



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

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: **2007124073/14**, **14.12.2005**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
14.12.2005

(30) Конвенционный приоритет:
22.12.2004 FR FR0413728

(43) Дата публикации заявки: **27.01.2009**

(45) Опубликовано: **20.07.2010** Бюл. № 20

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **WO 2004/034935 A**, **29.04.2004. RU 2080841 C1**, **10.06.1997. RU 2131174 C1**, **27.06.1999. SU 680732 A**, **25.08.1979. DE 20320454 U1**, **14.10.2004. FR 2846550 A**, **07.05.2004. WO 02/089701 A**, **14.11.2002. DE 10323363 A1**, **09.12.2004.**

(85) Дата перевода заявки РСТ на национальную фазу: **23.07.2007**

(86) Заявка РСТ:
IB 2005/004093 (14.12.2005)

(87) Публикация РСТ:
WO 2006/120505 (16.11.2006)

Адрес для переписки:
190068, Санкт-Петербург, ул. Садовая, 51, офис 303, ООО "ПАТЕНТИКА", пат.пов. М.А.Можайскому, рег.№ 488

(72) Автор(ы):
ЦЕГЕРС Виллем (NL)

(73) Патентообладатель(и):
ЛДР МЕДИКАЛ (FR)

(54) ПРОТЕЗ МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине. Протез межпозвоночного диска включает по меньшей мере три части, а именно верхнюю пластину, нижнюю пластину и подвижное по меньшей мере по отношению к одной пластине ядро. Протез также содержит два анатомических адаптационных элемента, увеличивающих диаметр и/или высоту протеза. Каждый адаптационный элемент содержит, с одной стороны, поверхность, состоящую в контакте с

поверхностью позвонка и, с другой стороны, поверхность, по меньшей мере часть которой имеет поверхность, состоящую в контакте по меньшей мере с частью той пластины, напротив которой установлен анатомический адаптационный элемент. Анатомические адаптационные элементы закреплены на пластинах крепежными средствами. Изобретение обеспечивает ограничение движения различных частей протеза относительно друг друга и адаптацию к

RU 2 3 9 4 5 2 8 C 2

RU 2 3 9 4 5 2 8 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: **2007124073/14, 14.12.2005**

(24) Effective date for property rights:
14.12.2005

(30) Priority:
22.12.2004 FR FR0413728

(43) Application published: **27.01.2009**

(45) Date of publication: **20.07.2010 Bull. 20**

(85) Commencement of national phase: **23.07.2007**

(86) PCT application:
IB 2005/004093 (14.12.2005)

(87) PCT publication:
WO 2006/120505 (16.11.2006)

Mail address:
**190068, Sankt-Peterburg, ul. Sadovaja, 51, ofis
303, OOO "PATENTIKA", pat.pov.
M.A.Mozhajskomu, reg.№ 488**

(72) Inventor(s):
TsEGERS Villem (NL)

(73) Proprietor(s):
LDR MEDIKAL (FR)

(54) INTERVERTEBRAL DISK PROSTHESIS

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: intervertebral disk prosthesis comprises at least three parts, namely an upper plate, a lower plate and a core movable at least in relation to one plate. Additionally, the prosthesis accommodates two anatomic adaptable elements, increasing diameter and/or height of the prosthesis. On one side, each adaptable element contains a surface contacting to a vertebral surface and, on the

opposite side, a surface at least partially having a surface contacting at least partially with the plate opposed to the anatomic adaptable element. The anatomic adaptable elements are fixed on the plates by fasteners.

EFFECT: invention provides restraint of mutual movements of various parts of the prosthesis and adaptation to vertebrae of various sizes at reduced price.

37 cl; 11 dwg

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к протезу межпозвоночного диска, предназначенному для замены волокнистохрящевого диска, который обеспечивает связь между позвонками.

Уровень техники

В существующей практике используют различные типы протезов межпозвоночного диска. Многочисленные протезы, например такие как предложенные в заявках на патенты WO 0208901 и WO 2004/041129, содержат нижнюю пластину и верхнюю пластину, которые формируют вокруг ядра подобие кожуха. В части таких протезов обеспечена возможность поворота верхней пластины относительно ядра и дополнительного смещения ядра относительно нижней пластины. Такое смещение ядра относительно нижней пластины является существенной характеристикой, поскольку оно должно обеспечивать самопроизвольное позиционирование ядра в наиболее подходящее положение для поглощения давления, действующего на протез во время движений пациента, носящего этот протез. Смещение ядра, взаимодействующего по меньшей мере с одной пластиной по неровной поверхности, создает между пластинами протеза наклон, который обеспечивает подвижность пациента, носящего протез. Смещение ядра также предотвращает его сползание под нагрузкой, когда на него действует значительное давление. Часть этих протезов включает анкерное крепление с костью, позволяющее прикреплять их к позвонкам, между которыми они должны быть вставлены.

Однако размеры позвонков сильно различаются. Различие существует как для позвонков, расположенных на конкретной позиции в позвоночнике у разных людей, так и для позвонков, между которыми должен быть вставлен протез, расположенных в разных местах в позвоночнике одного человека. Протезы межпозвоночного диска по размеру должны подходить к позвонкам, между которыми они будут вставлены, для конкретного человека и конкретной позиции этих позвонков в позвоночнике. Более того, при связанных с позвоночником нарушениях у конкретного пациента, носящего протез, иногда предпочтительно, чтобы протез обеспечивал коррекцию таких нарушений. Таким образом, протезы могут быть применены для коррекции различных искривлений позвоночника, таких, например, как лордоз. Следовательно, чтобы иметь протезы для максимально широкого круга случаев, необходимо предусмотреть целый ряд протезов с различным размером и наклоном пластин. Такое множество протезов обуславливает в качестве главного недостатка высокую стоимость изготовления и необходимость высокого уровня запасов. В этом контексте весьма выгодным следует считать создание протезов со структурой, позволяющей адаптировать протез к позвонкам различного размера и обеспечивающей различный наклон пластин.

Такой протез позволил бы уменьшить уровень запасов и стоимость изготовления.

Сущность изобретения

Задачей настоящего изобретения является создание протеза межпозвоночного диска, такого что указанный протез обеспечивает ограничение движения различных своих частей относительно друг друга и включает ядро для ограничения смещения протеза по меньшей мере в одном направлении. Подобный протез можно адаптировать к позвонкам различного размера при более низкой стоимости.

Эта задача решена с помощью протеза межпозвоночного диска, содержащего по меньшей мере три части, а именно верхнюю пластину, нижнюю пластину и подвижное относительно по меньшей мере одной из указанных пластин ядро, отличающегося

тем, что включает два анатомических адаптационных элемента, каждый из которых включает, с одной стороны, поверхность, состоящую в контакте с поверхностью позвонка, и с другой стороны, поверхность, по меньшей мере часть которой состоит в контакте по меньшей мере с частью пластины, напротив которой закреплен

анатомический адаптационный элемент, причем анатомические адаптационные элементы закрепляют на пластинах с помощью крепежных средств.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы содержат коронки, которые окружают вышеуказанные пластины и удлиняют их соответственно верхнюю и нижнюю поверхности для получения контактных поверхностей протеза с прилегающими позвонками, больших, чем при отсутствии анатомических адаптационных элементов, а коронки анатомических адаптационных элементов различных размеров адаптируют на пластинах, чтобы адаптировать их к позвонкам различных размеров.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы содержат пластины, называемые анатомическими, которые закрывают вышеуказанные пластины и удлиняют их соответственно верхнюю и нижнюю поверхности для получения контактных поверхностей протеза с прилегающими позвонками, больших, чем при отсутствии анатомических адаптационных элементов, а пластины анатомических адаптационных элементов различных размеров адаптируют на вышеуказанных пластинах, чтобы адаптировать их к позвонкам различных размеров.

В соответствии с еще одним признаком указанные анатомические адаптационные элементы симметрично удлиняют верхнюю и нижнюю поверхности соответственно верхней и нижней пластин, чтобы обеспечить эквивалентное удлинение этих поверхностей на различных переднем, заднем и боковых краях вышеуказанных пластин.

В соответствии с еще одним признаком указанные анатомические адаптационные элементы асимметрично удлиняют верхнюю и нижнюю поверхности соответственно верхней и нижней пластин, чтобы обеспечить большее удлинение этих поверхностей по меньшей мере на одном из переднего, заднего и боковых краев вышеуказанных пластин, чем на других краях.

В соответствии с еще одним признаком верхняя поверхность ядра состоит в контакте по меньшей мере с одной частью нижней поверхности верхней пластины, а нижняя поверхность ядра состоит в контакте по меньшей мере с одной частью верхней поверхности нижней пластины.

В соответствии с еще одним признаком по меньшей мере часть поверхности по меньшей мере одной пластины представляет собой вогнутую поверхность, комплементарную с выпуклой поверхностью ядра, с которым она состоит в контакте.

В соответствии с еще одним признаком по меньшей мере часть поверхности по меньшей мере одной пластины представляет собой плоскую поверхность, комплементарную с плоской поверхностью ядра, с которым она состоит в контакте.

В соответствии с еще одним признаком вблизи краев по меньшей мере одной пластины и ядра расположены штыревые и гнездовые средства зацепления, ограничивающие без чрезмерного трения поступательное движение ядра относительно этой пластины вдоль оси, по существу, параллельной этой пластине, а также ограничивающие или подавляющие вращательное движение ядра относительно этой пластины вокруг оси, по существу, перпендикулярной этой пластине.

В соответствии с еще одним признаком все штыревые средства зацепления немного

меньше по размеру, чем соответствующие гнездовые средства зацепления, что обеспечивает небольшой зазор между ядром и пластиной, снабженными этими средствами зацепления.

В соответствии с еще одним признаком размеры всех штыревых средств зацепления, по существу, совпадают с размерами соответствующих гнездовых средств зацепления, что исключает любой зазор между ядром и пластиной, снабженными этими средствами зацепления.

В соответствии с еще одним признаком средства зацепления указанной пластины представляют собой гнездовые средства зацепления, которые соответствуют штыревым средствам зацепления ядра.

В соответствии с еще одним признаком штыревые средства зацепления ядра содержат два блока, расположенные на двух боковых краях ядра, а гнездовые средства зацепления пластины содержат четыре стенки, расположенные попарно на каждой из двух боковых сторон указанной пластины.

В соответствии с еще одним признаком крепежные средства анатомических адаптационных элементов на пластинах протеза реверсивные и позволяют заменять анатомические адаптационные элементы, подвижно закрепленные на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком крепежные средства анатомических адаптационных элементов на пластинах представляют собой крепежные средства, установленные на анатомических адаптационных элементах и комплементарные со крепежными средствами, установленными на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы закреплены на пластинах с помощью, с одной стороны, контакта по меньшей мере с частью их поверхностей, которые обращены по меньшей мере к части пластин, и, с другой стороны, контакта их крепежных средств с комплементарными крепежными средствами, установленными на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком крепежные средства анатомических адаптационных элементов на пластинах содержат штыревые крепежные средства, установленные на анатомических адаптационных элементах и взаимодействующие с гнездовыми крепежными средствами, установленными на пластинах протеза, или наоборот.

В соответствии с еще одним признаком гнездовые крепежные средства, установленные на пластинах протеза, представляют собой плоские поверхности на краях пластин протеза.

В соответствии с еще одним признаком гнездовые крепежные средства на пластинах протеза представляют собой выемки, сделанные в краях другой пластины протеза.

В соответствии с еще одним признаком гнездовые крепежные средства на пластинах протеза представляют собой выемки, сделанные в краях гнездовых средств зацепления пластин протеза.

В соответствии с еще одним признаком гнездовые крепежные средства на пластинах протеза содержат плоские поверхности на краях одной из пластин и выемки в гнездовых средствах зацепления на краях другой пластины протеза.

В соответствии с еще одним признаком гнездовые крепежные средства по меньшей мере на одной из пластин протеза содержат плоские поверхности по меньшей мере на первом крае одной из пластин и выемки по меньшей мере во втором крае указанной пластины, причем второй край геометрически повернут к первому краю.

В соответствии с еще одним признаком по меньшей мере одно из гнездовых крепежных средств на пластинах протеза содержит по меньшей мере один выступ для блокировки штыревых крепежных средств анатомических адаптационных элементов в этих гнездовых крепежных средствах.

В соответствии с еще одним признаком крепежные средства анатомических адаптационных элементов на пластинах содержат гнездовые крепежные средства на анатомических адаптационных элементах, взаимодействующих со штыревыми промежуточными крепежными средствами, которые также могут взаимодействовать с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы закреплены на пластинах с помощью, с одной стороны, контакта по меньшей мере части их верхней и нижней поверхностей по меньшей мере с частью соответственно верхней и нижней пластин и, с другой стороны, контакта штыревых промежуточных крепежных средств с гнездовыми крепежными средствами на анатомических адаптационных элементах и с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком штыревые промежуточные крепежные средства снабжены стопорами для блокировки штыревых промежуточных крепежных средств в положении, в котором они взаимодействуют как с гнездовыми крепежными средствами на анатомических адаптационных элементах, так и с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком штыревые промежуточные крепежные средства содержат подвижную пластину в гнездовых крепежных средствах на анатомических адаптационных элементах для взаимодействия с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза, причем стопоры штыревых промежуточных крепежных средств содержат по меньшей мере одну неровность формы по меньшей мере на одной стороне этой пластины, предназначенную для взаимодействия по меньшей мере с одним вырезом в гнездовых крепежных средствах анатомических адаптационных элементов и/или в гнездовых крепежных средствах пластин для обеспечения таким образом блокирования штыревых промежуточных крепежных средств в положении, в котором они взаимодействуют как с гнездовыми крепежными средствами на анатомических адаптационных элементах, так и с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком стопоры штыревых промежуточных крепежных средств содержат отверстие в штыревых промежуточных крепежных средствах и в гнездовых крепежных средствах на анатомических адаптационных элементах, причем отверстие в гнездовых крепежных средствах анатомических адаптационных элементов предназначено для помещения штифта стопора с блокированием штыревых промежуточных крепежных средств в положении, в котором они взаимодействуют с гнездовыми крепежными средствами на пластинах протеза.

В соответствии с еще одним признаком срединные плоскости, включающие верхнюю и нижнюю поверхности каждого из анатомических адаптационных элементов, по существу, параллельны или образуют острый угол, причем наклон под таким углом обеспечивает адаптацию формы протеза в целом к анатомии позвоночного столба или, возможно, коррекцию дефектов наклона позвонков пациента, для которого предназначен этот протез.

В соответствии с еще одним признаком те же анатомические адаптационные

элементы собраны с различными пластинами, верхняя и нижняя поверхности которых составляют различные углы.

В соответствии с еще одним признаком угол между верхней поверхностью верхней пластины и нижней поверхностью нижней пластины определен тем, что срединные плоскости, включающие верхнюю и нижнюю поверхности нижней пластины и/или верхней пластины, образуют угол, или ограничением перемещений ядра благодаря указанным средствам зацепления вокруг положения, задающего наклон по меньшей мере одной из пластин.

В соответствии с еще одним признаком те же пластины собраны с ядрами различной толщины, и/или различных размеров, и/или различной формы.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы содержат костные анкеры, которые устанавливаются на анатомических адаптационных элементах после закрепления анатомических адаптационных элементов на пластинах, вставления протезов между позвонками и, возможно, регулирования относительного положения различных элементов протеза.

В соответствии с еще одним признаком подвижные костные анкеры анатомических адаптационных элементов содержат по меньшей мере одну пластину, снабженную выступами, ориентированными таким образом, чтобы препятствовать удалению пластины, после того как она была вставлена в позвонок, причем дальний конец пластины содержит закругленную часть, функционирующую в качестве крюка с зацеплением за край выреза, выполненного вблизи периферии анатомического адаптационного элемента.

В соответствии с еще одним признаком указанная закругленная часть пластины, снабженной выступами, подвижного костного анкера анатомического адаптационного элемента удлинена посредством второй пластины, также снабженной выступами, ориентированными таким образом, чтобы препятствовать удалению пластины, после того как она была вставлена в позвонок.

В соответствии с еще одним признаком анатомические адаптационные элементы содержат подвижные костные анкеры, включающие по меньшей мере одно крыло, вставляемое в паз, выполненный в прилегающих поверхностях позвонков, между которыми вставляют протез, причем упомянутое крыло содержит выступы, ориентированные таким образом, чтобы препятствовать выталкиванию протеза из пространства между позвонками, а дальний конец крыла содержит закругленную часть, функционирующую в качестве крюка с зацеплением за край выреза, сделанного вблизи периферии анатомического адаптационного элемента.

В соответствии с еще одним признаком упомянутое крыло дополнительно содержит штифт с размерами, обеспечивающими плотное вхождение в паз в анатомических адаптационных элементах и/или в пластинах.

Краткое описание чертежей

Другие признаки и преимущества настоящего изобретения подробно описаны ниже со ссылкой на прилагающиеся чертежи.

На фиг.1 представлен перспективный вид различных элементов протеза в разобранном виде в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.2 представлен перспективный вид различных элементов протеза в разобранном виде в соответствии с еще одним вариантом реализации настоящего изобретения.

На фиг.3 представлен перспективный вид протеза в соответствии с еще одним

вариантом реализации настоящего изобретения.

На фиг.4А и 4В представлены соответственно вид снизу и поперечное сечение в плоскости А-А на фиг.4А верхней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.4С и 4D представлены соответственно вид сверху и поперечное сечение в плоскости В-В на фиг.4С верхней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.5А представлен вид снизу верхней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.5В и 5С представлены поперечные сечения соответственно в плоскостях С-С и D-D на фиг.5А верхней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с одним из вариантов настоящего изобретения.

На фиг.6А и 6В представлены виды снизу части верхней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с двумя различными вариантами реализации настоящего изобретения.

На фиг.7А и 7В представлены перспективные виды нижней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом в соответствии с двумя различными вариантами реализации настоящего изобретения.

На фиг.8А и 8В представлены соответственно вид снизу и поперечное сечение в плоскости Е-Е на фиг.8А части нижней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом, крепежные средства которого открыты в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.8С и 8D представлены соответственно вид снизу и поперечное сечение в плоскости F-F на фиг.8С того же варианта реализации, что и на фиг.8А и 8В, но с закрытыми и защелкнутыми крепежными средствами анатомического адаптационного элемента в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.9А и 9В представлены соответственно вид снизу и поперечное сечение в плоскости G-G на фиг.9А части нижней пластины, снабженной анатомическим адаптационным элементом, крепежные средства которого открыты в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На фиг.9С и 9D представлены соответственно вид снизу и поперечное сечение в плоскости H-H на фиг.9С того же варианта реализации, что и на фиг.9А и 9В, но с закрытыми и защелкнутыми крепежными средствами анатомического адаптационного элемента в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения.

На Фиг.10А и 10В представлены перспективные виды соответственно протеза, содержащего костные анкеры, в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения и один из костных анкеров в соответствии с этим вариантом.

На фиг.11А и 11В представлены соответственно перспективный вид протеза, содержащего костные анкеры, в соответствии с одним из вариантов реализации настоящего изобретения и поперечное сечение в плоскости I-I на фиг.11А.

Осуществление изобретения

Протез межпозвоночного диска в соответствии с настоящим изобретением содержит верхнюю пластину (1), шарнирно соединенную с нижней пластиной (2) через

ядро (3), причем каждая из пластин (1, 2) снабжена анатомическим адаптационным элементом (11, 22), позволяющим регулировать общий размер протеза в соответствии с размером позвонков, между которыми должен быть вставлен этот протез. Таким образом, благодаря анатомическим адаптационным элементам (11, 22) один модуль, содержащий две пластины (1, 2) и ядро (3), может быть применен для позвонков различных размеров, что обеспечивает преимущество, состоящее в существенном сокращении стоимости производства протезов и их вариаций. Преимущество протеза в соответствии с настоящим изобретением также состоит в том, что он включает простые компоненты с анатомическими адаптационными элементами (11, 22), размеры которых можно изменять таким образом, чтобы адаптировать их к различным позвонкам позвоночного столба, например адаптировать толщину протеза к межпозвоночному промежутку и/или регулировать наклон пластин (1, 2) протеза в соответствии с наклоном позвонков пациента. Несмотря на то что анатомические адаптационные элементы (11, 22) позволяют адаптировать протез к различным размерам позвонков, естественно, при необходимости можно применять пластины (1, 2) и ядро (3) различных размеров и форм.

Два указанных анатомических адаптационных элемента (11, 22) протеза в соответствии с настоящим изобретением содержат верхний элемент (11) и нижний элемент (12). Верхний элемент (11) включает, с одной стороны, верхнюю поверхность (110), по меньшей мере часть которой состоит в контакте с нижней поверхностью первого позвонка, и, с другой стороны, нижнюю поверхность (111), по меньшей мере часть которой состоит в контакте с частью верхней пластины (1). Нижний элемент (22) включает, с одной стороны, нижнюю поверхность (220), по меньшей мере часть которой состоит в контакте с верхней поверхностью второго позвонка, и, с другой стороны, верхнюю поверхность (222), по меньшей мере часть которой состоит в контакте с частью нижней пластины (2). Каждый из указанных двух анатомических адаптационных элементов (11, 22) закреплен на пластинах (1, 2) с помощью соответствующих крепежных средств (113, 223).

Ядро (3) имеет небольшую толщину - от 3 до 15 мм - в зависимости от позвонков, между которыми должен быть вставлен указанный протез. Для хорошего поглощения давления ядро (3) может быть изготовлено, например, из полиэтилена, сжимаемого материала, моделирующего упругие свойства естественных межпозвоночных дисков.

Во всех возможных вариантах реализации настоящего изобретения ядро (3) включает выпуклую часть по меньшей мере на части по меньшей мере одной из своих поверхностей: верхней (30) и/или нижней (34). В вариантах реализации, показанных на фиг.1-9, выпуклой и соответствующей вогнутой части (140) нижней поверхности (14) верхней пластины (1) является верхняя поверхность (30) ядра (3), при этом нижняя поверхность (34) ядра (3) представляет собой плоскую поверхность, соответствующую по меньшей мере плоской части верхней поверхности (24) нижней пластины (2). Вогнутая часть (140) нижней поверхности (14) верхней пластины (1), как, в частности, показано на фиг.4А, 4В, 5А, 5В и 5С, имеет круглую периферию. В других возможных вариантах реализации (не показаны), выпуклой и соответствующей вогнутой части верхней поверхности (24) нижней пластины (2) может быть часть нижней поверхности (34) ядра (3), тогда как верхняя поверхность (30) ядра (3) является плоской и соответствует по меньшей мере плоской части нижней поверхности (14) верхней пластины (1). В других вариантах реализации (не показаны) вогнутая поверхность лежит на части одной из верхней (30) и нижней (34) поверхностей ядра (3) и взаимодействует с выпуклой поверхностью, которая лежит на части поверхности

одной из пластин (1, 2). В этих различных возможных вариантах реализации настоящего изобретения (не показаны) невыпуклая или невогнутая поверхность ядра (3) может быть соответственно вогнутой или выпуклой, например в очень малой степени.

В вариантах реализации, показанных на фиг.1-9, вогнутая часть (140) нижней поверхности (14) верхней пластины (1), комплементарная с выпуклой частью верхней поверхности (34) ядра (3), обеспечивает наклон верхней пластины (1), когда пациент, носящий протез, наклоняется вперед. Благодаря этому наклону верхней пластины (1) относительно ядра (3) взаимодействие между вогнутой поверхностью (140) и выпуклой поверхностью (34) обеспечивает поверхность сочленения с протезом. Центр этого сочленения естественно расположен на вершине выпуклой поверхности (34) ядра (3). В иллюстрируемых вариантах реализации нижняя поверхность ядра (3) и верхняя поверхность нижней пластины (2) выполнены плоскими, чтобы обеспечить зазор между ядром (3) и нижней пластиной (2) как при перемещении вдоль оси, по существу, параллельной нижней пластине (2), так и при вращении вокруг оси, по существу перпендикулярной нижней пластине (2). Во время движений пациента, носящего протез, этот наклон верхней пластины (1) и этот зазор ядра обеспечивают перемещение ядра (3) в наилучшее положение для компенсации давления, действующего на протез. Движение между верхней пластиной (1) и ядром (3), а также зазор между ядром (3) и нижней пластиной (2) таким образом позволяют пациенту двигаться и дополнительно устраняют недостатки расположения протеза. Этот зазор также обеспечивает преимущество, состоящее в предотвращении преждевременного износа протеза по причине действующего на него давления.

Независимо от варианта реализации ядро (3) также включает штыревые или гнездовые средства (33) зацепления, соответствующие соответственно гнездовым или штыревым средствам (23) зацепления, расположенным по меньшей мере на одной из пластин (1, 2). Средства (23, 33), расположенные вблизи краев по меньшей мере одной из пластин (1, 2) и ядра (3), ограничивают без чрезмерного трения поступательное движение ядра (3) относительно этой пластины (1, 2) вдоль оси, по существу, параллельной этой пластине (1, 2) и ограничивают или подавляют вращательное движение ядра (3) относительно этой пластины (1, 2) вокруг оси, по существу, перпендикулярной этой пластине (1, 2). Размеры каждого из штыревых средств (33) зацепления могут быть немного меньше, чем таковые каждого из гнездовых средств (23) зацепления, чтобы допустить небольшой зазор между ядром (3) и пластиной (1, 2), снабженными этими средствами зацепления. Напротив, размеры каждого из штыревых средств (33) зацепления могут быть, по существу, равными таковым каждого из гнездовых средств (23) зацепления, чтобы исключить любой зазор между ядром (3) и пластиной (1, 2), снабженными этими средствами зацепления.

В варианте, показанном на фиг.1-3, ядро (3) включает штыревые средства (33) зацепления, соответствующие гнездовым средствам (23) зацепления нижней пластины (2). Штыревые средства (33) зацепления, например запоры или брусы, по существу, параллелепипедной формы, установлены на боковых краях ядра (3), как, в частности, показано на фиг.1-3. Гнездовые средства (23) зацепления могут содержать, например, четыре стенки, расположенные попарно на каждом из двух боковых краев нижней пластины (2). Эти стенки могут быть изогнуты к центру протеза, чтобы охватывать по меньшей мере часть штыревых средств (33) зацепления и избегать подъема ядра (3) и верхней пластины (1). Эти средства (23, 33) зацепления также предотвращают выталкивание ядра (3) из протеза в случае чрезмерного давления на

протез. В альтернативном варианте реализации (не показан) размеры каждого из штыревых средств (33) зацепления ядра (3), по существу, равны таковым каждого из гнездовых средств (23) зацепления нижней пластины (2), чтобы исключить любой зазор между ядром (3) и нижней пластиной (2) как при поступательном движении, так и при вращении. В последнем случае единственным разрешенным движением протеза является наклон верхней пластины (1) относительно ядра (3). В другом альтернативном варианте реализации (не показан) ядро (3) включает гнездовые средства зацепления, содержащие, например, выемку, комплементарную со штыревыми средствами зацепления нижней пластины (2). Эти штыревые средства нижней пластины (2) могут содержать, например, два бруса или два шипа, например, изогнутых к внутренней части протеза и обращенных друг к другу на двух краях нижней пластины (2). Шипы могут, например, быть заменены брусом с отверстием, на котором посредством штифта, проникающего в отверстие, закреплен запор. Еще в одном варианте реализации (не показан) нижняя пластина (2) включает короткие цилиндрические концы. Соответственно ядро (3) под своей нижней поверхностью имеет гнезда. Размеры коротких цилиндрических концов нижней пластины (2) и гнезд ядра (3) могут быть адаптированы, по выбору, для обеспечения небольшого зазора ядра (3) при поступательном движении и вращении или обеспечения отсутствия зазора в зависимости от требуемого результата. В других вариантах реализации (не показаны) средства зацепления могут быть расположены не на нижней пластины (2), а на ядре (3) и на верхней пластине (1).

Далее приведено описание первого варианта реализации настоящего изобретения со ссылкой на фиг.1. В этом варианте верхний (11) и нижний (12) анатомические адаптационные элементы содержат пластины, называемые анатомическими, которые закрывают соответственно верхнюю (1) и нижнюю (2) пластины. Верхняя (222) и нижняя (111) поверхности соответственно нижнего (22) и верхнего (11) анатомических адаптационных элементов могут иметь крепление, в котором размещены соответственно нижняя (2) и верхняя (1) пластины. В другом альтернативном варианте эти верхняя (222) и нижняя (111) поверхности анатомических адаптационных элементов могут быть плоские и включать стопоры, которые, как и в вышеупомянутых креплениях, предотвращают перемещение соответственно нижней (2) и верхней (1) пластин относительно анатомических адаптационных элементов. Верхняя (222) и нижняя (111) поверхности соответственно нижнего (22) и верхнего (11) анатомических адаптационных элементов удлиняют соответственно верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности верхней (1) и нижней (2) пластин для формирования контактной поверхности протеза с прилегающими позвонками, которая больше, чем в случае отсутствия анатомических адаптационных элементов (11, 22). Различные размеры анатомических пластин анатомических адаптационных элементов (11, 22) могут быть адаптированы к одному модулю, сформированному двумя пластинами (1, 2) и ядром (3), для обеспечения плотного прилегания протеза к позвонкам различных размеров.

В варианте протеза в соответствии с настоящим изобретением, показанном на фиг.2, анатомические адаптационные элементы (11, 22) содержат коронки, которые окружают верхнюю (1) и нижнюю (2) пластины. В этом варианте края верхней (10) и нижней (20) поверхностей соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин скошены и комплементарны соответственно с нижним (111) и верхним (222) внутренними краями соответственно верхней (11) и нижней (22) коронок. Края пластин (1, 2) и анатомических адаптационных коронок (11, 22) наклонной формы взаимодействуют с

крепежными средствами (113, 223) анатомических адаптационных элементов, чтобы удерживать анатомические адаптационные коронки (11, 22) в одной плоскости с соответственно верхней (1) и нижней (2) пластинами протеза. Анатомические адаптационные коронки (11, 22) удлиняют соответственно верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин для формирования контактной поверхности протеза с прилегающими позвонками, которая больше, чем в случае отсутствия анатомических адаптационных элементов (11, 22). Также, как в случае вышеупомянутых анатомических пластин (11, 22), один модуль, образованный двумя пластинами (1, 2) и ядром (3), может быть, таким образом, адаптирован к позвонкам различных размеров благодаря различным размерам коронок анатомических адаптационных элементов (11, 22).

Во всех вариантах реализации настоящего изобретения анатомические адаптационные элементы (11, 22) могут симметрично или асимметрично удлинять верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин. Таким образом, например, передний край анатомических адаптационных элементов (11, 22) может иметь большую контактную поверхность с позвонками, чем задний край, так что вышеописанный центр сочленения протеза совпадает с естественной осью позвоночного столба, то есть смещен от центра к тылу позвонков отдела 2/3-1/3.

В соответствии с указанными вариантами реализации протез межпозвоночного диска в соответствии с настоящим изобретением позволяет, например, исправлять лордоз. Предпочтительно наличие угла между верхней и нижней поверхностями протеза, состоящими в контакте с прилегающими позвонками. Такой угол может быть получен изготовлением верхней пластины (1), у которой срединные плоскости, включающие ее нижнюю (14) и верхнюю (10) поверхности, составляют угол. Другая возможность состоит в том, что угол формируют срединные плоскости нижней пластины (2), включающие ее нижнюю (20) и верхнюю (24) поверхности. Еще одна возможность состоит в том, что угол формируют срединные плоскости по меньшей мере одного из анатомических адаптационных элементов (11, 22), включающие их нижнюю и верхнюю поверхности. Таким образом, один модуль, сформированный из двух пластин (1, 2) и ядра (3), может быть применен, например, чтобы стимулировать или нет лордоз, в зависимости от того, какие анатомические адаптационные элементы (11, 22) установлены в протез. В варианте, показанном на фиг.3, нижняя поверхность (220) нижней анатомической пластины (22) образует угол с ее верхней поверхностью (222). Другая возможность получить такой угол состоит в небольшом смещении ядра (3) относительно центра протеза. Такое небольшое смещение ядра (3) можно поддерживать, например, благодаря настройке расположения штыревых и гнездовых средств (22, 33) зацепления относительно друг друга. Когда хирург желает, например, чтобы протез стимулировал лордоз в пределах конкретного диапазона значений, он выбирает протез, ядро (3) которого может иметь небольшой зазор при поступательном движении и при вращении относительно нижней пластины (2) около позиции, обеспечивающей небольшой постоянный наклон по меньшей мере одной из пластин благодаря точному регулированию средств (23, 33) зацепления между ядром (3) и нижней пластиной (2). Таким образом, в соответствии с указанным вариантом срединные плоскости, включающие верхнюю (110, 222) и нижнюю (111, 220) поверхности каждого из анатомических адаптационных элементов (11, 22), могут быть, по существу, параллельны или формировать острый угол. Наклон, обеспеченный таким углом, позволяет адаптировать форму протеза в целом к

анатомии позвоночного столба или, возможно, исправить дефекты наклона позвонков пациента, для которого предназначен этот протез. Одни и те же анатомические адаптационные элементы (11, 22) могут быть собраны с различными пластинами (1, 2), верхняя (10, 24) и нижняя (14, 20) поверхности которых образуют различные углы. Наоборот, пластины (1, 2), верхняя (10, 24) и нижняя (14, 20) поверхности которых параллельны, собирают с анатомическими адаптационными элементами (11, 22), верхняя (110, 222) и нижняя (111, 220) поверхности которых формируют различные углы. Этот угол между верхней поверхностью (10) верхней пластины (1) и нижней поверхностью (20) нижней пластины (2) может быть определен тем, что срединные плоскости, задающие нижнюю (20, 14) и верхнюю (24, 10) поверхности нижней пластины (2) и/или верхней пластины (1), образуют угол, или ограничением с помощью средств (23, 33) зацепления перемещения ядра (3) вокруг положения, обеспечивающего наклон по меньшей мере одной из пластин (1, 2).

На фиг.1-3 показаны подвижные костные анкеры (60) анатомических адаптационных элементов (11, 22). Эти костные анкеры (60) могут быть преимущественно закреплены на анатомических адаптационных элементах (11, 22) после закрепления их на пластинах (1, 2) и чаще всего после того, как протез вставлен между позвонками. Эта особенность позволяет хирургу легко поместить протез между позвонками и затем вставить костные анкеры (60), как только протез правильно установлен. В варианте, представленном на фиг.1, эти костные анкеры (60) содержат пластину (61) с выступами (62), которые ориентированы таким образом, чтобы предвратить удаление пластины (61), после того как она была вставлена в позвонок. Эта пластина (61), конечно, может быть заменена стержнем в форме гвоздя, например с выступами (62) или без них, чтобы препятствовать его удалению из позвонка. Дальний конец пластины (61) включает закругленную часть (63). Эта закругленная часть формирует своего рода крюк, предназначенный для зацепления за край (16, 26) выреза, выполненного вблизи периферии анатомических адаптационных элементов (11, 22). Этот край (16, 26) выреза образует своего рода стержень, с которым костные анкеры (60) входят в зацепление. Действительно, закругленная часть (63) позволяет зацепить костные анкеры (60) за стержень (16, 26) анатомических адаптационных элементов (11, 22). Этот стержень может, конечно, быть заменен любым эквивалентным средством, обеспечивающим зацепление костных анкером (60).

В вариантах, показанных на фиг.1-9, стержень (16, 26) расположен на переднем крае анатомических адаптационных элементов (11, 22), чтобы обеспечить доступ хирургу, после того как протез был вставлен между позвонками спереди, посредством доступа к позвонкам с их передней стороны. Когда имплантация протеза должна быть выполнена сзади, анатомические адаптационные элементы (11, 22) могут содержать стержень (16, 26), расположенный на заднем крае. Когда имплантация протеза должна быть выполнена через боковой доступ, анатомические адаптационные элементы (11, 22) могут содержать стержень (16, 26), расположенный по меньшей мере на одном из их боковых краев. В варианте, показанном на фиг.2 и 3, закругленная часть (63) пластины (61) с выступами, входящая в состав подвижного костного анкера (60) анатомических адаптационных элементов (11, 22), удлинена посредством второй пластины (61), также снабженной выступами (62), ориентированными таким образом, чтобы препятствовать удалению пластины (61), после того как она была вставлена в позвонок. В варианте, показанном на фиг.2, эта вторая пластина (61) короче первой пластины, а в варианте, показанном на фиг.3, она такой же длины, что и первая пластина. Тот факт, что костные анкеры (60) зацеплены за стержень (16, 26),

обеспечивает переменный угол анкера, что облегчает присоединение протеза. Действительно, в зависимости от возникших препятствий, хирург будет иметь выбор углов, под которыми он может ввести костные анкеры (60) в позвонки.

Более того, тот факт, что костные анкеры (60) могут быть вставлены после расположения протеза между позвонками, обеспечивает возможность регулирования относительного положения различных элементов (1, 2, 3) протеза. Действительно, при введении протеза оказывают давление на подвижные относительно друг друга элементы протеза, вследствие чего они могут прийти в неудачное положение относительно друг друга. В этом случае хирург благодаря настоящему изобретению может регулировать положение протеза между позвонками и относительное положение элементов протеза до окончательного присоединения протеза.

Очевидно, что указанный протез может включать костные анкеры (60), отличные от описанных выше, что не влечет за собой отклонения от объема настоящего изобретения. Отметим в качестве неограничивающего примера, что такие костные анкеры (60) могут содержать крылья, закрепленные на протезе, как в заявке на патент WO 03/039400, или гвоздь, вбитый в позвонок через анатомические адаптационные элементы, как в заявке на патент WO 04/041129. Один из вариантов реализации анкера (60) представлен на фиг.10А, 10В, 11А и 11В.

Костные анкеры (60) в соответствии с этим вариантом содержат крылья, включающие закругленную часть (63), изогнутую так, что крылья могут быть установлены на анатомические адаптационные элементы. Закругленная часть (63) крыла, в частности, показанного на фиг.10В, обеспечивает возможность зацепления анкера (60) за край (16, 26) выреза, выполненного вблизи периферии анатомических адаптационных элементов (11, 22), как, в частности, показано на фиг.11А и 11. Этот край (16, 26) выреза формирует своего рода стержень, за который зацепляют костные анкеры (60), как описано выше. Крыло дополнительно включает штифт (64) (или штырь), выполненный с возможностью вставления в паз (65) на поверхности пластины и/или анатомического адаптационного элемента, на котором должно быть закреплено крыло, как, в частности, показано на фиг.11В. Паз (65) и штифт (64) адаптированы по размерам друг к другу, так что штифт (64) зафиксирован в пазе (65). Например, штифт (64) может иметь, по существу, коническую форму, причем диаметр конуса больше в основании штифта и меньше в вершине. Паз (65) может иметь боковые стенки, выполненные с возможностью взаимодействия с штифтом (64) конической формы, так что штифт плотно входит в паз и таким образом закрепляет костные анкеры (60) на анатомических адаптационных элементах (11, 22). Ширина паза (65) может быть, в частности, больше у поверхности, чем на дне. Костные анкеры (60) таким образом закрепляют на протезе в соответствии с настоящим изобретением, сначала зацепляя закругленную часть (63) за стержень (16, 26) анатомических адаптационных элементов (11, 22) и далее поворачивая костные анкеры (60) вокруг стержня, пока штифт (64) не встанет плотно в паз (65) анатомического адаптационного элемента (11, 22) и/или пластины (1, 2). Крыло (60) может иметь стандартный размер для протеза, выполненного в соответствии с настоящим изобретением, а положение штифта (64) крыла (60) внутри паза (65) можно изменять в зависимости от размеров анатомических адаптационных элементов (11, 22). В зависимости от толщины анатомических адаптационных элементов (11, 22) штифт (64) может только входить в анатомический адаптационный элемент (11, 22) или проходить насквозь через анатомический адаптационный элемент (11, 22) и входить в паз (65) в пластинах (1, 2), как показано, например, на фиг.11В для верхней

пластины (1). Так как размер (диаметр) анатомического адаптационного элемента (11, 22) можно варьировать, то и паз на нем может иметь регулируемую длину и может быть заменен отверстием с регулируемым расстоянием от стержня (16, 26), так что отверстие выполнено с возможностью приема штифта (64). Однако если штифт спроектирован так, что также входит в пластины, то пластины должны включать паз, потому что расстояние от штифта до периферии пластин будет меняться в зависимости от размера анатомического адаптационного элемента (11, 22). После закрепления на анатомических адаптационных элементах (11, 22) крылья (60) могут взаимодействовать с пазом, который высверливают в поверхностях смежных позвонков, с которыми они состоят в контакте. Таким образом, хирург может выполнить паз в поверхностях позвонков, между которыми должен быть вставлен указанный протез. Этот паз в позвонках будет естественно ориентирован относительно сагиттальной плоскости в зависимости от позиции и ориентации крыла. Эту ориентацию определяют заранее, и она устанавливает и поддерживает ориентацию протеза.

Аналогично, глубину паза в позвонках и его протяженность от периферии определяют заранее как функцию размера крыла (60), что обеспечивает хирургу возможность регулировки относительного положения различных элементов протеза и прогнозирования положения протеза относительно естественной оси позвонков. Крылья содержат выступы (66) на своих поверхностях, предназначенные для того, чтобы состоять в контакте с дном паза, выполненного в позвонках. Эти выступы (66) крыла (60) противодействуют выталкиванию протеза из пространства между позвонками, например, в случае, когда на протез действует сильное давление. В частности, из фиг.11В, на которой показаны оба варианта реализации, очевидно, что закругленная часть (63) крыла (60) может быть ориентирована таким образом, что ее можно зацепить за стержень (16, 26) путем введения в вырез, выполненный вблизи периферии анатомических адаптационных элементов (11, 22), или путем введения с внешней стороны этого выреза. Очевидно, что костные анкера (60), описанные выше, в частности, адаптированы к анатомическим адаптационным элементам (11, 22) в соответствии с настоящим изобретением, но могут также быть адаптированы к пластинам других типов протезов межпозвоночного диска, имеющих пластины с отверстием вблизи периферии. Край (16, 26) такого отверстия в пластинах образует своего рода стержень (16, 26), за который может быть зацеплена закругленная часть (63) съемных костных анкеров (60) обоих вариантов реализации.

На фиг.4-9 представлены пластины (1, 2) протеза, снабженные анатомическими адаптационными элементами (11, 22), и показаны различные варианты реализации крепежных средств (113, 223, 15, 25) этих анатомических адаптационных элементов (11, 22). Эти крепежные средства (113, 223, 15, 25) реверсивны. Это означает, что анатомические адаптационные элементы (11, 22) могут быть легко присоединены и отсоединены от пластин (1, 2) протеза. Эти крепежные средства (113, 223, 15, 25) позволяют заменять анатомические адаптационные элементы (11, 22), прикрепленные с возможностью отсоединения к пластинам (1, 2). Крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) содержат крепежные средства (113, 223), которые расположены на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и комплементарны с крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза. Анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) посредством, с одной стороны, контакта по меньшей мере части их нижних (111) и верхних (222) поверхностей по меньшей мере с частью

соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин и посредством, с другой стороны, контакта их крепежных средств (113, 223) с комплементарными крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза. При использовании анатомических пластин (11, 22), показанных, например, на фиг.4А-4D, анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) благодаря тому, что верхняя (10) и нижняя (20) поверхности соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин накрепко присоединены к креплениям на нижней (111) и верхней (222) поверхностях соответственно верхней (11) и нижней (22) анатомических пластин с помощью крепежных средств (113, 223, 15, 25). При использовании анатомических коронок (11, 22), показанных, например, на фиг.5А-5С, анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) благодаря тому, что скошенные части верхней (10) и нижней (20) поверхностей соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин накрепко присоединены к скошенным частям верхней (111) и нижней (222) поверхностей соответственно верхней (11) и нижней (22) анатомических пластин с помощью крепежных средств (113, 223, 15, 25). Далее описаны различные варианты реализации крепежных средств (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) со ссылками на фиг.4-9. Очевидно, что эти крепежные средства описаны лишь в качестве иллюстрации и могут быть заменены любыми эквивалентными крепежными средствами без отклонения от объема настоящего изобретения. Аналогично, настоящее изобретение допускает применение любой комбинации различных крепежных средств (113, 223, 15, 25), описанных ниже.

В некоторых вариантах реализации крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) содержат штыревые крепежные средства (113, 223), расположенные на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и взаимодействующие с гнездовыми крепежными средствами (15, 25), расположенными на пластинах (1, 2). Гнездовые крепежные средства (15, 25) на пластинах (1, 2) могут содержать, например, плоские поверхности (15, 25) на краях пластин (1, 2) или выемки (15, 25), выполненные в краях пластин (1, 2) или в краях гнездовых средств (23) зацепления пластин (1, 2) протеза.

В варианте, показанном на фиг.4А-4В, крепежные средства (113) верхней анатомической пластины (11) включают шипы на заднем крае ее нижней поверхности (111), имеющие форму и размеры, обеспечивающие зацепление с секцией (15) заднего края нижней поверхности (14) верхней пластины (1). Крепежные средства (113) верхней анатомической пластины (11) также содержат защелки на переднем крае ее нижней поверхности (111), представляющие собой оси вращения, на которых установлены запоры, выполненные с возможностью вращения вокруг этой оси и зацепления с секцией (15) заднего края нижней поверхности (14) верхней пластины (1), как, в частности, показано на фиг.4А-4В. На фиг.4А-4С правосторонние защелки показаны в открытом положении, а левосторонние защелки показаны в закрытом положении. В варианте, показанном на фиг.4С и 4D, крепежные средства (223) нижней анатомической пластины (22) содержат на заднем крае ее нижней поверхности (222) шипы, имеющие форму и размеры, обеспечивающие возможность введения без зазора в отверстие (25), выполненное в средствах (23) зацепления нижней пластины (2). Крепежные средства (223) верхней анатомической пластины (22) на переднем крае ее нижней поверхности содержат защелки, представляющие собой ось вращения, на которой установлен запор, выполненный с возможностью зацепления с выемкой (25), выполненной на части средств (23) зацепления на заднем крае нижней пластины (2). Защелки, показанные на фиг.4А-4D,

можно удерживать в закрытом положении с помощью стопоров (55), которые расположены, например, на пластинах (1, 2). Например, как показано на фиг.4С, вырез (55), выполненный в выемке (25) на части средств (23) зацепления нижней пластины (2), препятствует вращению защелки (223) нижней анатомической пластины (22).

В варианте, показанном на фиг.5А-5С, передний и задний края верхних анатомических адаптационных коронок (11) снабжены крепежными средствами (113), содержащими шипы, которые взаимодействуют с плоской секцией (15) на крае нижней поверхности (14) верхней пластины.

В вариантах, показанных на фиг.6А-9D, крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) содержат гнездовые крепежные средства (113, 223), установленные на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и взаимодействующие со штыревыми промежуточными крепежными средствами (50), которые также могут взаимодействовать с гнездовыми крепежными средствами (15, 25), установленными на пластинах (1, 2). Анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) посредством, с одной стороны, контакта по меньшей мере части их верхней (111) и нижней (222) поверхностей по меньшей мере с частью соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин и, с другой стороны, посредством контакта штыревых промежуточных крепежных средств (50) с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2). Крепежные средства (50) содержат подвижную пластину (50) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) на анатомических адаптационных элементах (11, 22) для взаимодействия с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2). Пластина (50) имеет форму, по существу, параллелепипеда и может включать ребра (500), которые расположены на ее боковых краях и, в частности, показаны, например, на фиг.7А. Эти ребра (500) штыревых промежуточных крепежных средств (50) комплементарны по форме с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) пластин (1, 2), снабженными боковыми направляющими, в которых скользят эти ребра (500). Эта комплементарность формы ребер (500), направляющих гнездовых крепежных средств (113, 223), а также гнездовых крепежных средств (15, 25) препятствует выходу пластины (50) из этих гнездовых крепежных средств (113, 223, 15, 25) до того, как она будет заблокирована стопором (55).

Крепежные средства (50) включают стопоры (55), которые блокируют крепежные средства (50) в позиции, в которой они взаимодействуют как с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22), так и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2). Эти стопоры (55), которые содержат, например, по меньшей мере одну неровность (55) формы на по меньшей мере одной стороне этой пластины (50) и предназначены для взаимодействия по меньшей мере с вырезом (550), выполненным в гнездовых крепежных средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) и/или в гнездовых крепежных средствах (15, 25) пластин (1, 2). Вырез (550) может быть комплементарным по форме со штыревыми промежуточными крепежными средствами (50) или их стопором, как показано на фиг.6А и 6В.

В варианте, показанном на фиг.6А, пластина, образующая штыревые промежуточные крепежные средства (50), расширена к заднему концу, а неровность

формы, образующая стопоры (55), содержит щель на задней половине пластины (50). Эта щель (55) зажимает задний конец пластины (50) при ее введении в гнездовые крепежные средства (113, 223) верхнего и/или нижнего анатомических адаптационных элементов (11, 22), как показано для левосторонней пластины на фиг.6А. Когда пластина (50) достигает конца хода в направляющей, образованной гнездовыми крепежными средствами (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) и гнездовыми крепежными средствами (15, 25) пластин (1, 2), то есть, когда она взаимодействует с этими двумя крепежными средствами одновременно, вырезы (550), выполненные, например, в гнездовых средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22), отделяют пластину (50) от ее держателя, как показано для правосторонней пластины на фиг.6А. Фиг.7В иллюстрирует перспективный вид этого варианта крепежных средств, в которых гнездовые крепежные средства (25), выполненные в средствах (23) зацепления нижней пластины (2), удерживают пластину (50). Эта фигура также замечательно иллюстрирует тот факт, что крепление, расположенное, например, на нижней анатомической пластине (22), может быть глубже, чем толщина нижней пластины (2). В зависимости от размера средств (23, 33) зацепления нижней пластины (2) ядра (3) края этого крепления будут обеспечивать периферийную опору, возможно, ограничивающую перемещение ядра (3) относительно нижней пластины (2). В варианте, показанном на фиг.6В, неровности формы, образующие стопоры (55) штыревых промежуточных крепежных средств (50), содержат запоры на боковых краях пластины (50). Как показано для левосторонней пластины (50) на фиг.6В, эти запоры (55) зажаты, когда вставлены в направляющие гнездовых крепежных средств (113, 223). Когда пластина задвинута до блокирования, запоры (55) естественно входят с раскрытием в вырезы (550), предусмотренные на боковых краях гнездовых крепежных средств (113, 223) верхних и/или нижних анатомических адаптационных элементов (11, 22), как показано для правосторонней пластины (50) на фиг.6В.

На фиг.7А и 8А-8D показан еще один альтернативный вариант штыревых промежуточных крепежных средств (50). В этом варианте неровности формы пластины (50), образующие стопоры (55) пластины (50), содержат отверстие в штыревых промежуточных крепежных средствах (50), удлиненных посредством отверстия (550) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22), как, в частности, показано на фиг.8В. Отверстие (550) предназначено для размещения стопорного штифта (55), блокирующего штыревые промежуточные крепежные средства (50) в положении, в котором они взаимодействуют с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2), как показано на фиг.8С.

Еще один альтернативный вариант стопора (55) штыревых промежуточных крепежных элементов (50) представлен на фиг.9А-9D. В этом альтернативном варианте неровности формы, образующие стопоры (55) пластины (50), содержат выступы (55) на нижней поверхности пластины и предназначены для взаимодействия с вырезом (550) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов, чтобы препятствовать удалению пластины (50) после ее введения до гнездовых крепежных средств (15, 25) пластин (1, 2), как показано на фиг.9D.

Для специалистов очевидно, что настоящее изобретение допускает многочисленные варианты реализации в других конкретных формах без отклонения от объема

заявленного изобретения. Следовательно, варианты реализации должны рассматриваться как примеры и могут быть изменены в пределах объема, определенного приложенной формулой, а настоящее изобретение не ограничено деталями, приведенными выше.

Формула изобретения

1. Протез межпозвоночного диска, включающий по меньшей мере три части, а именно верхнюю пластину (1), нижнюю пластину (2) и подвижное по меньшей мере по отношению к одной пластине ядро (3), отличающийся тем, что он содержит два анатомических адаптационных элемента (11, 22), увеличивающих диаметр и/или высоту протеза, причем каждый адаптационный элемент (11, 22) содержит, с одной стороны, поверхность (110, 220), состоящую в контакте с поверхностью позвонка и, с другой стороны, поверхность (111), по меньшей мере часть которой имеет поверхность, состоящую в контакте по меньшей мере с частью той пластины (1 или 2), напротив которой установлен анатомический адаптационный элемент (11 или 22), причем анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) крепежными средствами (113, 223).

2. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) содержат коронки, окружающие пластины (1 и 2) и удлиняющие их соответственно верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности, благодаря чему при наличии анатомических адаптационных элементов (11, 22) контактные поверхности протеза, состоящие в контакте с прилегающими позвонками поверхностей протеза, больше, чем при отсутствии анатомических адаптационных элементов (11, 22), причем на указанных пластинах для их адаптации к позвонкам различных размеров установлены и адаптированы коронки анатомических адаптационных элементов (11, 22) различных размеров.

3. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) содержат пластины, называемые анатомическими, которые закрывают пластины (1) и (2) и удлиняют их соответственно верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности, благодаря чему при наличии анатомических адаптационных элементов (11, 22) контактные поверхности протеза, состоящие в контакте с прилегающими позвонками поверхностей протеза, больше, чем при отсутствии анатомических адаптационных элементов (11, 22), причем на указанных пластинах для их адаптации к позвонкам различных размеров установлены и адаптированы пластины анатомических адаптационных элементов (11, 22) различных размеров.

4. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) симметрично удлиняют верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин, благодаря чему обеспечено эквивалентное удлинение этих поверхностей (10, 20) на различных передних, задних и боковых краях пластин (1, 2).

5. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) асимметрично удлиняют верхнюю (10) и нижнюю (20) поверхности соответственно верхней (1) и нижней (2) пластин, благодаря чему удлинение этих поверхностей (10, 20) по меньшей мере на одном из таких краев этих пластин (1, 2), как передний, задний и боковой, больше, чем на других их краях.

6. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором верхняя поверхность (30) ядра (3) состоит в контакте по меньшей мере с одной частью нижней поверхности (14)

верхней пластины (1), а нижняя поверхность (34) ядра (3) состоит в контакте по меньшей мере с одной частью верхней поверхности (24) нижней пластины (2).

7. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором по меньшей мере часть (140) поверхности (14, 24) по меньшей мере одной пластины (1, 2) выполнена вогнутой и соответствует выпуклой поверхности (30) ядра (3), с которым она состоит в контакте.

8. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором по меньшей мере часть поверхности (14, 24) по меньшей мере одной пластины (1, 2) выполнена плоской и соответствует плоской поверхности (34) ядра (3), с которым она состоит в контакте.

9. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором вблизи краев по меньшей мере одной пластины (1, 2) и ядра (3) расположены штыревые и гнездовые средства (23, 33) взаимного зацепления, ограничивающие поступательное движение ядра (3) по отношению к этой пластине (1, 2) вдоль оси, по существу параллельной этой пластине (1, 2), и с ограничением или подавлением вращательного движения ядра (3) по отношению к этой пластине (1, 2) вокруг оси, по существу перпендикулярной этой пластине (1, 2).

10. Протез межпозвоночного диска по п.9, в котором размеры всех штыревых средств (33) зацепления несколько меньше, чем размеры всех гнездовых средств (23) зацепления для обеспечения некоторого зазора между ядром (3) и пластиной (1, 2), снабженными этими средствами зацепления.

11. Протез межпозвоночного диска по п.9, в котором размеры всех штыревых средств (33) зацепления, по существу, равны размерам всех гнездовых средств (23) зацепления для исключения наличия зазора между ядром (3) и пластиной (1, 2), снабженными этими средствами зацепления.

12. Протез межпозвоночного диска по п.9, в котором средства (23) зацепления пластины (1, 2) представляют собой гнездовые средства зацепления, взаимодействующие с штыревыми средствами (33) зацепления ядра (3).

13. Протез межпозвоночного диска по п.12, в котором штыревые средства (33) зацепления ядра (3) содержат два блока, расположенные на двух боковых краях ядра (3), а гнездовые средства (23) зацепления пластины (1, 2) содержат четыре стенки, расположенные попарно на каждом из двух боковых краев этой пластины (1, 2).

14. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) протеза реверсивны и позволяют заменять анатомические адаптационные элементы (11, 22), подвижно установленные на пластинах (1, 2) протеза.

15. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) содержат крепежные средства (113, 223), расположенные на анатомических адаптационных элементах (11, 22), соответствующие крепежным средствам (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза.

16. Протез межпозвоночного диска по п.15, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) с одной стороны посредством контакта по меньшей мере с частью их поверхностей (111 и 222), обращенных по меньшей мере к части пластин (1, 2), а с другой стороны посредством контакта их крепежных средств (113, 223) с соответствующими крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза.

17. Протез межпозвоночного диска по п.15, в котором крепежные средства (113, 223, 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) содержат штыревые крепежные средства (113, 223), расположенные на анатомических

адаптационных элементах (11, 22) и взаимодействующие с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза или наоборот.

18. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором гнездовые крепежные средства (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза имеют плоские поверхности (15, 25),
5 расположенные на краях пластин (1, 2) протеза.

19. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором гнездовые крепежные средства (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза имеют выемки (15, 25), выполненные в краях другой пластины (1, 2) протеза.

10 20. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором гнездовые крепежные средства (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза имеют выемки, выполненные в краях гнездовых средств (23) зацепления пластин (1, 2) протеза.

15 21. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором гнездовые крепежные средства (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза имеют плоские поверхности (15) на краях одной из пластин (1) и выемки (25) в гнездовых средствах (23) зацепления на краях другой пластины (2) протеза.

22. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором гнездовые крепежные средства (15, 25) по меньшей мере на одной из пластин (1,2) протеза имеют плоские
20 поверхности (15, 25) по меньшей мере на первом крае одной из пластин (1, 2) и выемки (15, 25) по меньшей мере во втором крае указанной пластины (1, 2), причем второй край геометрически обращен к первому краю указанной пластины (1, 2).

23. Протез межпозвоночного диска по п.17, в котором по меньшей мере одно из
25 гнездовых крепежных средств (15, 25) на пластинах (1,2) протеза включает по меньшей мере один выступ (55) для блокирования штыревых крепежных средств (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на этих гнездовых крепежных средствах (15, 25).

24. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором крепежные средства (113, 223,
30 15, 25) анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2) содержат гнездовые крепежные средства (113, 223), расположенные на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и взаимодействующие со штыревыми промежуточными крепежными средствами (50), которые могут также взаимодействовать с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2).

35 25. Протез межпозвоночного диска по п.24, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) закреплены на пластинах (1, 2) с одной стороны посредством контакта по меньшей мере части их верхней (111) и нижней (222) поверхностей по меньшей мере с частью соответственно верхней (1) и нижней (2)
40 пластин, а с другой стороны посредством контакта штыревых промежуточных крепежных средств (50) с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2).

45 26. Протез межпозвоночного диска по п.24, в котором штыревые промежуточные крепежные средства (50) содержат стопоры (55), блокирующие штыревые промежуточные крепежные средства (50) в положении, в котором они взаимодействуют как с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22), так и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25)
50 на пластинах (1, 2) протеза.

27. Протез межпозвоночного диска по п.26, в котором штыревые промежуточные крепежные средства (50) включают подвижную пластину (50) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) на анатомических адаптационных элементах (11, 22),

предназначенную для взаимодействия с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2), причем стопор (55) штыревых промежуточных крепежных средств (50) содержит по меньшей мере одну неровность (55) формы, расположенную по меньшей мере на одной стороне этой пластины (50) и предназначенную для
 5 взаимодействия по меньшей мере с вырезом (550) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) и/или в гнездовых крепежных средствах (15, 25) пластины (1, 2) с блокировкой таким образом штыревых промежуточных крепежных средств (50) в положении, в котором они
 10 взаимодействуют как с гнездовыми крепежными средствами (113, 223) анатомического адаптационного элемента (11, 22), так и с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2).

28. Протез межпозвоночного диска по п.26, в котором стопоры (55) штыревых промежуточных крепежных средств (50) содержат отверстие в штыревых
 15 промежуточных крепежных средствах (50) и в гнездовых крепежных средствах (113, 223) на анатомических адаптационных элементах (11, 22), причем отверстие (550) в гнездовых крепежных средствах (113, 223) анатомических адаптационных элементов (11, 22) предназначено для размещения стопорного штифта (55),
 20 блокирующего штыревые промежуточные крепежные средства (50) в положении, в котором они взаимодействуют с гнездовыми крепежными средствами (15, 25) на пластинах (1, 2) протеза.

29. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором срединные плоскости, включающие верхнюю (110, 222) и нижнюю (111, 220) поверхности каждого из
 25 анатомических адаптационных элементов (11, 22), по существу параллельны или образуют острый угол, причем наклон под таким углом позволяет адаптировать форму протеза в целом к анатомии позвоночного столба или, возможно, исправить дефекты наклона позвонков пациента, для которого предназначен указанный протез.

30. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором те же анатомические адаптационные элементы (11, 22) собраны с различными пластинами (1, 2), верхняя (10, 24) и нижняя (14, 20) поверхности которых формируют различные углы.

31. Протез межпозвоночного диска по п.9, в котором угол между верхней поверхностью (10) верхней пластины (1) и нижней поверхностью (20) нижней
 35 пластины (2) задан тем, что срединные плоскости, включающие нижнюю (20, 14) и верхнюю (24, 10) поверхности нижней пластины (2) и/или верхней пластины (1) образуют угол, или задан ограничением, благодаря средствам (23, 33) зацепления, перемещения ядра (3) относительно положения, задающего наклон по меньшей мере
 40 одной из пластин (1, 2).

32. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором те же пластины (1, 2) собраны с ядрами (3) различной толщины и/или различных размеров, и/или различной формы.

33. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) включают подвижные костные анкеры (60), которые
 45 закрепляют на анатомических адаптационных элементах (11, 22) после закрепления анатомических адаптационных элементов (11, 22) на пластинах (1, 2), вставления протеза между позвонками и, возможно, регулирования относительного положения различных элементов (1, 2, 3) протеза.

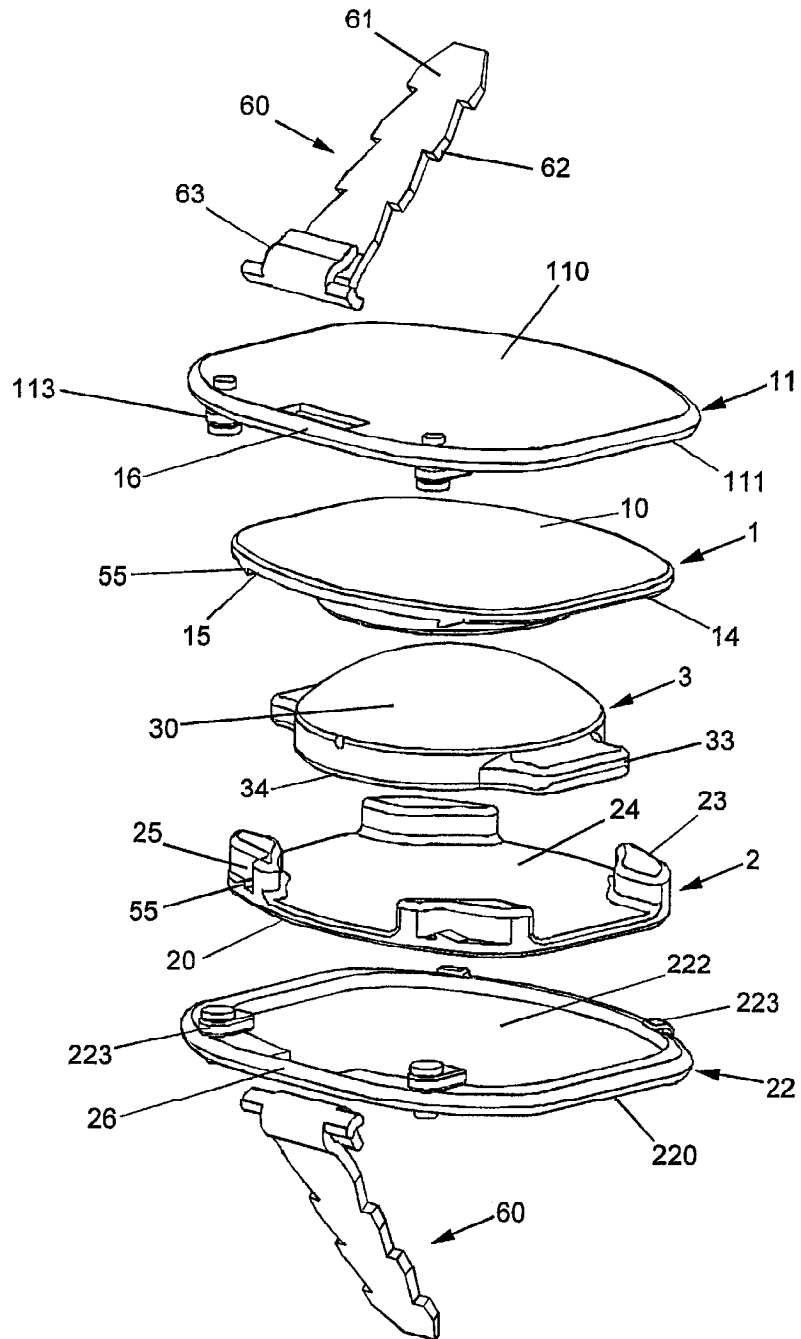
34. Протез межпозвоночного диска по п.33, в котором подвижные костные анкеры (60) анатомических адаптационных элементов (11, 22) содержат по меньшей мере одну пластину (61) с выступами (62), ориентированными таким образом, чтобы
 50 препятствовать удалению пластины (61) после того, как она была вставлена в

позвонок, причем дальний конец пластины (61) содержит закругленную часть (63), предназначенную для зацепления в качестве крюка за край (16, 26) выреза, выполненного вблизи периферии анатомических адаптационных элементов (11, 22).

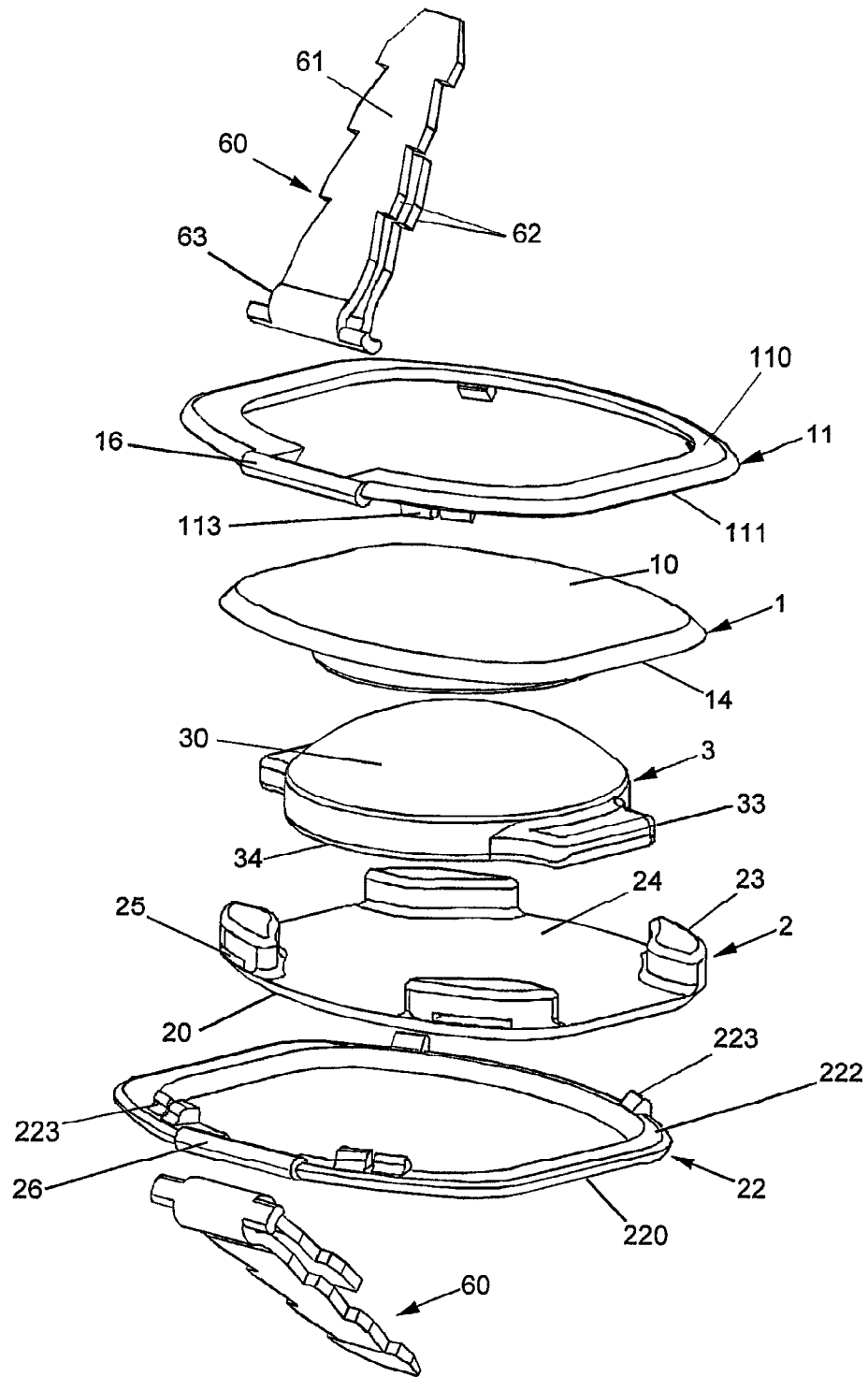
35. Протез межпозвоночного диска по п.34, в котором закругленная часть (63) пластины (61) с выступами, входящей в состав подвижных костных анкеров (60) анатомических адаптационных элементов (11, 22), удлиняет вторую пластину (61), также снабженную выступами (62), ориентированными таким образом, чтобы препятствовать удалению пластины (61) после того, как она вставлена в позвонок.

36. Протез межпозвоночного диска по п.1, в котором анатомические адаптационные элементы (11, 22) включают подвижные костные анкера (60), содержащие по меньшей мере одно крыло, вставляемое в паз, выполненный в прилегающих поверхностях позвонков, между которыми должен быть внедрен указанный протез, причем упомянутое крыло содержит выступы (66), ориентированные таким образом, чтобы препятствовать выталкиванию протеза из пространства между позвонками, а дальний конец крыла (60) содержит закругленную часть (63), предназначенную для зацепления в качестве крюка за край (16, 26) выреза, выполненного вблизи периферии анатомических адаптационных элементов (11, 22).

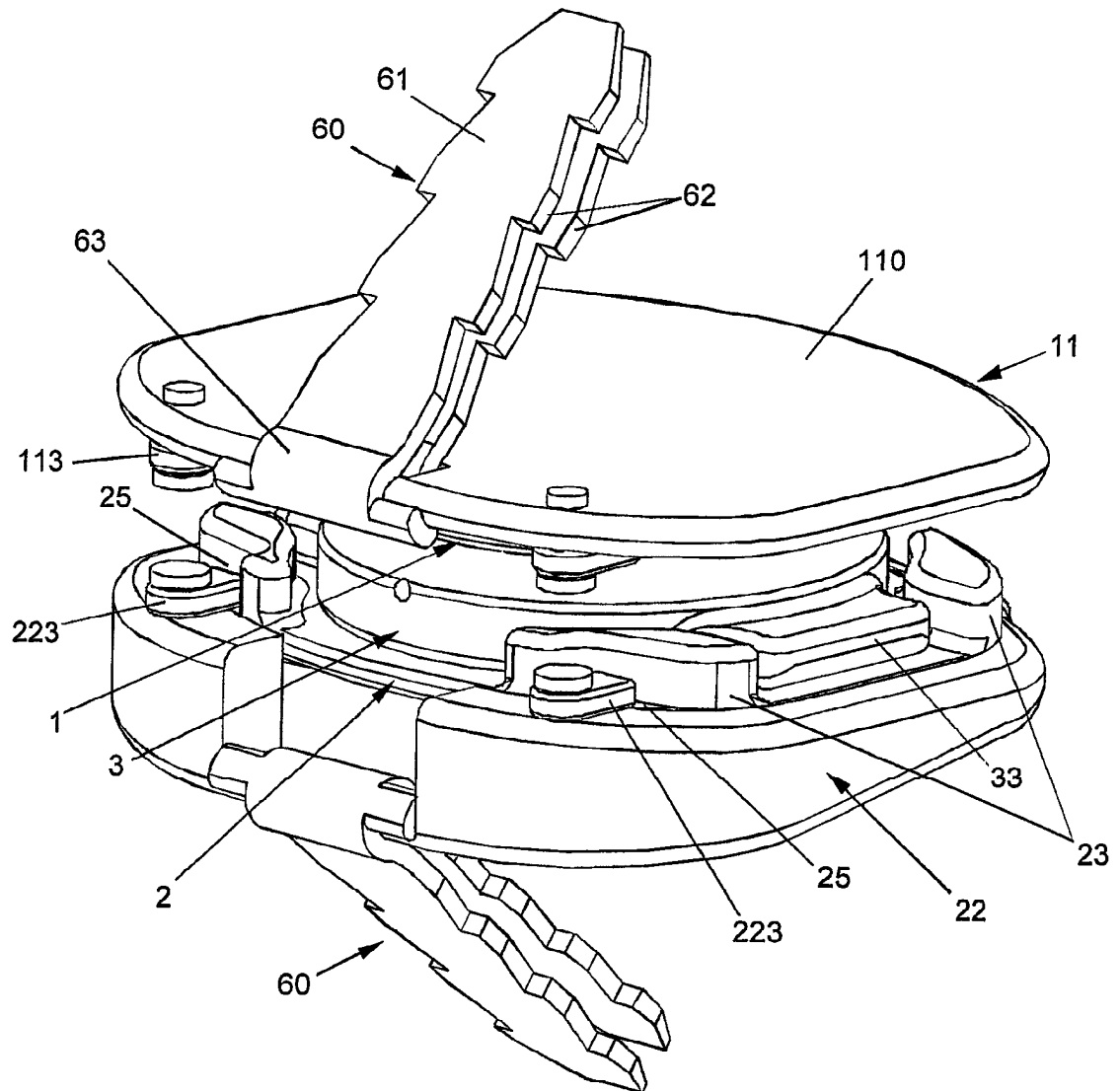
37. Протез межпозвоночного диска по п.36, в котором крыло (60) дополнительно включает штифт (64), размеры которого обеспечивают его плотное вхождение в паз (65) на анатомических адаптационных элементах (11, 22) и/или пластинах (1, 2).



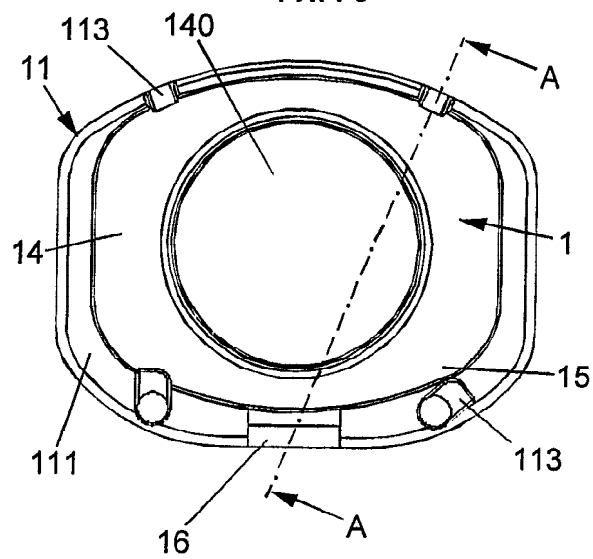
ФИГ. 1



ФИГ. 2

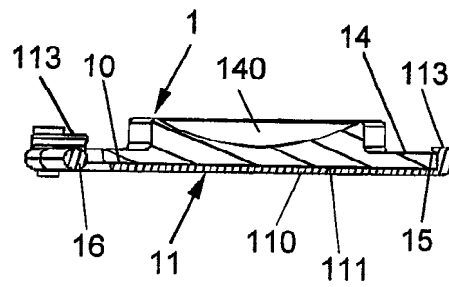


ФИГ. 3

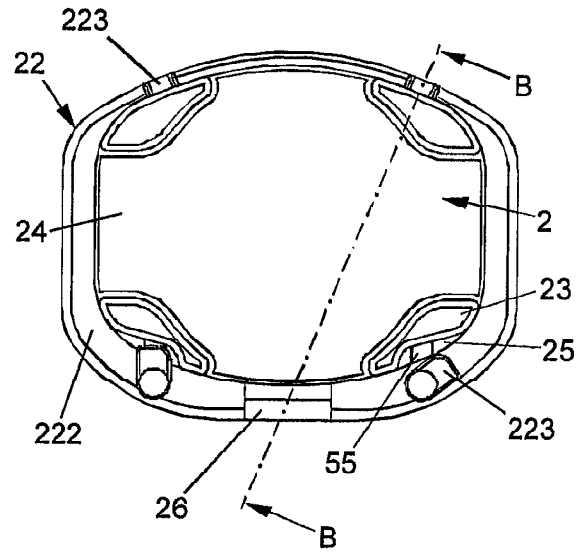


ФИГ. 4А

A - A

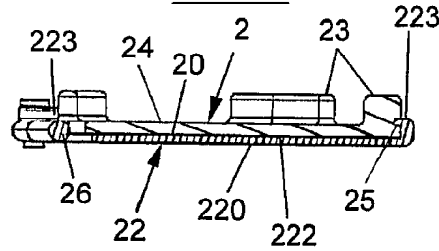


ФИГ. 4В

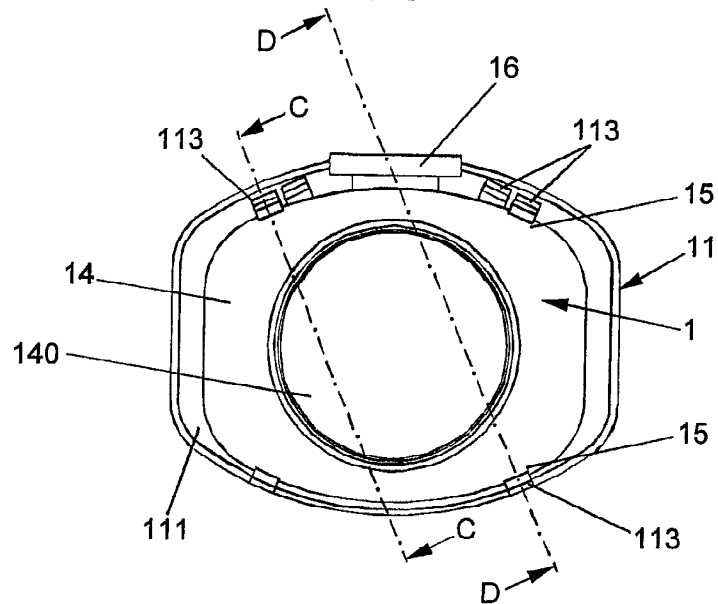


ФИГ. 4С

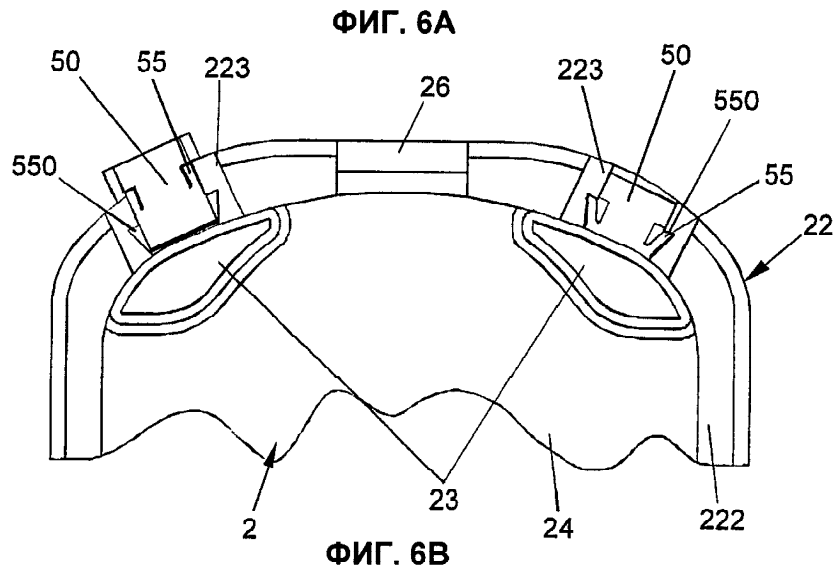
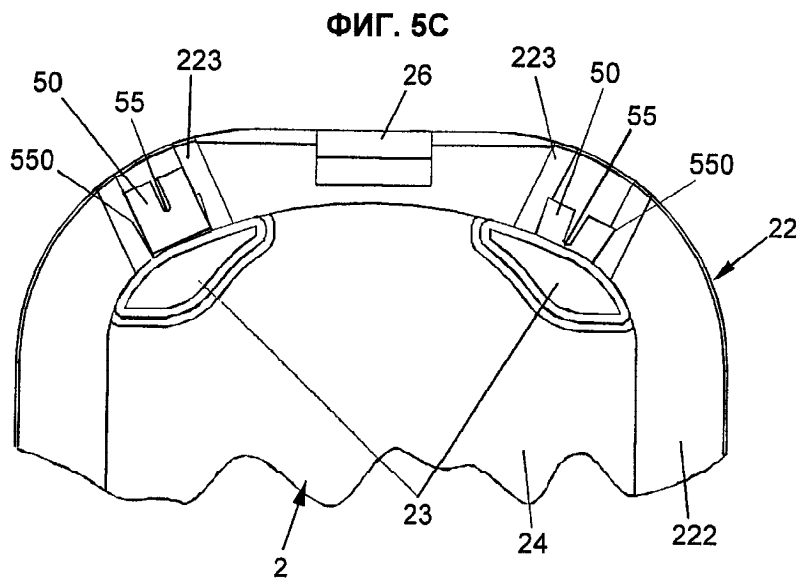
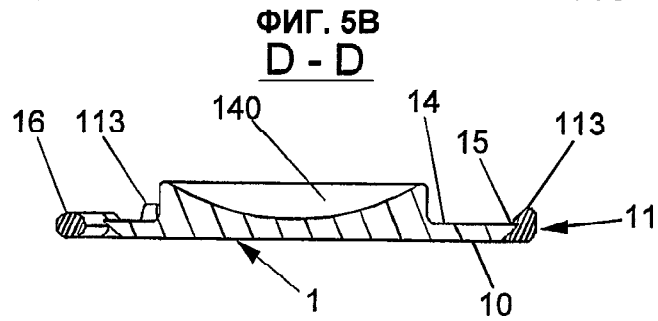
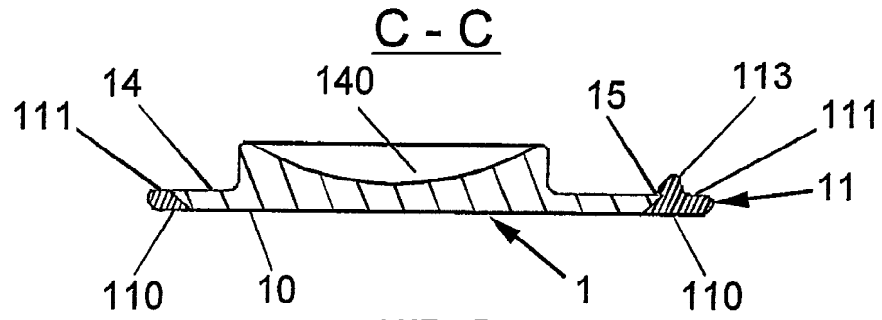
B - B

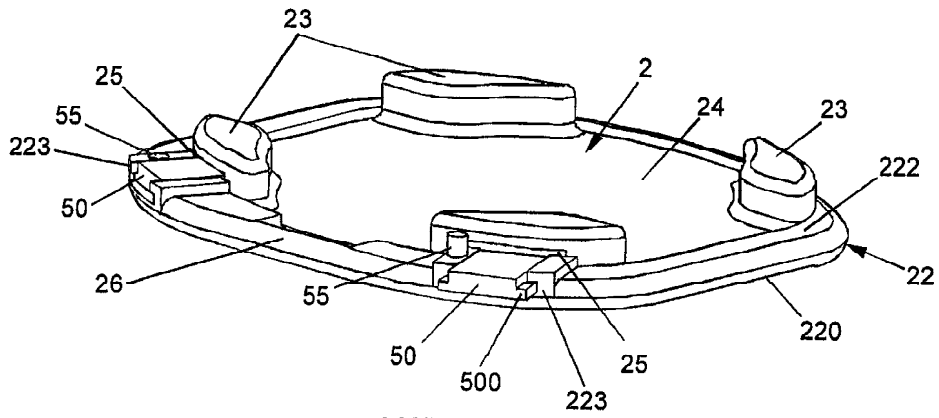


ФИГ. 4D

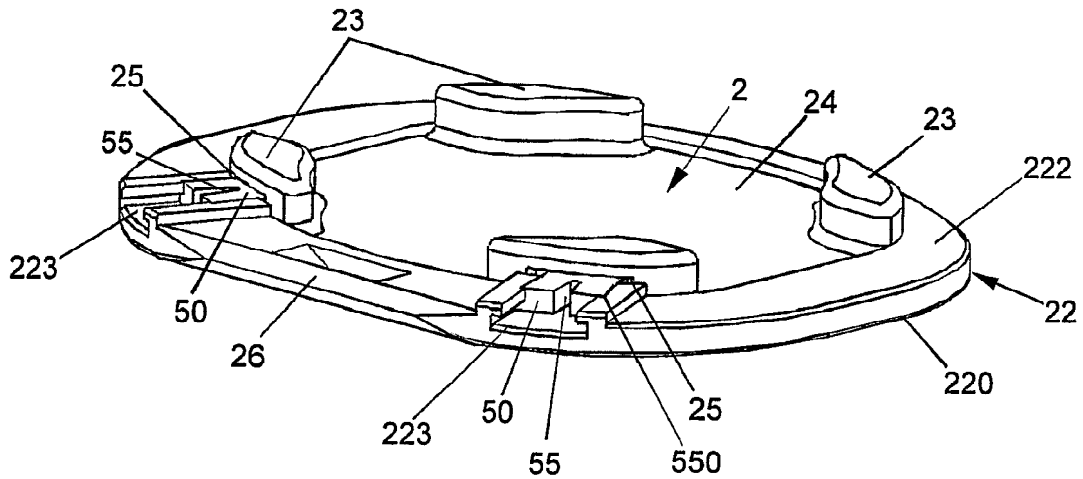


ФИГ. 5А

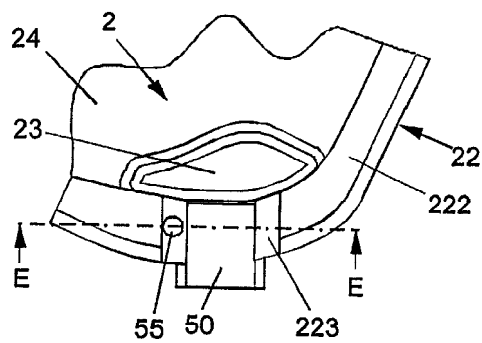




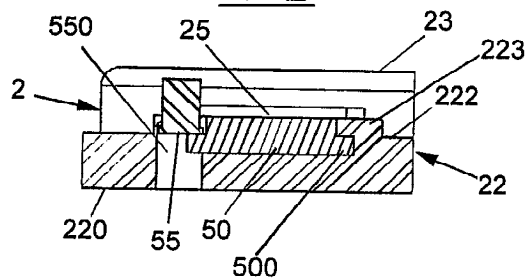
ФИГ. 7А



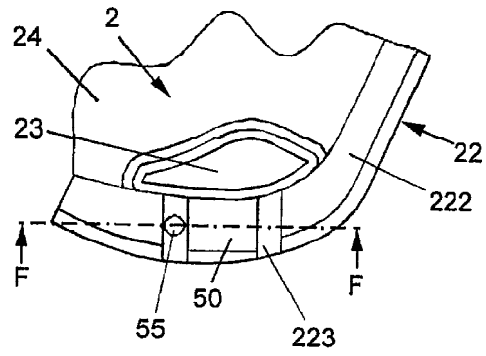
ФИГ. 7В



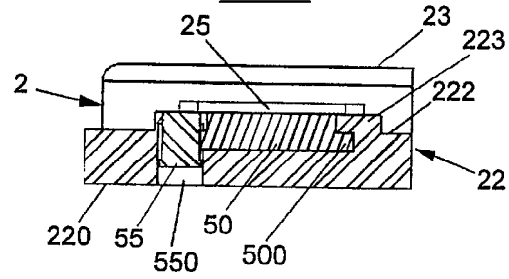
ФИГ. 8А
Е - Е



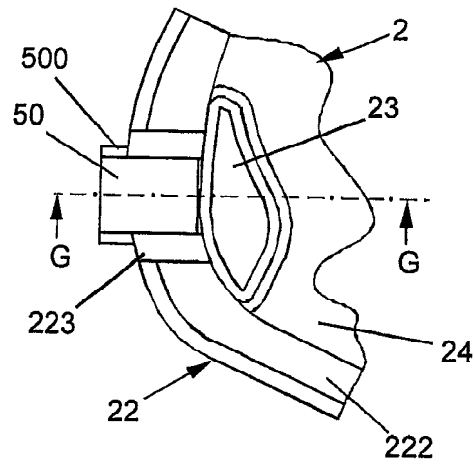
ФИГ. 8В



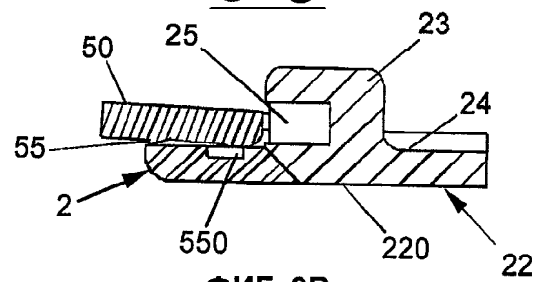
ФИГ. 8С
F - F



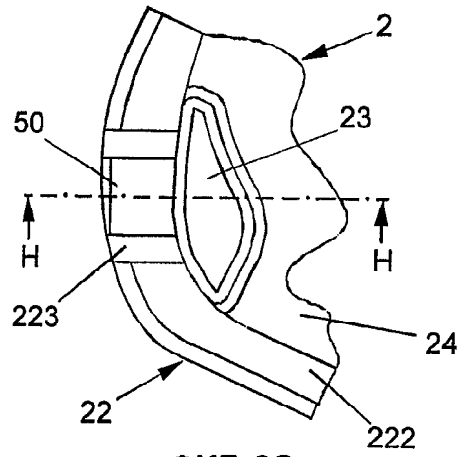
ФИГ. 8D



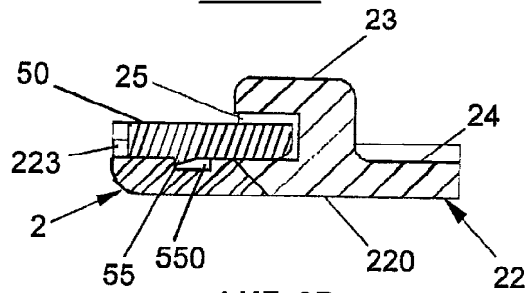
ФИГ. 9А
G - G



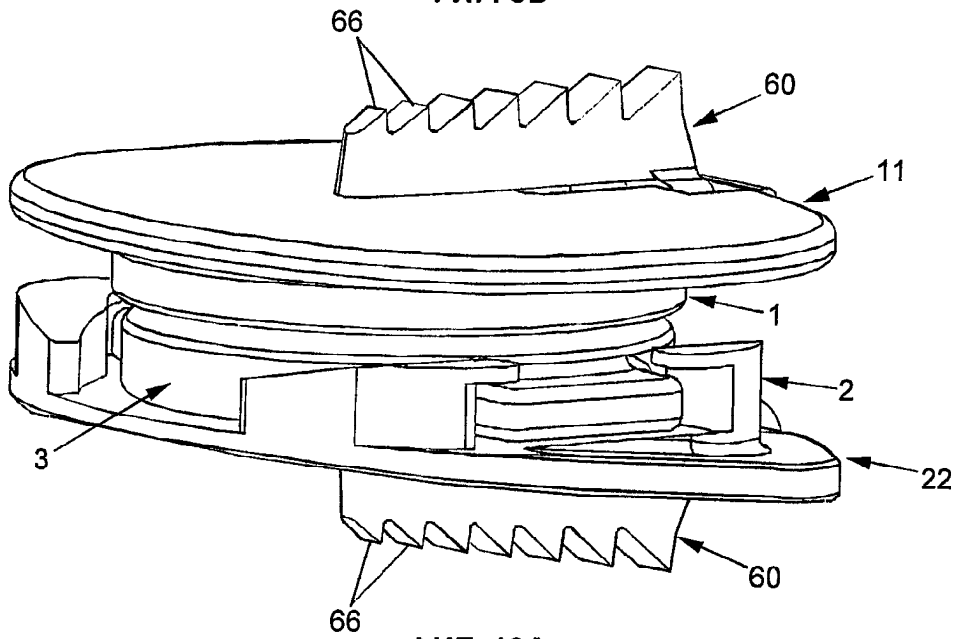
ФИГ. 9В



ФИГ. 9С
H - H



ФИГ. 9D



ФИГ. 10А

