

Винахід відноситься до медицини, а саме до травматології та ортопедії.

Відомий ендопротез кульшового суглоба, який містить ніжку та голівку (а.с. СССР № 1.424.829, А61F2/28, 1988). Недоліком цього ендопротезу є необхідність використання для кріплення ніжки з кісткою цементної маси. Це ускладнює процес протезування, а використання цементної маси, що містить компоненти, які приводять до розігріву маси до 60 - 70°C, викликає некроз кісткової тканини і погане приживлення ендопротезу.

Відомий ендопротез кульшового суглоба, на ніжці якого виконані профільні та поперечні канали, які служать об'ємами для розміщення у них кістково-мозкової тканини після її проростання (а.с. СССР № 1159567, А61F2/22, 1985). Однак вказані канали знижують поперечний перетин ніжки та зменшують, таким чином, механічну міцність протеза.

Найбільш близьким за технічною суттю та результату, який досягається, до запропонованого технічного рішення є ендопротез кульшового суглоба, який містить з'єднання між собою як єдине ціле кульову голівку, шийку та ніжку, а також пористий прошарок, розташований на ніжці (заява ЕПВ № 0234358, А61F2/28, А61F2/37, 1987). Прошарок у відомому ендопротезі виконаний у вигляді плоскої сітки, яка охоплює медіальний вузький бік ніжки і служить підставою для вросання до неї кісткової тканини та з'єднання, таким чином, ніжки ендопротеза з каналом кістки, яка протезується. Залишкова частина зовнішньої поверхні ніжки ендопротеза виконана гладкою і без прошарку.

Як правило, кістково-мозковий канал, в який встановлюють ніжку ендопротеза при протезуванні суглоба, має у поперечному сеченні невірну яйцевидну або овальну форму. Тому поверхня контакту сітчастої ділянки ніжки протеза з кісткою незначна, так як між більшою частиною внутрішньої поверхні каналу та ніжкою існує значний проміжок, незаповнений сіткою (наповнювальним прошарком). Міцність з'єднання за рахунок цього низька, що знижує ефективність використання відомого ендопротеза при протезуванні.

Задача цього винаходу полягає у створенні ендопротеза кульшового суглоба, який підвищує загальну площу контакту його ніжки з внутрішньою поверхнею кістково-мозкового каналу суглоба, що протезується, а, одже, механо-біологічну міцність вказаного з'єднання та надійність протезування.

Поставлена задача вирішується тим, що в ендопротезі кульшового суглоба, що містить з'єднання між собою, як єдине ціле, кульову голівку, шийку та ніжку, а також пористий прошарок, розташований на ніжці, відповідно до винаходу пористий прошарок виконаний у вигляді набору пружних петель, закріплених одним кінцем на зовнішній поверхні ніжки у декілька рядків вдовж утворюючих зазначеної поверхні. Пружні петлі одного рядка при цьому зміщені по утворюючій зовнішньої поверхні шийки відносно петель іншого, поруч розташованого рядка. Зміщення петель одного рядка відносно петель іншого, поруч розташованого рядка, виконано за величиною, що дорівнює половині відстані між петлями в одному з рядків, а зазначена відстань між петлями при цьому дорівнює половині висоти петлі. Пружні петлі при цьому виконані з біоінертного пружного дроту.

Порівняння пропонуємого ендопротеза кульшового суглоба з відомим (прототипом) показує, що новими значними ознаками тут є наступні:

1. Виконання пористого прошарку у вигляді набору пружних петель, закріплених одним кінцем на зовнішній поверхні ніжки у декілька рядків повздовж утворюючих зазначеної поверхні.

2. Розташування пружних петель одного рядка зі зміщенням їх по утворюючій зовнішньої поверхні ніжки відносно петель іншого, поруч розташованого рядка, при цьому величина вказаного зміщення розташування петель дорівнює половині відстані між петлями, розташованими в одному з рядків, а зазначена відстань між петлями при цьому дорівнює половині висоти петлі.

3. Виконання пружних петель з біоінертного пружного дроту. Виконання пористого прошарку у вигляді набору пружних петель, закріплених одним кінцем на зовнішній поверхні ніжки у декілька рядків повздовж утворюючих зазначеної поверхні при встановленні ніжки ендопротеза у кістково-мозковий канал кістки за рахунок деформації петель у поперечному та вигину їх у поздовжньому напрямках забезпечує утворення об'ємної сітчастої структури у проміжку між незайнятою ніжкою зони кістково-мозкового каналу кістки. При цьому вросання кісткової тканини відбувається на значно більшій площі по кільцевому периметру зазначеного проміжку, що збільшує, таким чином, загальну площу контакту взаємодії ніжки з каналом, який протезується, через пористий прошарок.

Розташування пружних петель одного рядка зі зміщенням їх по утворюючій зовнішньої поверхні ніжки у відносно петель іншого, поруч розташованого рядка, з величиною зміщення, що дорівнює половині відстані між петлями, розташованими в одному з рядків і виконання зазначеної відстані між петлями, що дорівнює половині висоти петлі, підвищує рівномірність заповнення проміжку між ніжкою ендопротеза і стінкою каналу кістки переплетеними між собою пружними петлями та сприяє, таким чином, рівномірності зчеплення кісткової тканини з ендопротезом.

Виконання пружних петель з біоінертного пружного дроту запобігає жмакуванню їх у будь-якій зоні каналу, і, як слід, також сприяє рівномірності та міцності зчеплення внутрішньої поверхні кістки з ендопротезом.

В процесі патентно-інформаційного пошуку аналогічних рішень з подібними ознаками не виявлено. Це вказує на те, що технічне рішення, яке пропонується, є новим, клінічне корисним і має винахідний рівень.

Винахід пояснюється кресленнями, де на фіг.1 схематично зображено ендопротез кульшового суглоба, який пропонується; на фіг.2 - поперечний перетин ніжки ендопротеза при розташуванні її у каналі кістки; на фіг.3 - розгортка зовнішньої поверхні ніжки з закріпленнями на ній петлями; на фіг.4 - поперечний перетин одного з рядків петель А-А на фіг.3; на фіг.5 - поперечний перетин В-В ніжки ендопротезу.

Ендопротез містить з'єднання між собою, як єдине ціле, голівку 1, шийку 2 та ніжку 3, а також пористий прошарок, розташований на ніжці 3. Прошарок виконаний у вигляді набору пружних петель 4, закріплених одним кінцем на зовнішній поверхні 5 в декілька рядків $n_1, n_2, n_3 \dots n_n$ вздовж утворюючих вказаної поверхні. Пружні петлі 4 виконані з біоінертного пружного дроту і розташовані так, що петлі одного рядка, наприклад рядка P_i , зміщені по утворюючій зовнішньої поверхні 5 ніжки відносно петель іншого рядка, наприклад n_2 , при цьому вказане зміщення виконано за величиною "а", що дорівнює половині відстані "b" між петлями в одному рядку, а зазначена відстань між петлями "b" дорівнює половині висоти петлі "h".

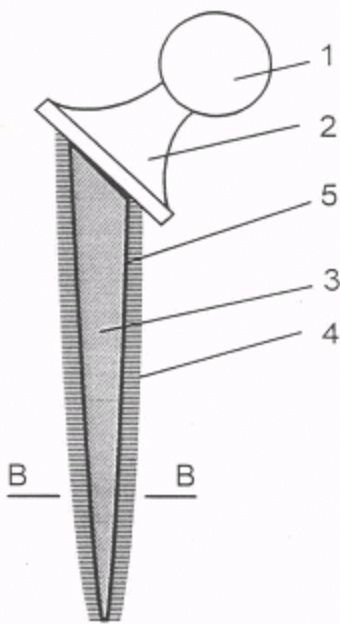
Ендпротез при протезуванні суглоба встановлюють ніжкою у попередньо оброблений кістково-мозковий канал 6 кістки 7. При взаємодії з внутрішньою поверхнею кістки 7 петлі 4 деформуються у поперечному і

згибаються у повздовжньому напрямках, що забезпечує утворення об'ємної сітчастої структури у вигляді накладених одна на одну петель різних рядків $n_1, n_2, n_3 \dots n_n$ у проміжку між незайнятою ніжкою зони кістково-мозкового каналу у кістці. Згодом при регенерації кісткової тканини відбувається вrostання її в чарунки сітчастого прошарку по всьому кільцевому периметру проміжку.

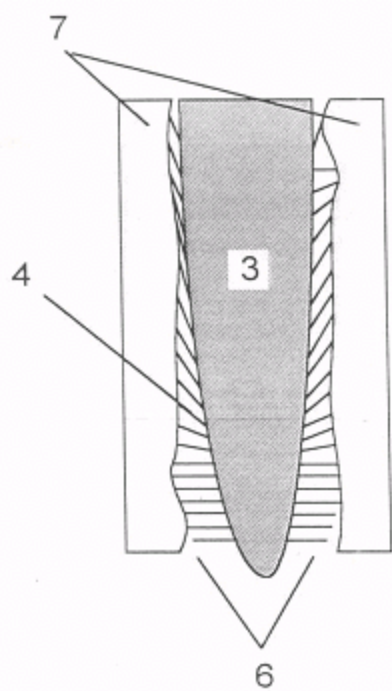
При цьому збільшується механічне зчеплення ніжки 3 з кісткою 7 за рахунок збільшення їх контакту один з одним через вказаний сітчастий прошарок і утворюється монолітна структура ділянки кістки, яка протезується, з ніжкою ендпротеза.

Розташування пружних петель одного рядка зі зміщенням їх відносно іншого, поруч розташованого рядка, на величину "а", що дорівнює половині відстані "b" між петлями, розташованими в одному з рядків $n_1, n_2, n_3 \dots n_n$, при відстані між петлями "b", що дорівнює половині висоти петлі "h", підвищує рівномірність заповнення зазору між ніжкою ендпротеза і каналом кістки переплетеними між собою пружними петлями 4 і сприяє, таким чином, рівномірності зчеплення регенованої після операції кісткової тканини з ендпротезом. Виконання пружних петель з біоінертного пружного дроту запобігає жмакуванню їх на будь-якої з ділянок каналу, і, як слід, також сприяє рівномірності та міцності зчеплення через кісткову тканину, яка регенерує, внутрішньої поверхні кістки 7 з ендпротезом.

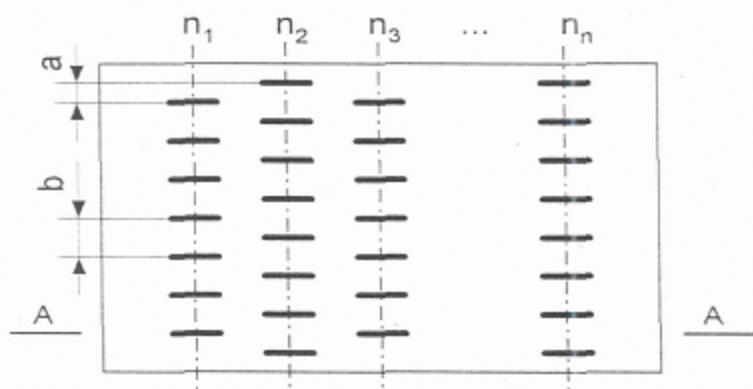
Наступні спостереження в процесі експерименту на тваринах, яким виконано ендпротезування кульшового суглоба з використанням конструкції ендпротеза, яка пропонується, показали, що негативних наслідків не спостерігалось. Спроможність сприймати номінальні навантаження для протезованих суглобів при цьому виникає на 8 - 10 діб раніше ніж з відомими ендпротезами.



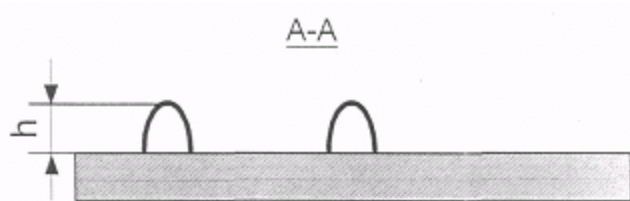
Фіг.1



Φir.2



Φir.3



Φir.4

