

Корисна модель відноситься до медицини, а саме - до травматології, ортопедії і кісткової онкології і торкається, безпосередньо, удосконалення ендопротеза для заміщення дефектів довгих трубчастих кісток, наприклад, стегнової, великої гомілкової та інших.

Відомий ендопротез для заміщення дефектів довгих трубчастих кісток, що містить не розімні між собою стержень і два, розташованих по обидві сторони від стержня, наконечники, один з яких виконаний нарізним [а. с. СРСР №799744, А 61 F 2/02, 1981]. Недоліком даного ендопротеза є необхідність у значному розтягуванні тканин, судин і м'язів, що охоплюють ушкоджену ділянку кістки, при монтуванні ендопротеза в порожнинах резектованих фрагментів кістки. Це викликає надмірну травматичність операції і велику тривалість лікування в післяопераційному періоді.

Найбільш близьким по суті і результату, що досягається, до технічного рішення, що пропонується, є ендопротез для заміщення дефектів довгих трубчастих кісток, що містить з'єднані між собою з можливістю розімання порожнистий стержень і наконечники з головками і посадочними конічними шийками [а. с. СРСР №1149968, А 61 F 2/02, А 61 F 2/28, 1985]. Виконання ендопротеза розімним попереджує надмірне розтягування тканин і м'язів при монтажі ендопротеза на резектованих фрагментах кістки і зменшує, таким чином, травматичність операції. З'єднання стержня з наконечниками виконується тут за допомогою конічного штифта, що запресовується в співвісні отвори, виконані в стержні і посадочній шийці наконечника. Але при такому з'єднанні стержня з наконечниками розбирання ендопротезу при наявності такого випадку, є досить складним і пов'язане з необхідністю повторного розгортання тканин і м'язів, що охоплюють дефектну ділянку кістки. Це збільшує тривалість операції та знижує надійність використання ендопротеза. Крім того, використання конічного штифта не гарантує щільну посадку шийки наконечника в стержні, так як він не призводить до впресовування наконечника в стержень в процесі їх збирання. Торцеві поверхні стержня або головок наконечників, що спряжені з кінцевими ділянками резектованої кістки, виконані конічними і входять в порожнину фрагментів даної кістки. При функціонуванні ендопротеза кінцеві ділянки резектованої кістки працюють на розпір, що може викликати потрошення або руйнування фрагментів резектованої кістки. Це знижує функціональну надійність використання відомого ендопротеза.

Завдання даної корисної моделі полягає у створенні ендопротеза для заміщення дефектів довгих трубчастих кісток, який дає можливість у швидкому його роз'єднанні без необхідності повторного розгортання тканин і м'язів, що охоплюють кістку, а також забезпечує щільну посадку наконечника в стержень в процесі його збирання і попереджає розпір кінцевих ділянок резектованої кістки, а, отже, їх руйнування і підвищує, таким чином, функціональну надійність його використання.

Поставлене завдання вирішується тим, що в ендопротезі для заміщення дефектів довгих трубчастих кісток, що містить з'єднані між собою з можливістю розімання порожнистий стержень і наконечники з головками і посадочними конічними шийками, згідно до корисної моделі, по меншій мірі, на одній із кінцевих ділянок стержня виконаний поздовжній крізний паз, а сполучена з ним головка наконечника - у вигляді прямокутника, на торцевих поверхнях стержня або головок наконечників, що спряжені з кінцевими ділянками резектованої кістки, виконані кільцеві канавки, ширина яких дорівнює товщині кортикального шару зазначених ділянок кістки, при цьому стержень має з кожного боку нарізний отвір зі встановленим в ньому гвинтом з конічним хвостовиком, що взаємодіє з конічною канавкою, виконаною на посадочній шийці наконечника, а спряжені між собою торцеві поверхні стержня і головок наконечників виконані криволінійними по дузі кола. Кільцеві канавки на торцевих поверхнях стержня або головок наконечників виконані напівсферичними у поперековому їх перерізу.

Порівняння технічного рішення, що пропонується, з відомим (найближчим аналогом) вказує на те, що новими ознаками тут є такі:

1. Виконання, по меншій мірі, на одній із кінцевих ділянок стержня поздовжнього крізного паза, а сполученої з ним головки наконечника - у вигляді прямокутника.

2. Виконання на торцевих поверхнях стержня або головках наконечників, що спряжена з кінцевими ділянками резектованої кістки, кільцевих канавок, ширина яких дорівнює товщині кортикального шару зазначених ділянок кістки.

3. Наявність з кожного боку стержня нарізного отвору зі встановленим в ньому гвинтом з конічним хвостовиком, що взаємодіє з конічною канавкою, виконаною на посадочній шийці наконечника.

4. Виконання спряжених між собою торцевих поверхонь стержня і головок наконечників криволінійними по дузі кола.

5. Виконання кільцевих канавок на торцевих поверхнях стержня або головках наконечників напівсферичними у поперековому їх перерізу.

Виконання, по меншій мірі, на одній із кінцевих ділянок стержня поздовжнього крізного паза, а сполученої з ним головки наконечника - у вигляді прямокутника попереджає ротаційне зміщення наконечника відносно стержня в процесі функціонування ендопротеза, а також дає змогу для вільного розімання їх між собою без розгортання тканин і м'язів, що охоплюють кістку. Виконання на торцевих поверхнях стержня або головках наконечників, що спряжена з кінцевими ділянками резектованої кістки, кільцевих канавок, ширина яких дорівнює товщині кортикального шару зазначених ділянок кістки створює умови, при яких попереджається виникнення бічних зусиль на розпір кінцевих ділянок кістки. Розтроснення або руйнування окремих фрагментів кістки при цьому не виникає, що підвищує надійність використання ендопротеза.

Наявність з кожного боку стержня нарізного отвору зі встановленим в ньому гвинтом з конічним хвостовиком, що взаємодіє з конічною канавкою, виконаною на посадочній шийці наконечника дає змогу здійснювати за допомогою зазначеного гвинта опресовування наконечника в стержень в процесі їх збирання і підвищити, таким чином, надійність кріплення ендопротеза в цілому.

Виконання спряжених між собою торцевих поверхонь стержня і головок наконечників криволінійними по дузі кола сприяє швидкому роз'єднанню ендопротеза у випадку потреби в цьому шляхом накладання клина в щілину між зазначеними поверхнями. При цьому розгортання тканин і м'язів, що охоплюють кістку, не потребується, що зменшує тривалість операції і підвищує надійність використання ендопротеза.

Виконання кільцевих канавок на торцевих поверхнях стержня або головках наконечників напівсферичними у поперековому їх перерізі сприяє створенню осьових навантажень на кінцеві ділянки резектованої кістки і попереджає виникнення бічних зусиль на них, а, отже, розтрощення і руйнування кістки.

Аналогічних технічних рішень зі схожими ознаками при проведенні патентно-інформаційного пошуку не встановлено. Це свідчить про те, що технічне рішення, що пропонується, є новим і клінічно придатним.

Корисна модель пояснюється кресленням, де на Фіг.1 зображений ендопротез, що пропонується, загальний вигляд; на Фіг.2 - поздовжній розріз; на Фіг.3 - вузол А на Фіг.2, збільшено; на Фіг.4 - вузол Б на Фіг.2, збільшено; на Фіг.5 - переріз АА.

Ендопротез містить з'єднані між собою з можливістю рознімання порожнистий стержень 1 і наконечник 2 з головками 3 і посадочними шийками 4. Стержень виконаний дірчастим і має багату кількість крізних отворів 5. Посадочні шийки наконечників і внутрішня порожнина стержня, з якою вони контактують, виконані конічної форми. На обох наконечниках 2 виконані отвори 6 для розміщення в них штифтів (на кресленні не позначені), за допомогою яких наконечники з'єднуються з фрагментами кістки.

По меншій мірі, на одній із кільцевих ділянок стержня виконаний поздовжній крізний паз 7, а сполучена з ним головка 3 наконечника - у вигляді прямокутника 8. На торцевих поверхнях 9 і 10 стержня 1 або головок 3 наконечників відповідно, що спряжені з кінцевими ділянками резектованої кістки, виконані кільцеві канавки 11, ширина «а» яких дорівнює товщині кортикального шару зазначених ділянок кістки. У поперековому перерізі кільцеві канавки виконані напівсферичними. Стержень має з кожного боку нарізний отвір 12 зі встановленим в ньому гвинтом 13 з конічним хвостовиком 14, що взаємодіє з конічною канавкою 15, виконаною на посадочній шийці 4 наконечника. Спряжені між собою торцеві поверхні 9 і 10 стержня 1 і головок 3 наконечників виконані криволінійними по дузі кола R, величина якого допускає втиснення між ними клиновидного леза. Крім того, ендопротез може мати кріпильні гвинти 16 для додаткового з'єднання наконечників 2 зі стержнем 1.

Ендопротез виконаний із металу, наприклад титану, з напильованням на нього корундової кераміки. Таке виконання ендопротеза підвищує загальну функціональну його надійність і міцність, так як такий метал виключає ламкість, а напильовання корундової кераміки забезпечує зниження післяопераційних ускладнень у вигляді нагноєнь і виключає виникнення металозу.

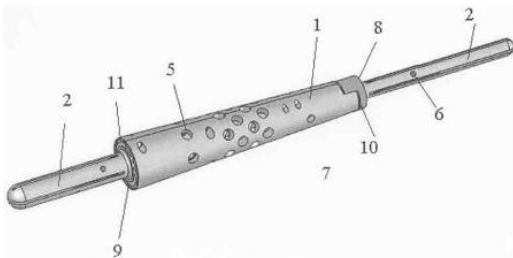
Даний ендопротез використовують при дефектах довгих трубчастих кісток, що створені після травматичних або пухлинних процесів.

Ендопротез використовують наступним чином. Під загальним обезболюванням розтинають шкіру і підшкірні м'язи тканини на рівні патологічного процесу. В операційну рану відділяють проксимальний і дистальний фрагменти материнської кістки при дефекті, а у випадку пухлини або патологічного перелому - патологічний осередок. Здійснюють резекцію і обробку кінців материнської кістки піднадкісточно пилюкою Джиглі у межах здорових тканин із сепаруванням надкісниці, після чого підбирають відповідний ендопротез залежно від розміру дефекту. В кістково-мозкові канали укладається кістковий цемент і вводиться по-перше один із наконечників 2, який укладають в конічну порожнину стержня 1, а потім - другий наконечник 2. При укладанні наконечників в порожнинах стержня прямокутник 8 входить до поздовжнього крізного паза 7, що попереджає в подальшому можливість ротаційного зсуву наконечника відносно стержня. При зближенні стержня до кінцевих ділянок резектованої кістки кільцеві канавки 11 головок 3 наконечників або стержня розташовують на цих ділянках кістки. Виконання на торцевих поверхнях стержня або головок наконечників зазначених канавок напівсферичної форми у поперековому їх перерізі центрує ендопротез в зборі відносно поздовжньої осі кістки, чим створює умови, при яких попереджається виникнення бічних зусиль на розпір кінцевих ділянок кістки. Це попереджає розтрощення або руйнування окремих фрагментів кістки. В подальшому, шляхом повороту гвинтів 13, що взаємодіють конічними хвостовиками 14 з конічними канавками 15, здійснюється опресовування шийок наконечників 2 в конічні порожнини стержня, що підвищує, таким чином, надійність з'єднання ендопротеза в цілому. Крім того, за допомогою гвинтів 16 здійснюється додаткове з'єднання наконечників 2 зі стержнем 1.

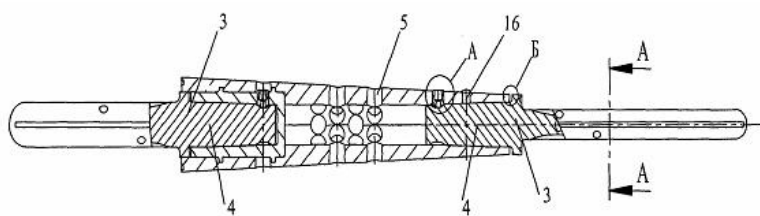
У випадку роз'єднання ендопротеза при проведенні операції, відкручують гвинти 13 і 16, а в щілину між торцевими поверхнями стержня 1 і головок 3 наконечників встановлюють лезо клина і за рахунок легкого натискання на нього здійснюється роз'єднання ендопротеза.

По закріпленню окремих частин ендопротеза між собою відсепарованою надкісницею, обшивають місця стикування ендопротеза з материнською кісткою, м'які тканини зашивають наглухо і кінцівку фіксують тимчасовою гіпсовою лонгеткою у фізіологічному положенні. Наявність крізних отворів 5 на стержні сприяє проникненню нових тканин, що регенеруються, в порожнину стержня і прискорює вживлення ендопротеза до кістки.

Таке конструктивне виконання ендопротеза для заміщення дефектів довгих кісток попереджає руйнування або потрощення кільцевих ділянок резектованої кістки в процесі функціонування ендопротеза, підвищує міцність з'єднання окремих його частин між собою в процесі збирання, а також створює умови для швидкого роз'єднання його у випадках необхідності і підвищує, таким чином, функціональну надійність його використання.

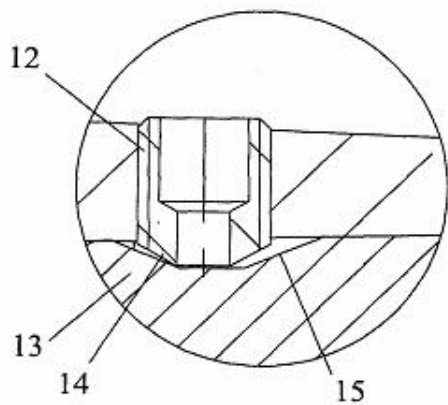


Фіг. 1



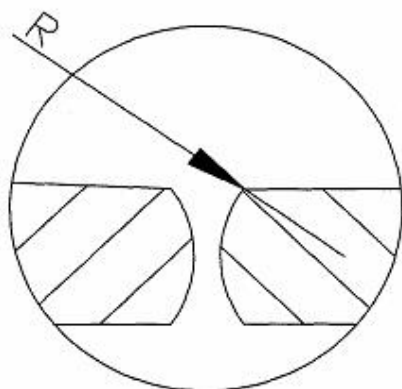
Фиг. 2

Вузол А

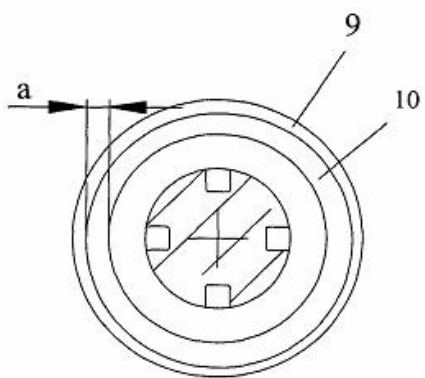


Фиг. 3

Вузол Б



Фиг. 4



Фиг. 5