



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 114628

(13) C2

(51) МПК

A61F 2/28 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

A61B 17/72 (2006.01)

A61F 2/36 (2006.01)

A61F 2/38 (2006.01)

МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

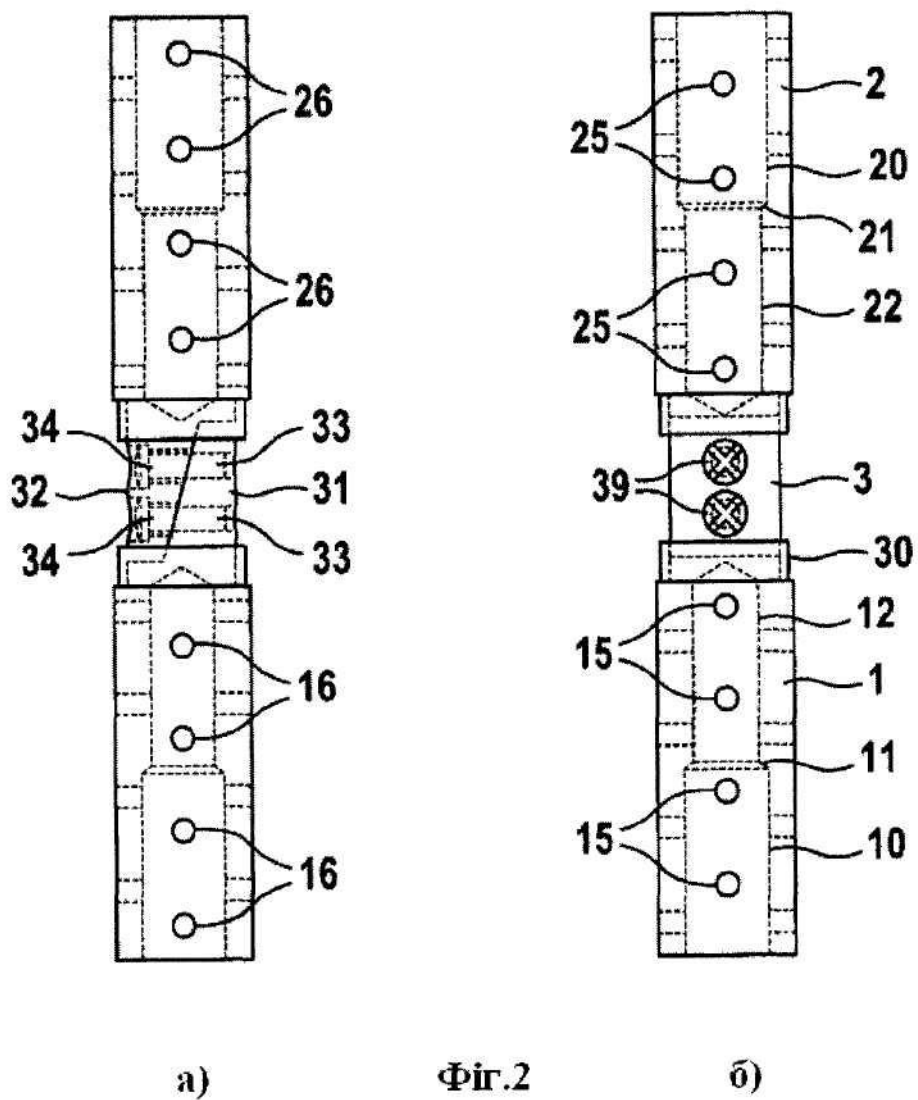
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(21) Номер заявки:	а 2014 12663	(72) Винахідник(и):	Лінк Гельмут Д. (DE)
(22) Дата подання заявки:	08.05.2013	(73) Власник(и):	ВАЛЬДЕМАР ЛІНК ГМБХ & КО. КГ, Barkhausenweg 10, 22339 Hamburg, Germany (DE)
(24) Дата, з якої є чинними права на винахід:	10.07.2017	(74) Представник:	Боровик Петро Антонович, реєстр. №166
(31) Номер попередньої заявки відповідно до Паризької конвенції:	12167795.9	(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою:	WO 00/30569 A1, 20.11.1999 US 7998218 B1, 16.08.2011 US 5062849 A, 05.11.1991 UA 95156 C2, 11.07.2011 UA 2004042595, 17.10.2005
(32) Дата подання попередньої заявки відповідно до Паризької конвенції:	11.05.2012		
(33) Код держави-учасниці Паризької конвенції, до якої подано попередню заявку:	EP		
(41) Публікація відомостей про заявку:	25.03.2015, Бюл.№ 6		
(46) Публікація відомостей про видачу патенту:	10.07.2017, Бюл.№ 13		
(86) Номер та дата подання міжнародної заявки, поданої відповідно до Договору РСТ	PCT/EP2013/059589, 08.05.2013		

(54) АРМУЮЧИЙ ІМПЛАНТАТ ДЛЯ ПОДОВЖЕНОЇ КІСТКИ, ЗОКРЕМА СТЕГНОВОЇ КІСТКИ**(57) Реферат:**

Винахід стосується армуючого імплантата для анкерних стрижнів (96, 97) двох протезів (94, 95), розташованих навпроти один одного на подовженій кістці, зокрема на стегновій кістці (9). Відповідно до винаходу імплантат має, як правило, форму подовженого стрижня та приймальну гільзу (1, 2) на обох кінцях для відповідного анкерного стрижня (96, 97), та має роз'ємну з'єднувальну деталь (3) для жорсткого з'єднання, яка розміщена між приймальними гільзами. Таким чином, між двома анкерними стрижнями утворюється силова перемичка, в результаті чого кістка більше не є об'єктом передачі зусилля, зокрема, в чутливу проміжну зону, розташовану між двома анкерними стрижнями.

UA 114628 C2



Винахід відноситься до армуючого імплантату для анкерних стрижнів двох протезів, розташованих навпроти один одного на подовженій кістці, зокрема, на стегновій кістці.

Протези, зокрема з'єднувальні протези, часто використовують в області найважливіших кінцівок тіла людини внаслідок їх фізичного зносу або мальформації. В даному випадку на практиці особливої уваги заслуговує стегнова кістка або стегно. У людини її верхній кінець взаємодіє з тазостегновим суглобом, у той час як її нижній кінець взаємодіє з колінним суглобом. Операції на шийці стегна з імплантацією штучного кульшового суглоба трапляються досить часто. Стегнова частина тазостегнового протеза розташована в верхньому кінці стегнової кістки. Згадана стегнова частина, що має кулясту головку, надійно закріплюється за допомогою анкерного стрижня і з'єднана з приєднаним елементом, встановленим в чашоподібній порожнині. Анкерний стрижень, несучий кулясту головку, проникає в кістково-мозкову порожнину стегнової кістки і, в залежності від конфігурації і розміру протеза, він може досягти значної глибини в кістково-мозковій порожнині. Те ж саме можна сказати і відносно колінного суглоба, який дуже часто є об'єктом операції, в який імплантується штучний колінний суглоб. Як і у випадку тазостегнового протеза, стегнова частина протеза колінного суглоба також надійно закріплюється анкерним стрижнем, який вводиться в кістково-мозкову порожнину стегнової кістки знизу. На практиці пацієнт нерідко має обидва з'єднувальних протеза, імплантованих в стегнову кістку. Це необов'язково вимагає імплантації протезів в один і той же час; насправді, вони часто також імплантуються в різний час, один після іншого.

Хоча кожен з двох з'єднувальних протезів сам по собі на практиці демонструє хороші функціональні характеристики, а також довготривалу міцність, в деяких випадках вирішальним фактором є те, що присутність двох таких з'єднувальних протезів в одній стегновій кістці може призвести до негативної взаємодії. Це обумовлено, зокрема, тим фактом, що анкерні стрижні, вставлені в стегнову кістку з обох кінців, сприяють зміцненню стегнової кістки у відповідних кінцевих ділянках, де анкерні стрижні входять в кістково-мозкову порожнину стегнової кістки. У той же час проміжна область, в яку не входить жоден з двох анкерних стрижнів, не зміцнюється. Незважаючи на те, що сама по собі біологічно вона не має дефектів, ця проміжна область, таким чином, послаблюється в порівнянні з кінцевими ділянками, які зміцнюються за допомогою анкерних стрижнів, а тому не дивно, що переломи кістки відбуваються тут в результаті не рівномірного розподілу сил і, отже, значно високого ступеня навантаження.

Відомо, що в проміжній області можуть бути передбачені металеві пластинки для скріплення уламків кістки. Ці металеві пластинки мають перевагу, що полягає в тому, що їх імплантація на практиці не є складною і, крім того, вони також можуть бути швидко імплантовані на більш пізньому етапі. Цей останній аргумент особливо важливий, якщо з'єднувальні протези імплантуються в різний час. У цьому випадку зміцнююча металева пластинка для скріплення кістки потребує імплантації тільки тоді, коли імплантується другий з'єднувальний протез (наприклад, колінний протез, якщо протез тазостегнового суглоба вже присутній). Недоліком металевих пластинок для скріплення кістки є те, що вони повинні бути порівняно великими для того, щоб досягти достатньої механічної міцності, що відповідно вимагає досить великої хірургічної рани в проміжній області гомілкової кістки. Ще один недолік був виявлений на практиці і полягає він у тому, що міцність такого кріплення часто незадовільна. Зокрема, гвинти, використовувані для кріплення металевих пластинок до кістки подекуди відриваються або навіть руйнують металеву пластинку. Посилення гвинтів є важкою справою, оскільки наявні варіанти розташування гвинтів обмежені через анкерні стрижні, що вже знаходяться в зоні кріплення кісткових гвинтів. Було встановлено, що зміцнення пластинок також є ускладненим, оскільки в цій зоні є лише обмежене покриття м'яких тканин. Не усувається небезпека і при зміцненні з допомогою металевих пластинок, оскільки у них немає ефективної протидії, що накладає додаткові ризики на пацієнта, який в будь-якому випадку вже піддався двом важким операціям з імплантації з'єднувальних протезів.

Метою винаходу є створення армуючого імплантату такого типу, який згаданий на початку цієї заявki, і який позбавлений цих недоліків.

Відповідно до винаходу рішення полягає в армуючому імплантаті, що має характеристики за пунктом 1 формули винаходу. Воно також полягає в методі імплантації за пунктом 15. Переважні варіанти здійснення винаходу представлені в залежних пунктах формули.

У армуючому імплантаті для анкерних стрижнів двох протезів, які розташовуються протилежно один одному на подовженій кістці, зокрема, на гомілковій кістці, відповідно до винаходу передбачається, що армуючий імплантат має, як правило, форму витягнутого стрижня і має на обох кінцях приймальну гільзу протеза для відповідного анкерного стрижня і роз'ємну з'єднувальну деталь для жорсткого з'єднання двох приймальних гільз протеза, яка розташована між приймальними гільзами протеза.

Винахід ґрунтується на принципі, відповідно до якого два анкерних стрижня щільно затиснуті приймальними гільзами протеза і з'єднані один з одним тугою пресованою посадкою з'єднувальної деталі, наявної на армуючому імплантаті. Таким чином, між двома анкерними стрижнями утворюється силова перемичка, в результаті чого кістка більше не є засобом

передачі зусилля, зокрема, в чутливу проміжну зону, розташовану між двома анкерними стрижнями. Це допомагає зберегти кістку. Вона також сприяє більш рівномірному розподілу зусилля на кістку, оскільки остання тепер армована по всій довжині стегового каналу. Цим ефективно усувається деформація відносно міцності кістки. Результатом цього є те, що переломи в проміжній зоні більше не трапляються.

Бажано, щоб приймальні гільзи протеза конструювалися як універсальні перехідні втулки для анкерних стрижнів різних розмірів. Це дозволяє вставляти і надійно закріплювати з'єднувальні протези різних типів і розмірів за допомогою їх анкерних стрижнів. Це дуже важливо, оскільки у випадку протезів, які імплантуються в різний час, неможливо виключити ймовірність того, що з'єднувальний протез на одному кінці може бути виготовлений іншим виробником на відміну від з'єднувального протезу на іншому кінці, результатом чого є те, що анкерні стрижні повністю відрізняються різною конфігурацією. Універсальна перехідна втулка в гільзі протеза в цьому випадку також забезпечує безпечне і надійне кріплення. З цієї метою доцільно конструювати приймальню гільзу протеза таким чином, щоб передбачений у ній приймальний канал по своїй ширині був ступінчастим. Це означає, що зовнішня зона приймального каналу має велику ширину, ніж зона приймального каналу у внутрішньому напрямку, тобто зона в напрямку до з'єднувальної деталі. Такого роду ступінчастий приймальний канал не тільки дозволяє благополучно приймати стрижні різної ширини і діаметра, а й також дає можливість особливо надійного кріплення стрижнів, що мають кінцеві зони конічної форми.

Для того, щоб фіксувати анкерні стрижні в приймальній гільзі протеза і уникнути випадкового переміщення з випаданням із приймальної гільзи протеза, бажано передбачити кілька кріпильних отворів, розташованих рядами на приймальній гільзі протеза. Кріпильні отвори призначені для установки кріпильних гвинтів. В результаті, анкерний стрижень може бути жорстко зафіксований у приймальній гільзі протеза. Достатньо міцне і стабільне кріплення, таким чином, досягається навіть при значних навантаженнях і на тривалий період часу аж до декількох років. Переважним є те, щоб кріпильні отвори розташовувалися уздовж осі по колу. Це також дозволяє надійно закріпити анкерні стрижні, які за формою не є симетричними відносно осі.

Для того, щоб забезпечити надійне анкерне кріплення, бажано, щоб кріпильні гвинти мали конічні головки. При високому поверхневому тиску на зовнішню оболонку анкерного стрижня це забезпечує надійне кріплення без хитання. Особливо бажано, щоб головка робилася з твердого металу, яка завдяки своїй твердості могла б входити в зовнішню оболонку стрижня. Це забезпечує ще більш надійне кріплення.

Переважно, щоб кріпильні отвори забезпечувалися запірними пристроями, які перешкоджають випадковому ослабленню кріпильних гвинтів. Цим досягається високий рівень безпеки кріплення навіть на тривалий період часу, який розраховується на роки або десятиліття. Запірні пристрої можуть бути у формі пластикових вставок.

Доцільно приймальній гільзі протеза задавати такі розміри, щоб її довжина була б в три рази більше ширини анкерного стрижня. Було встановлено, що кращого і більш міцного з'єднання в стеговій кістці можна досягти, якщо існує така відносно тривала за довжиною опора анкерного стрижня. Це надзвичайно важливо, особливо у випадку стегової кістки, оскільки довжина останньої може призводити до значних зусиль важільного типу на два з'єднувальних протеза: кульшового та колінного.

На противагу цьому доцільно, щоб з'єднувальна деталь була короткою. У даному випадку слово коротка розуміється у значенні, що довжина з'єднувальної деталі не більше ширини приймальної гільзи протеза. Таким чином, особливо в зоні високих навантажень, зменшення навантаження досягається шляхом укорочення плеча важеля. В результаті відповідно до винаходу підвищується міцність армуючого імплантату.

З'єднувальна деталь переважно виконана у вигляді клинчастого роз'єму. Останній має перевагу, яка дозволяє двом компонентам, тобто двом приймальним гільзам закріплюватися без зазорів, навіть якщо роз'єм піддається великому зусиллю.

Переважно виконувати клинчастий роз'єм так, щоб він включав два плоских клина, розташованих в протилежних напрямках. Розташування в протилежних напрямках розуміється у значенні, що кожен із двох плоских клинів розташовується на одній з двох приймальних гільз і продовжується в напрямку іншої. Плоскі клини розуміються як клини, головним чином, з

прямокутним поперечним перерізом, де висота прямокутника безперервно зменшується в напрямку вершини в залежності від положення клина. Результатом цього є надзвичайно компактне і силове з'єднання в з'єднувальній деталі.

Переважно, щоб для клинчастого роз'єму передбачалися кріпильні гвинти. Вони дозволяють під час операції зафіксувати клинчастий роз'єм без зазору, однак, тим не менш, вони також дозволяють демонтувати з'єднання, якщо виявиться, що необхідно провести реімплантацію. Бажано, щоб кріпильні гвинти імплантувались таким чином, щоб вони розташовувалися на одній лінії, принаймні, з одним рядом кріпильних отворів, що знаходяться на приймальній гільзі протеза. Це полегшує доступ до гвинтів під час операції.

Крім того, винахід відноситься до методу імплантації описаного вище армуючого імплантату, який включає одягнення приймальних гільз протеза способом проштовхування на кінці анкерних стрижнів, закріплення приймальних гільз, створення бічного розсічення тканини для доступу до центральної зони подовженої кістки, вставка приймальних гільз з анкерними стрижнями з боку відповідного кінця кістки, під'єднання з'єднувальної деталі і закріплення з'єднувальної деталі з використанням розсічення тканини для доступу. Для подальшого пояснення надається посилання на згаданий вище опис.

Нижче представлено більш докладне пояснення винаходу з посиланням на прикладене креслення, на якому для ілюстрації зображений кращий варіант здійснення винаходу. На кресленні:

На Фіг. 1 зображений вид в перспективі демонстраційного варіанту здійснення армуючого імплантату;

На Фіг. 2a і 2b показані відповідно вид зверху і вид збоку демонстраційного варіанту, зображеного на Фіг. 1;

На Фіг. 3 зображений вид окремих деталей армуючого імплантату відповідно до першого демонстраційного варіанту;

На Фіг. 4 зображено армуючий імплантат в імплантованому положенні на стегновій кістці, як він виглядає на рентгенівському знімку;

На Фіг. 5 зображено перелом стегнової кістки без армуючого імплантату, як він виглядає на рентгенівському знімку.

Демонстраційний варіант армуючого імплантату відповідно до винаходу описаний нижче. Він включає в якості своїх основних компонентів приймальну гільзу протеза 1, 2 на кожному зі своїх двох кінців і між ними з'єднувальну деталь 3. Приймальна гільза протеза 1 розташовується на віддаленому кінці, тобто на стороні в напрямку дальньої кінцівки тіла, в той час як приймальна гільза 2 розташовується на ближній стороні.

Конструкція двох приймальних гільз протеза 1, 2 описана нижче. Це робиться на прикладі віддаленої приймальної гільзи 1. Ближня приймальна гільза 2 має ідентичну конструкцію, а тому не потребує окремого пояснення. Дистанційна приймальна гільза 1 по суті має порожню циліндричну форму з гладким зовнішнім покриттям. Переважно, щоб вона була виготовлена з біологічно сумісного металу, зокрема, з кобальтохромового молібдену (CoCrMo). Її зовнішній діаметр вибирається таким чином, щоб він був не більше ширини кістки, на якій проводиться процедура імплантації. На ілюстраційному варіанті показаний армуючий імплантат, призначений для імплантації на стегнову кістку 9.

У своїй внутрішній частині приймальна гільза 1 має внутрішню порожнину 10, що проходить вздовж напрямку осі. Ця порожнина 10 має ступінчасту конфігурацію з фаскою 11, розташованою приблизно посередині відстані до примикаючої до неї зони з більш вузьким діаметром 12. Порожнина 10 розширюється на торці приймальної гільзи 1. В оболонці приймальної гільзи 1 утворені ряди отворів, розташовані попарно відповідно навпроти один одного. Чотири отвори 15 відповідно розташовані на передній і задній поверхні (див. Фіг. 2b), у той час як чотири отвори 16 подібним же чином розташовані вздовж осі з відступом на двох бічних поверхнях (див. Фіг. 2a). Відступ обирається таким чином, щоб один з отворів в ряду отворів 16 розташовувався приблизно по центру між отворами в ряду отворів 15, і навпаки. Це чітко можна побачити на Фіг. 1. Переважно, щоб приймальні отвори були з різьбою для застосування кріпильного гвинта 29 (див. Фіг. 3). Приймальні отвори орієнтовані таким чином, щоб вони були спрямовані до центральної осі порожнини 10. Як буде пояснено нижче більш докладно, вони служать для закріплення анкерного стрижня, який проштовхується в приймальну порожнину.

Клинчастий елемент 31 з'єднувальної деталі 3 розташований на протилежному торці кінця ближньої приймальної гільзи протеза 1. Він взаємодіє з клиноподібним елементом 32 додаткової конструкції на віддаленій приймальній гільзі 2. Клиноподібні елементи 31, 32 розташовані таким чином, що своїми скошеними гранями вони впираються один в одного.

Клинчастий елемент 32 має два приймальних отвори 34, які розташовані один позаду іншого у напрямку осі приймальної гільзи 2 і які в зібраному стані розташовані на одній прямій з двома приймальними отворами 33, розташованими відповідно один позаду іншого у напрямку осі на приймальній гільзі 1. У приймальних отворах 33 нанесена внутрішня різьба. У зібраному стані кріпильний гвинт 39 вкручується в розташовані в одну лінію отвори 34, 33, входить в контакт з внутрішньою різьбою приймального отвору 33 і, таким чином, затягується. В результаті цього два клинчастих елемента 31, 32 з'єднувальної деталі щільно упираються один в одне і, таким чином, утворюють посадку з натягом, а також з'єднання з геометричним замиканням. Це з'єднання може приймати надзвичайно великі зусилля і, завдяки роботі клинів, воно також не має зазору.

Як приклад, який стосується розмірів варіанту, призначеного для демонстрації винаходу, можна вказати, що для приймальних гільз протеза 1, 2 обирається довжина, рівна приблизно 90 мм, а для з'єднувальної деталі обирається довжина, рівна приблизно 25 мм. Ширина внутрішньої порожнини в районі торця становить близько 18 мм, а в районі більш глибокої звуженої частини близько 15 мм. Найбільший зовнішній діаметр приймальної гільзи складає близько 30 мм. Переважно, щоб клиноподібні елементи 31, 32 мали ширину і в зібраному стані також і товщину, рівну близько 25 мм. У переважному варіанті, який демонструється, ширина приймального простору ближньої приймальної гільзи 2, тобто порожнини 20 дещо більше в порівнянні з порожниною 10 віддаленої приймальної гільзи 1. Результатом цього є те, що зазвичай більший за розміром стрижень 96 тазостегнового протезу 94 може проштовхуватися тільки в порожнину ближньої приймальної гільзи 2, але не навпаки. Це призводить, з одного боку, до зменшення ризику плутанини.

Використання варіанту армуючого імплантату відповідно до винаходу пояснюється з посиланням на Фіг. 4 і 5. Для демонстрації прикладу використана ситуація, зображена на Фіг. 5, де знаходиться перелом 9 стегнової кістки 9. Стегнова кістка 9 вставлена в штучний тазостегновий суглоб 94, який імплантований анкерним стрижнем 96 в ближню частину 92 стегнової кістки 9. На протилежному дальньому кінці стегнової кістки імплантовано протез колінного суглоба 95, який закріплений анкерним стрижнем 97 у віддаленій зоні 91 стегнової кістки. На рентгенівському знімку відповідно до Фіг. 5 чітко спостерігаються два анкерних стрижня 96, 97 і наскільки далеко вони проникають в кістково-мозкову порожнину стегнової кістки 9, майже торкаючись один одного. Тут також можна побачити, що як ближня, так і віддалена зони 92, 91 армовані відповідними анкерними стрижнями 96, 97, просунутими в ці зони, проте зона, розташована між ними, не армована. Виникає проблема, яка згадувалась на початку, що стосується нерівномірного навантаження на стегнову кістку 9. З попереднього рівня техніки відомо, що робилася спроба закріпити металеву пластинку 98 на зовнішній стороні стегнової кістки, щоб таким чином посилити проміжну зону. Як відомо, цей метод на практиці часто виявляється недостатнім, оскільки металева пластинка 98 ламається, а її кріпильні гвинти вириваються.

Відповідно до винаходу необхідна міцність кріплення може бути досягнута за допомогою армуючого імплантату. Армуючий імплантат однією своєю частиною, переважно віддаленою частиною, що включає віддалену приймальну гільзу 1, насаджується на вільний кінець анкерного стрижня 97 колінного протезу 95. Клинподібний елемент 31 вказує на центр стегнової кістки 9, тобто в даному випадку повернутий в сторону ближнього напрямку. Потім, навпаки, ближня приймальна гільза 2 насаджується на анкерний стрижень 96 тазостегнового протеза 94, її клиноподібний елемент 32 таким же чином спрямований до центру стегнової кістки, в даному випадку в віддаленому напрямку. Кріпильні гвинти 29 вкручуються у відповідні кріпильні отвори 15, 16 і 25, 26 обох компонентів до тих пір, поки кожен з анкерних стрижнів не буде зафіксований. В даному випадку кріплення за допомогою гвинтів дозволяє отримати варіативність відносно осі, тобто анкерні стрижні 96, 97 можуть мати осьові відхилення, однак, тим не менш, вони надійно утримуються в елементах армуючого імплантату. Обидва елементи проштовхуються своїми відповідними краями в кістково-мозкову порожнину стегнової кістки 9 до тих пір, поки клиноподібні елементи 31, 32 не ввійдуть у контакт один з одним (як показано на Фіг. 1). У цьому положенні поєднується з'єднувальна деталь 3 так, що кріпильні гвинти 39 можуть вкручуватися в отвори 33, 34 і щільно затягуватися. Таким чином, отримуємо безперервне з'єднання, яке завдяки цій з'єднувальній деталі є міцним. Це допомагає надійно уникати переломів, зображених на Фіг. 5.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

1. Армуючий імплантат для анкерних стрижнів (96, 97) двох протезів (94, 95), розташованих навпроти один одного на подовженій кістці, який **відрізняється** тим, що імплантат має форму подовженого стрижня, також на обох кінцях має приймальну гільзу (1, 2) для відповідного анкерного стрижня (96, 97), а для жорсткого з'єднання між приймальними гільзами служить з'єднувальна деталь з можливістю роз'єднання (3), при цьому приймальні гільзи (1, 2) сконструйовані у вигляді перехідних втулок для анкерних стрижнів (96, 97) різної ширини, та в приймальних гільзах (1, 2) передбачений приймальний канал (10, 20), виконаний ступінчастим.
2. Армуючий імплантат за п. 1, який **відрізняється** тим, що призначений для анкерних стрижнів (96, 97) двох протезів (94, 95), розташованих на стегновій кістці (9).
3. Армуючий імплантат за п. 1, який **відрізняється** тим, що на приймальних гільзах (1, 2) передбачено кілька кріпильних отворів (15, 16, 25, 26), розташованих рядами; згадані кріпильні отвори (15, 16, 25, 26) призначені для вкручування кріпильних гвинтів (29).
4. Армуючий імплантат за п. 3, який **відрізняється** тим, що кріпильні отвори (15, 16, 25, 26) розташовуються по окружності таким чином, що осі кріпильних отворів (15) розташовані з відступом відносно осей кріпильних отворів (16), а осі кріпильних отворів (25) розташовані з відступом відносно осей кріпильних отворів (26) по довжині армуючого імплантата.
5. Армуючий імплантат за п. 3 або п. 4, який **відрізняється** тим, що кріпильні гвинти (29) мають конічні головки.
6. Армуючий імплантат за пунктами від п. 3 до п. 5, який **відрізняється** тим, що кріпильні отвори (15, 16, 25, 26) виконано разом з запірними пристроями, які перешкоджають випадковому ослабленню кріпильних гвинтів.
7. Армуючий імплантат за одним з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що приймальні гільзи (1, 2) мають довжину, яка щонайменше в три рази більше ширини анкерного стрижня (96, 97).
8. Армуючий імплантат за одним з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що з'єднувальна деталь (3) є короткою, тобто має довжину, яка коротше ширини приймальної гільзи (1, 2).
9. Армуючий імплантат за одним з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що з'єднувальна деталь (3) сконструйована як клиновий роз'єм.
10. Армуючий імплантат за п. 9, який **відрізняється** тим, що клиновий роз'єм включає плоскі клини (31, 32), розташовані в протилежних напрямках.
11. Армуючий імплантат за п. 9 або п. 10, який **відрізняється** тим, що для клинового роз'єму передбачаються кріпильні гвинти (39).
12. Армуючий імплантат за п. 11, який **відрізняється** тим, що кріпильні гвинти (39) орієнтовані таким чином, що вони знаходяться на одній лінії принаймні з одним рядом кріпильних отворів (15, 16), розташованих на приймальних гільзах (1, 2).
13. Армуючий імплантат за одним з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що приймальні канали (10, 20) з кріпильними отворами (15, 16, 25, 26) взаємодіють таким чином, що для анкерних стрижнів (96, 97) формується багатоосьове посадочне місце з відхиленням до осі приймальної гільзи (1, 2).
14. Армуючий імплантат за одним з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що відхилення багатоосьового посадочного місця від осі приймальної гільзи (1, 2) складає до 10°.
15. Спосіб імплантації армуючого імплантата для анкерної фіксації стрижнів двох протезів (94, 95), які розташовуються один навпроти одного на довгій кістці, імплантата, що має приймальну гільзу (1, 2) на обох кінцях для відповідного анкерного стрижня (96, 97) і знаходиться між приймальними гільзами (1, 2) для жорсткого з'єднання з'єднувальної деталі (3) з можливістю роз'єднання, який **відрізняється** тим, що здійснюють насадження приймальної гільзи (1, 2) на вільні кінці анкерних стрижнів (96, 97), закріплення приймальних гільз (1, 2) на анкерних стрижнях (96, 97), створення розсічення тканини для бічного доступу до центральної частини довгої кістки, зокрема стегнової кістки (9), вставляння приймальної гільзи (1, 2) з анкерними стрижнями (96, 97) з відповідного краю кістки, зокрема стегнової кістки (9), і під'єднання з'єднувальної деталі (3) і закріплення з'єднувальної деталі (3), використовуючи бічний доступ.
16. Спосіб за п. 15, який **відрізняється** тим, що призначений для анкерної фіксації стрижнів двох протезів (94, 95), які розташовуються на стегновій кістці (9).

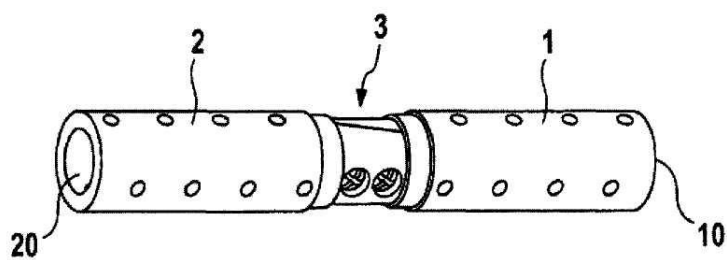


Fig. 1

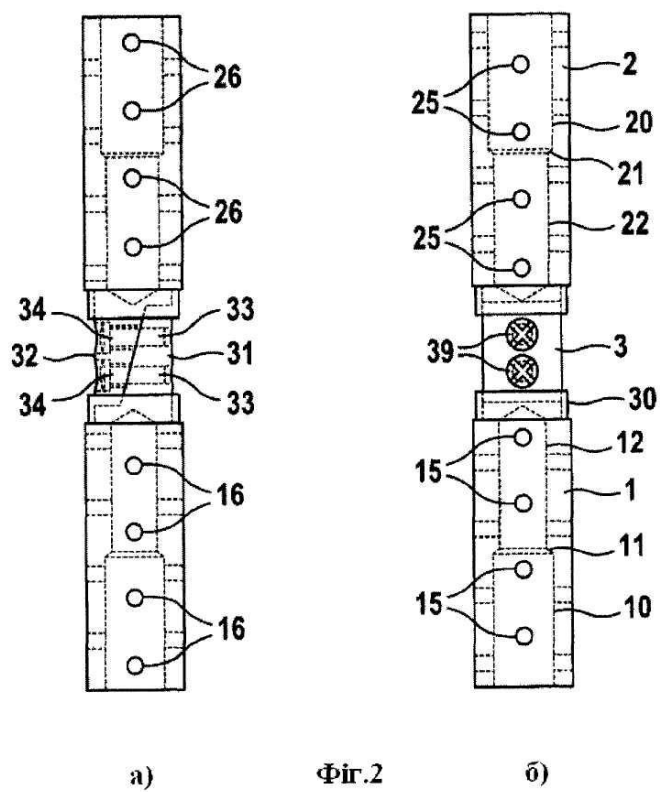


Fig. 2

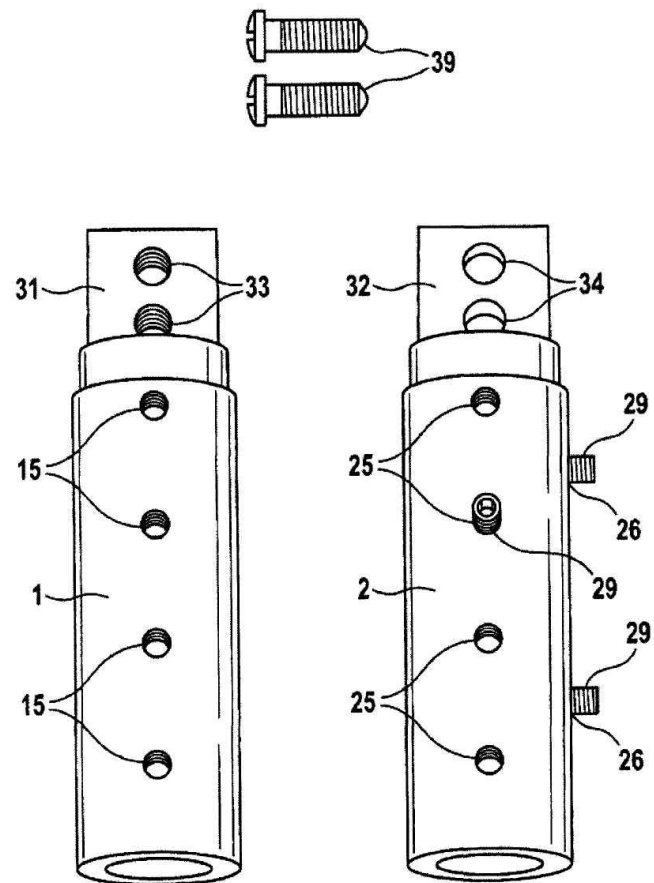


Fig.3

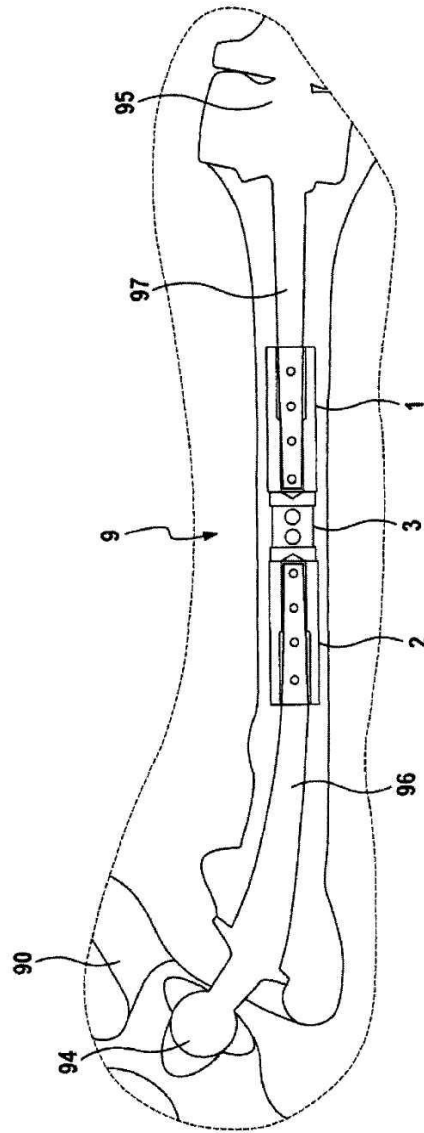


Fig.4

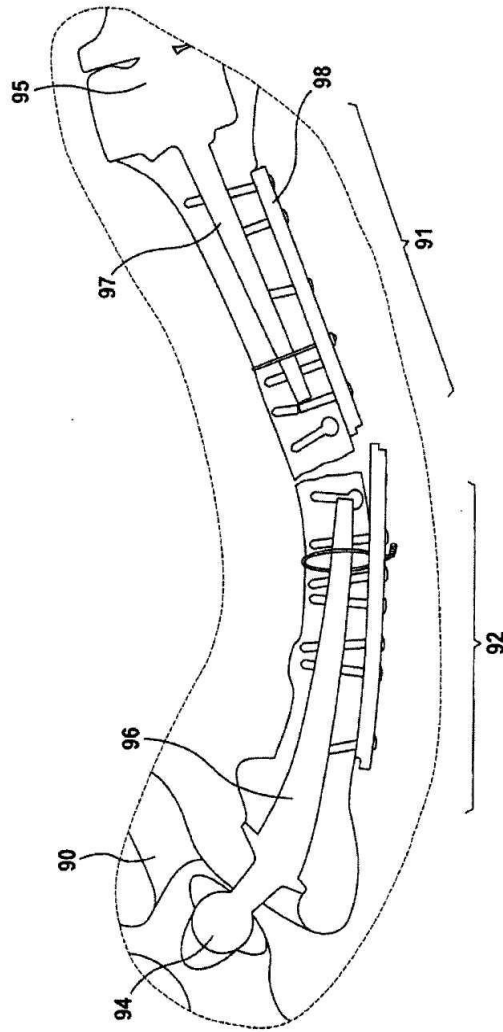


Fig.5

Комп'ютерна верстка В. Мацело

Міністерство економічного розвитку і торгівлі України, вул. М. Грушевського, 12/2, м. Київ, 01008, Україна

ДП "Український інститут інтелектуальної власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601