

Корисна модель відноситься до медицини, здебільшого до хірургічних інструментів для остеосинтезу, наприклад до кісткових планок, і може бути використаною при лікуванні переломів в ортопедії та травматології.

Відомий пристрій для здійснення остеосинтезу, що містить серії отворів овальної й круглої конфігурації з однобічними фасками, висвердлених у шаховому порядку, ребра жорсткості, що виконані на периферії повздожк країв основи з шилоподібними виступами на рівній відстані між собою, причому отвори розташовані в центральній частині пластини [1].

До причин, що перешкоджають досягненню очікуваного технічного результату належать травмування кісткових тканин і запобігання здійсненню оптимальної міжвідламкової кісткової компресії, що стримує терміни остеосинтезу та лікування переломів. Це зумовлене тим, що ребра жорсткості пластини постачені шилоподібними виступами, які при монтуванні занурюються в надкисницю та утворюють надмірний тиск (до біоанатомічно сприйнятливої норми навантаження), що виключає можливість ковзання пластини повздожк кістки. Разом із цим, розташування овальних отворів у центрі тяжіння пластини є чинником нерівномірного розподілу компресії, яка призводить до викривлення кістки.

Найбільш близьким пристроєм по сукупності істотних ознак до корисної моделі, що заявляється, є пристрій для здійснення остеосинтезу, що містить серії отворів круглої та овальної конфігурації з однобічними фасками, висвердленими у шаховому порядку по обидва напрями від її центру тяжіння та опорні елементи, які виконані в основі, причому опірні елементи виконані у вигляді виступів, що скошувані від краю пластини до її середини під заданим кутом, і розташовані поперечно на рівній відстані між собою [2].

Висвердлення серії отворів круглої та овальної конфігурації з однобічними фасками у шаховому порядку по обидва напрями від центру тяжіння пластини оптимізує розподіл компресії, що виключає викривлення кінцівки. Це зумовлене можливостями утворення подвійної компресії по ходу гвинта до овального отвору та пересовування фрагменту відламаної кістки до цілої, завдяки розміщенню отворів у шаховому порядку, наприклад по обидва напрями від її центру тяжіння. Набуті властивості сприяли стисканню уламків з необхідною ступінню навантаження та деякому підвищенню надійності зрощення кістки, навіть при поширених площах її переломів. Але використання відомого пристрою зберігає можливість травмування кісткових тканин, що перешкоджає досягненню очікуваного технічного результату.

Недолік пластини виникає внаслідок того, що її основа постачена поперечними виступами, а їхні опорні ділянки скошувані від краю до середини пластини під кутом нахилу. Сукупність цих зв'язків порушує периостальне кровопостачання, ініціалізує нагноювання, остеопороз, секвестрацію кортикального шару під пластиною тощо.

В основу корисної моделі поставлена задача розробити пристрій для здійснення остеосинтезу, який шляхом мінімізації контактної площі з надкисницею та нормалізації периостального кровопостачання забезпечує скорочення термінів остеосинтезу та лікування при використанні.

Вищезазначений технічний результат при здійсненні корисної моделі досягається тим, що у пристрої для здійснення остеосинтезу, що включає пластину з серією отворів круглої та овальної конфігурації з однобічними фасками, висвердленими у шаховому порядку, по обидва напрями від її центру тяжіння, та опорні елементи, що виконані в основі пластини, згідно до пропозиції, основа пластини додатково постачена повздожжніми пазами й ребром жорсткості між ними. що дотикається до країв отворів з можливістю порушення власної суцільності, опорні елементи виконані у вигляді спарених смужок, трапецієвидних у поперечному перетині, з висотою більшою ніж у ребра, та розташовані на взаємопротилежних ланках основи.

Додаткове постачання основи пристрою повздожжніми пазами та ребром між ними, що дотикається до країв отворів з можливістю порушення суцільності зменшує контактну площу основи пластини з поверхнею кістки. Зменшення площі досягається завдяки порушенню суцільності ребра краями отворів та його оточенню повздожжніми пазами. У сукупності із цим, до заходів зменшення площі контактних поверхонь належить також і виконання опорних елементів у вигляді спарених смужок, трапецієвидних у поперечному перетині, з висотою більшою ніж у ребра, та розташування їх на взаємопротилежних ланках основи. Наявність пазів в основі пластини знижує вірогідність зв'язку основи з периостальною кістковою мозолею, що сприяє нормалізації обмінних процесів, остеосинтезу та консолідації уламків після демонтажу. Це сполучення конструктивних елементів і поверхонь дозволило компенсувати необхідність використання поперечних виступів, опірні ділянки яких в прототипі скошувані у заданому напрямі, а від так - нормалізувати периостальне кровопостачання кістки. Перевищення висотою опірних елементів висоти ребра, при мінімальній площі контактних поверхонь, нормалізує периостальне кровопостачання, завдяки радіальній траєкторії, що дотикається до поверхонь ребра та опірних елементів пристрою, або можливості атравматично накласти пластину на криву поверхню надкисниці, за рахунок конгруентності профілю основи.

Тож, сукупність ознак корисної моделі є істотною, бо має зв'язок з очікуваним технічним результатом, що заявляється.

Порівняння властивостей запропонованого пристрою з прототипом дозволяє виділити й решту інших переваг щодо поліпшення мікроциркуляції крові під навантаженням, збереження високої пластичності імплантанту за рахунок гнучкості пластини між отворами, забезпечення міцної, оптимальної компресії до консолідації уламків, покращення демонтажних можливостей.

На фіг. наданий поперечний перетин пристрою для здійснення остеосинтезу.

Відомості, що підтверджують можливість здійснення корисної моделі, з отриманням вищезазначеного технічного результату, полягають в наступному.

Пристрій для здійснення остеосинтезу виконаний у вигляді пластини (не позначена) з серією отворів 1 з однобічними фасками 2, висвердлених у шаховому порядку, переважно, по обидва напрями від її центру тяжіння, та опорні елементи 3. Повздожж основи пластини (не позначені) виконані додаткові пази 4 і ребро жорсткості 5 між ними, яке дотикається до країв отворів 1, з можливістю порушення власної суцільності. Опорні елементи 3 виконані у вигляді спарених смужок, трапецієвидних у поперечному перетині, з висотою більшою ніж у ребра 5, та розташовані на взаємопротилежних ланках основи.

Особливістю пластини є перевищення висотою її опорних елементів висоти ребра на 0,8-1,8мм, а також те, що глибина пазів від опірних елементів становить 2,5-3,0мм. Для виготовлення пластини найбільш доцільне застосування нержавіючої сталі 12Х18Н9Т або чистого титану.

Використання пластини для остеосинтезу здійснюється за даними патенту № 13842 України.

Використання об'єкта у наданому вигляді доводить можливість скорочення термінів остеосинтезу та лікування на 20-25%, завдяки мінімізації контактної площі з надкисницею та нормалізації периостального кровопостачання. Використання пристрою в ортопедії та травматології допоможе підвищити ефективність лікування переломів внаслідок обмеження площі контактних поверхонь, тиску на кортикальний шар кістки, за рахунок її опори на ребро та опірні елементи. Пластина характеризується покращенням деяких клінічних показників, наприклад рівня секвестрації кортикального шару під пластиною, термінів консолідації, травмування кістки.

Джерела інформації:

1. Кобзев Э.В., Климкович Ю.А. Об экстракортикальном остеосинтезе // Ортопедия, травматология и протезирование. -1986. -№2. -С.44-45.

2. Пластина для остеосинтезу: Пат. 13842 України. МПК А61В 17/58 / Л.М.Анкін. М.Л. Анкін (Україна). - №94020542; Заявл. 29.06.93; Опубл. 25.04.97.Бюл. №2.

