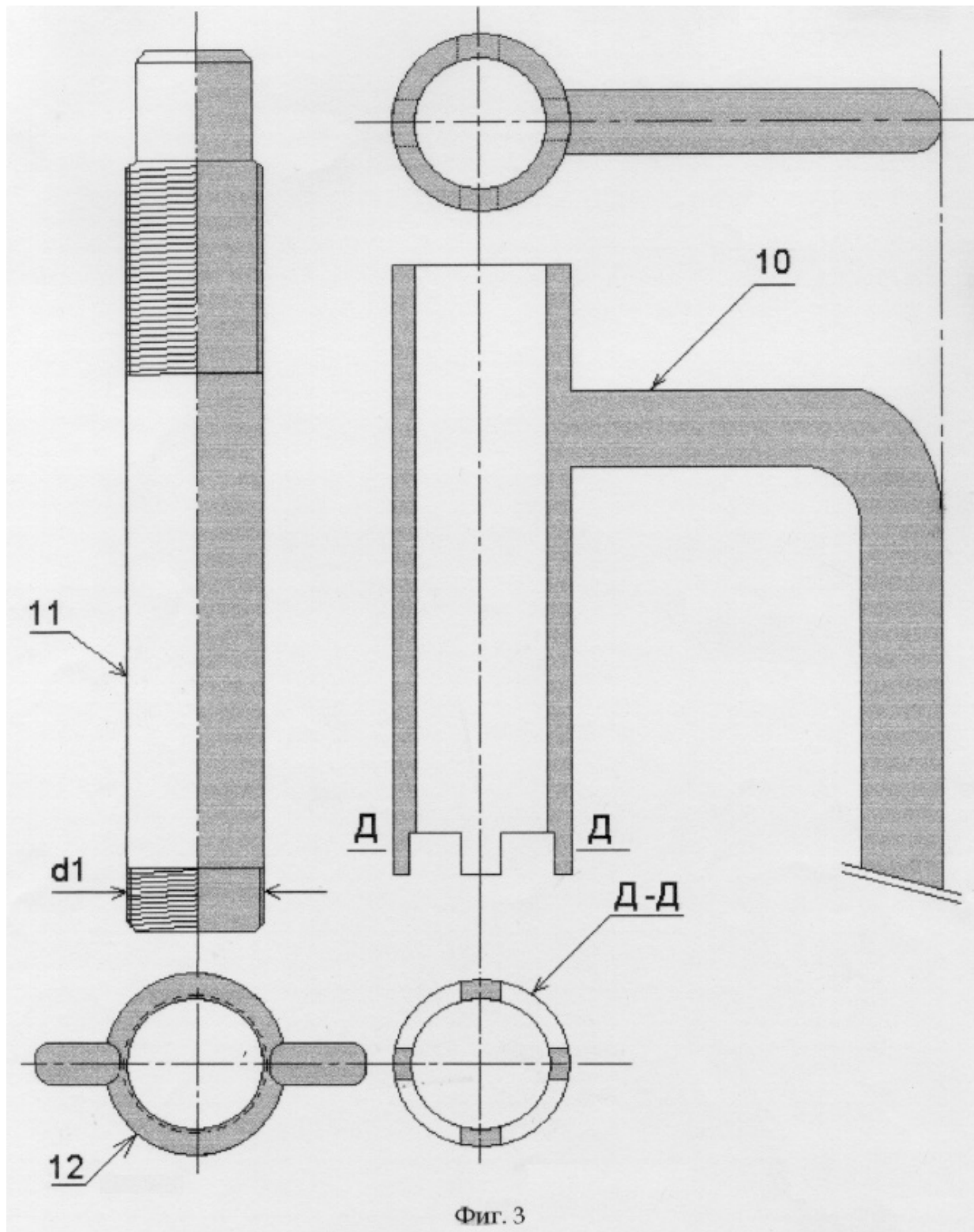
40

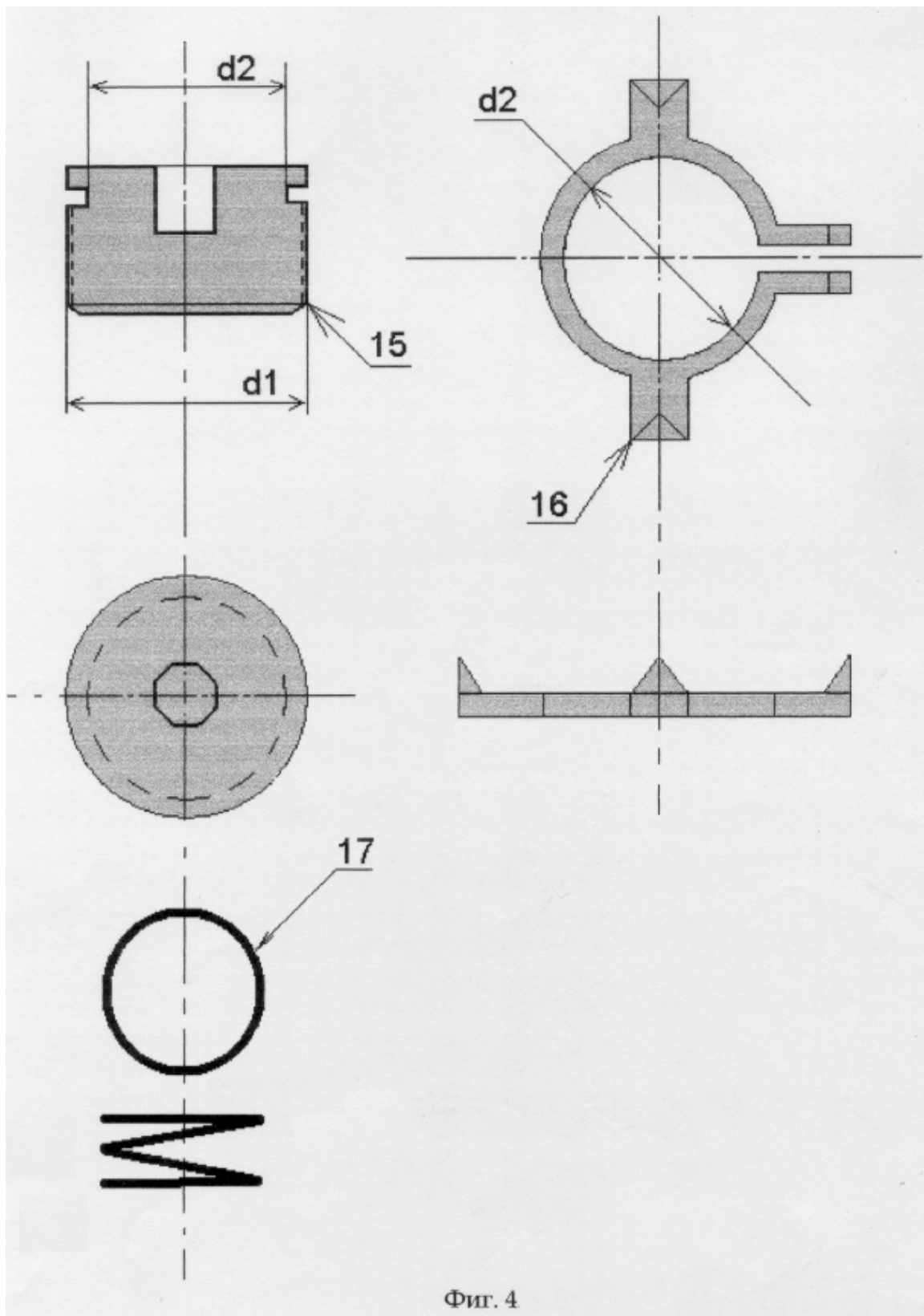
45

50

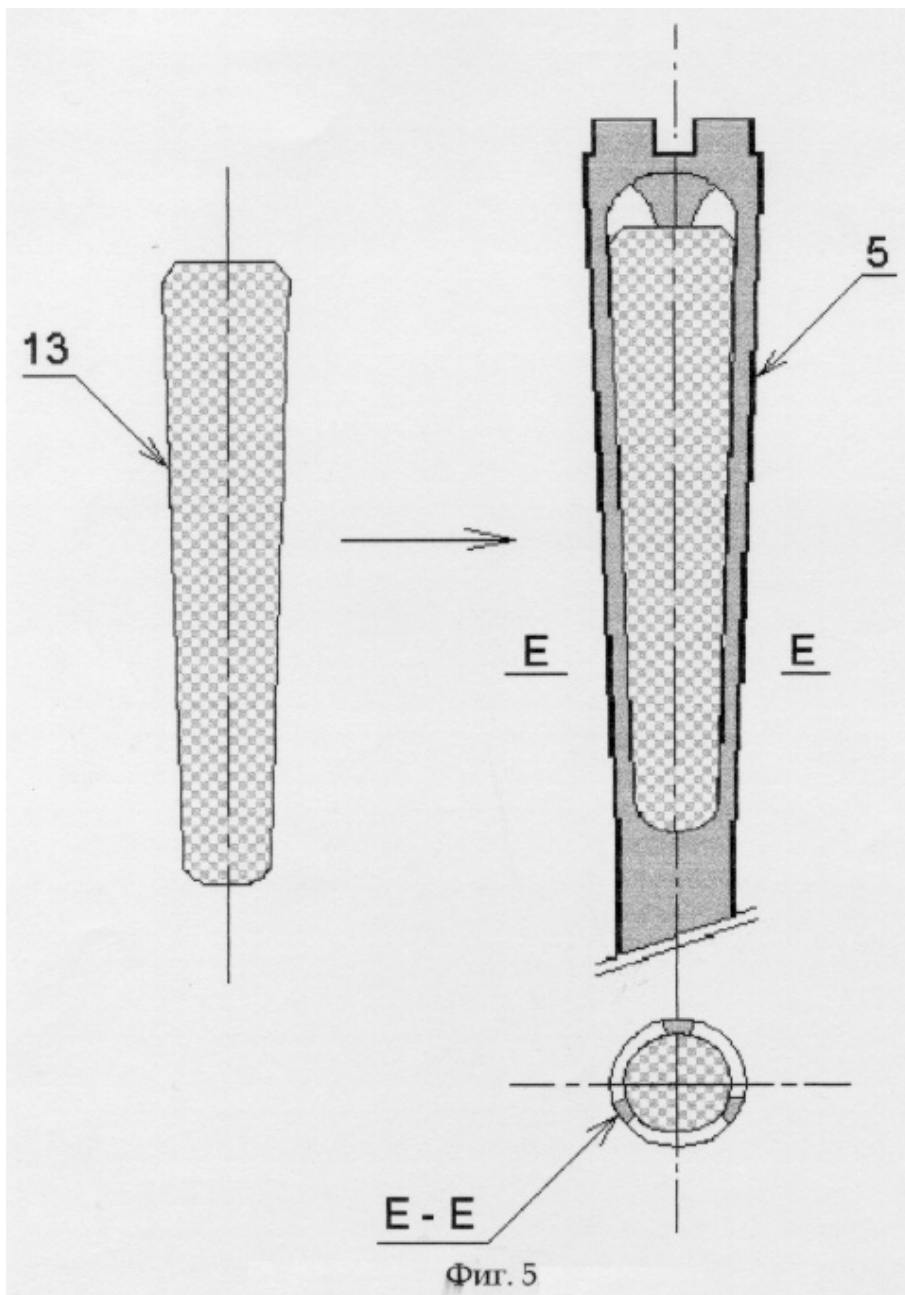


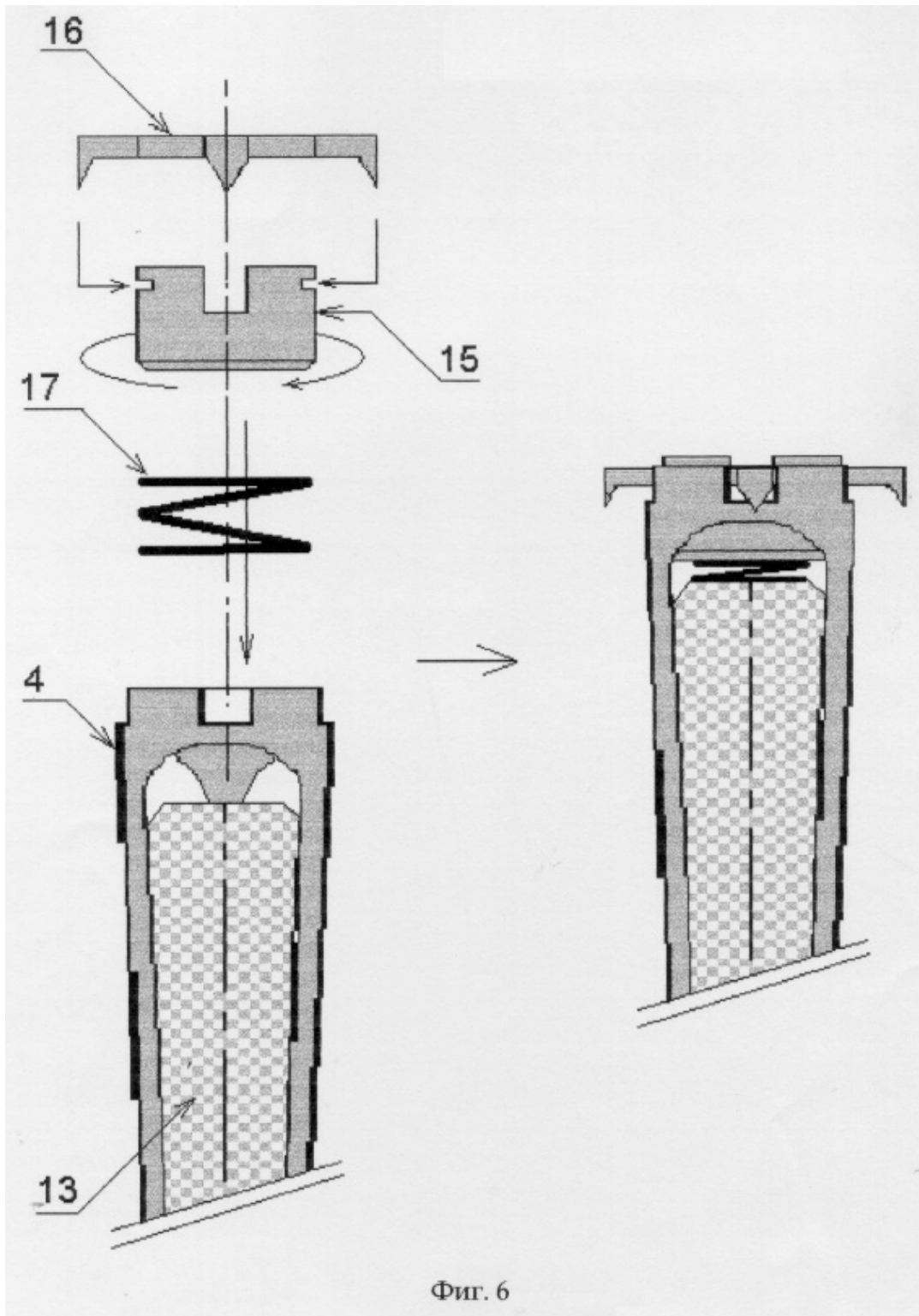
Фиг. 2



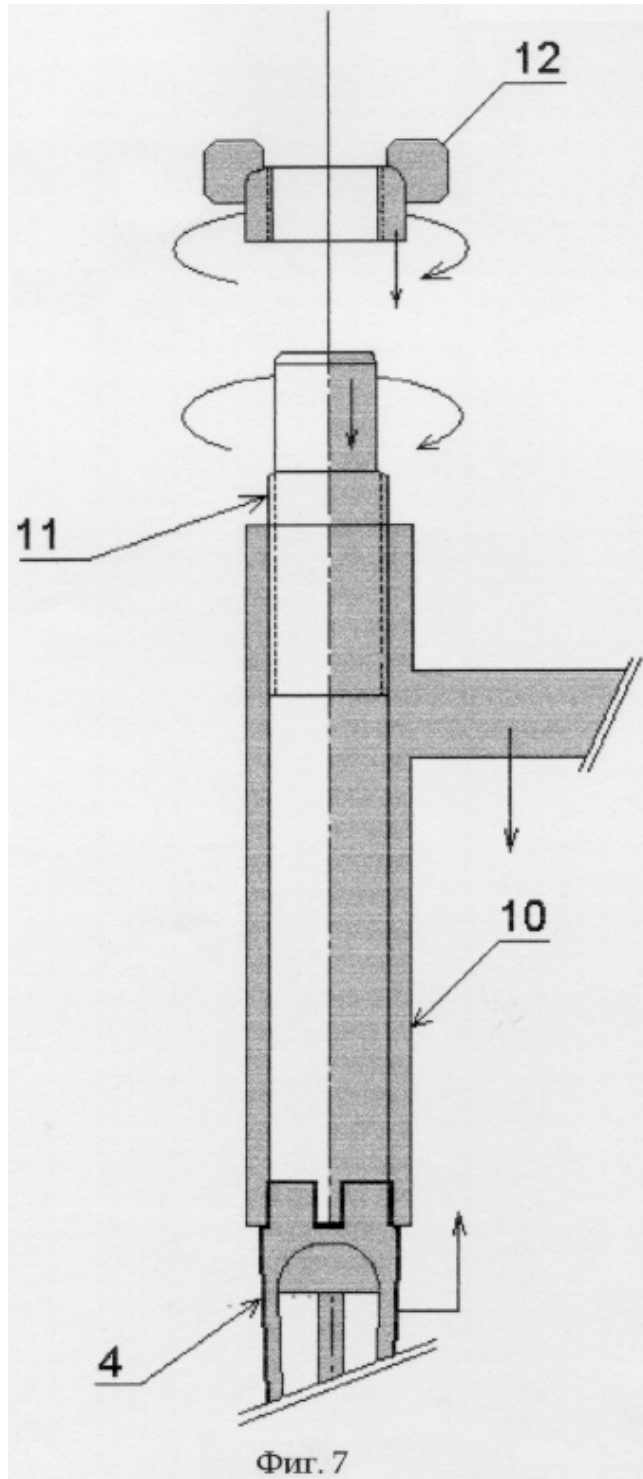


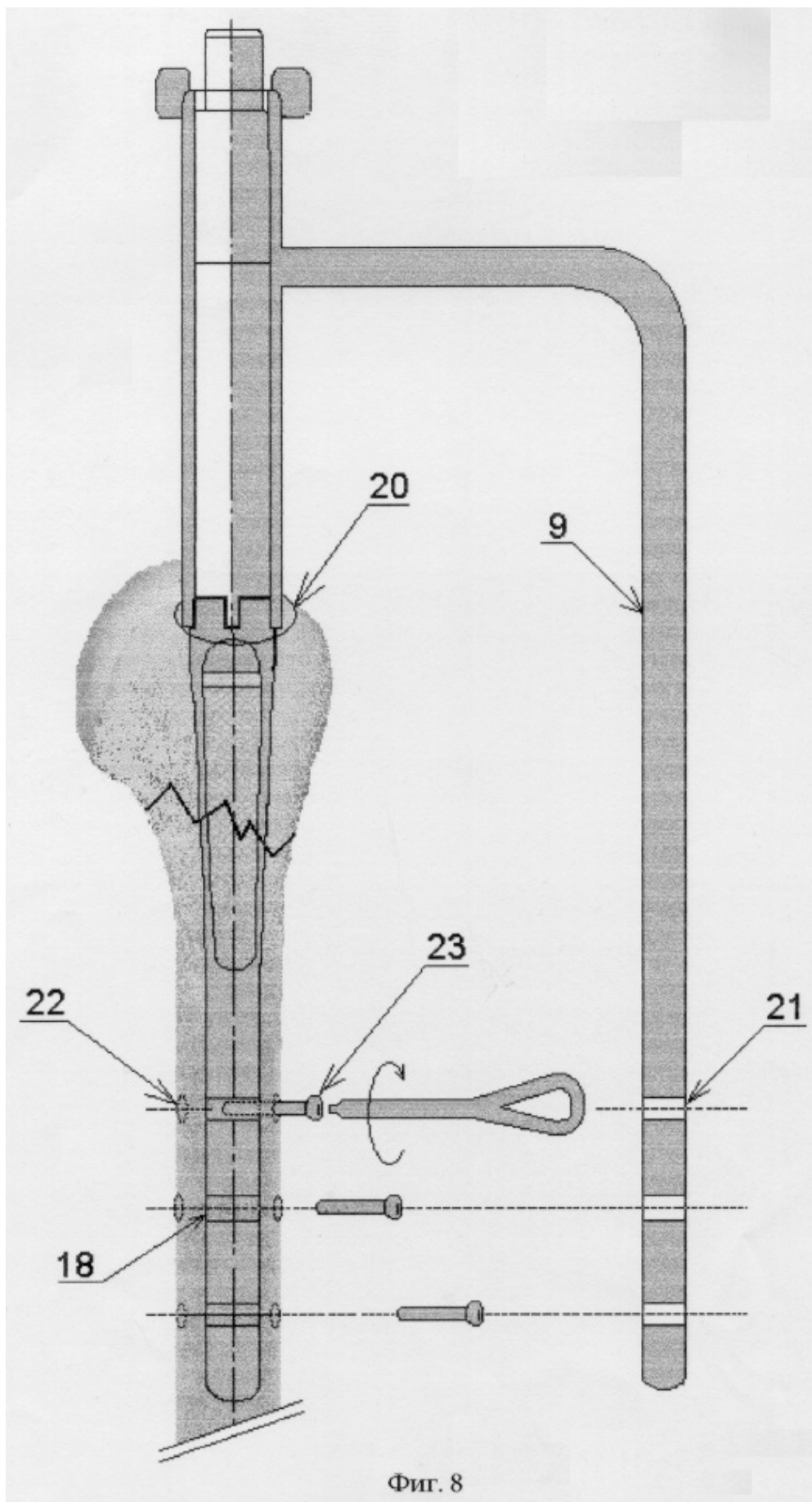
Фиг. 4





Фиг. 6





Фиг. 8

