

Винахід відноситься до медичної техніки і стосується безпосередньо удосконалення транссегментарного стержня, що використовується, переважно, в апаратах зовнішньої фіксації в травматології і ортопедії.

Відомий транссегментарний стержень, виконаний у вигляді двоступінчастого циліндра, на одній із ступіней якого виконана самонарізна різь (каталог фірми Aescular, Німеччина, від 5.1992 р.. Implants and Instrument, с. 605). Недоліком даного стержня є обмежені можливості корегуючої дії при наявності коротких фрагментів за рахунок неможливості передачі зусиль при консольному розташуванні опорних елементів

Найбільш близьким по суті і досягаемому результату до технічного рішення, що пропонується, є транссегментарний стержень, виконаний у вигляді багатоступінчастого циліндра, що містить сполучені між собою конічними поясками центральний відрізок з самонарізною різьбою на ньому, наприклад трикутною, і два, розташованих по обидва боки від нього, бічних відрізків із зовнішніми діаметрами, меншими зовнішнього діаметра центрального відрізку, а також ріжучий паз, розміщений на центральному відрізку (каталог фірми Aescular, Німеччина, від 5.1992р.. Implants and Instrument, с.605). Бічні відрізки циліндра виконуються або гладкими, або з метричною нарізкою.

Виконання відомих стержнів передбачає попереднє виконання крізних каналів з діаметром, рівним зовнішньому діаметру бічних відрізків циліндра. Останні призначені для центрування стержня при входженні центрального його відрізку в крізний канал. Але внаслідок неможливості центрування інструмента, яким виконується канал, наприклад свердла, цей канал (отвір) значно відрізняється як по діаметру, так і по конфігурації в поперековому перетині від поперекового периметра бічних відрізків стержня. Останні, таким чином, не виконують однієї з своїх функцій по центруванню стержня і при розташуванні центрального відрізку стержня в кістці міцність їх з'єднання, в силу цієї обставини, незначна. Нарізне з'єднання кістки з стержнем при цьому не є надійним, розхитується і належить заміні на другий стержень з наступним збільшенням діаметра крізного отвору в кістці і стержня, що підвищує травматизацію хворих і знижує надійність використання стержня. Особливо цей недолік в значній мірі виявляється на епіфізарних і метафізарних відрізках кістки з губчастою кістковою тканиною, де сформований подібним способом крізний отвір в кістці сприяє інтенсивному викрадуванню губчастої тканини.

Завдання винаходу полягає у створенні транссегментарного стержня, який забезпечує формування крізного отвору в кістці відповідно до параметрів самонарізної різьби центрального відрізку стержня перед розміщенням його в зазначеному отворі, а тим самим, якісне і стабільніше з'єднання стержня з кісткою та високу надійність його використання.

Поставлене завдання вирішується тим, що транссегментарний стержень, виконаний у вигляді багатоступінчастого циліндра, що містить сполучені між собою конічними поясками центральний відрізок з самонарізною різьбою, наприклад трикутною, і два, розташованих по обидва боки від нього, бічних відрізків, а також ріжучий паз, розміщений на центральному відрізку, згідно до винаходу має додатково циліндричні пояски, що поділяють кожний з конічних поясків надвоє, при цьому діаметр циліндричних поясків виконаний більшим, ніж зовнішні діаметри бічних відрізків і меншим, ніж зовнішній діаметр циліндричного відрізку, а співвідношення зазначених діаметрів циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків складає як:  $d=(1,08...1,2)$   $d_6$  і  $d=(0,75...0,85)$   $d_4$ , де:

$d$ ,  $d_6$  і  $d_4$  - зовнішні діаметри циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків відповідно.

Порівняння пропонуемого технічного рішення з відомим (прототипом) показує, що новими суттєвими ознаками тут є наступні:

1. Наявність циліндричних поясків, що поділяють конічні пояски надвоє, і виконання циліндричних поясків з діаметром, більшим зовнішнього діаметра бічних відрізків і меншим зовнішнього діаметра центрального відрізку циліндра.

2. Виконання співвідношень зовнішніх діаметрів циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків циліндра як  $d=(1,08...1,2)$   $d_6$  і  $d=(0,75...0,85)$   $d_4$ , де:  $d$ ,  $d_6$  і  $d_4$  - зовнішні діаметри циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків відповідно зовнішні діаметри циліндричних поясків, бічних та центрального відрізку циліндра.

Наявність циліндричних поясків, що поділяють конічні пояски надвоє, і виконання циліндричних поясків з діаметром, більшим зовнішнього діаметра бічних відрізків і меншим зовнішнього діаметра центрального відрізку забезпечує калібрування крізного отвору в кістці після попереднього виконання цього отвору інструментом, відповідно до параметрів, які максимально приблизні до ідеальної форми отвору.

Виконання співвідношень зовнішніх діаметрів циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків циліндра як:  $d=(1,08...1,2)$   $d_6$  і  $d=(0,75...0,85)$   $d_4$ , де:

$d$ ,  $d_6$  і  $d_4$  - відповідно зовнішні діаметри циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків циліндра, дозволяє забезпечити повний профіль нарізної різьби в отворі кістки після попереднього калібрування його циліндричними і конічними поясками стержня і, за рахунок цього, підвищити стабільність з'єднання кістки із центральним відрізком стержня та надійність його використання.

Аналогічних технічних рішень із схожими ознаками в процесі патентно-інформаційного пошуку не знайдено. Це свідчить про те, що технічне рішення, що пропонується, є суттєво новим, промислове і клінічне корисним і має винахідницький рівень.

Винахід пояснюється кресленнями, де

на фіг.1 зображений пропонуємія транссегментарний стержень;

на фіг.2 - перетин А-А на фіг.1;

на фіг.3 - розташування стержня перед введенням його до отвору кістки.

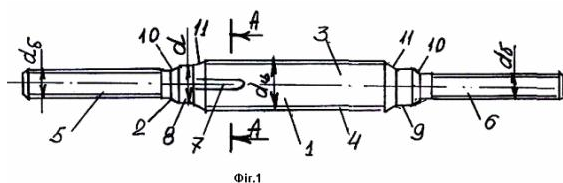
Транссегментарний стержень виконаний у вигляді багатоступінчастого циліндра 1, що містить сполучені між собою конічними поясками 2 центральний відрізок 3 з самонарізною різьбою 4 на ньому, наприклад трикутною, і два, розташованих по обидва боки від нього, бічних відрізків 5 і 6 із зовнішніми діаметрами  $d_6$ , меншими зовнішнього діаметра  $d_4$  центрального відрізку 3, а також - ріжучий паз 7, розміщений на центральному відрізку циліндра. Бічні відрізки 5 і 6 можуть бути як гладкими, так і з виконаною на них метричною різьбою. Останній варіант виконання бічних відрізків більш придатний, так як дозволяє здійснити дозовані переміщення фрагментів кістки, що підвищує точність репозиції їх.

Стержень також має циліндричні пояски 8 і 9, що розміщені по обидва боки від центрального відрізка 3 і поділяють кожний з конічних поясків надвоє на два відрізка 10 і 11. Циліндричні пояски 8 і 9 виконані з зовнішніми діаметрами  $d$  більшими ніж зовнішній діаметр  $d_6$  бічних відрізків 5 і 6 і меншими ніж зовнішній діаметр  $d_4$  центрального відрізка 3 циліндра. Співвідношення зазначених діаметрів циліндричних поясків, бічних та центрального відрізків складає як:  $d=(1,08...1,2) d_6$  і  $d=(0,75...0,85) d_4$ .

Трансsegmentарний стержень використовується, переважно, в апаратах зовнішньої фіксації кісткових фрагментів. З'єднання та репозиція фрагментів кістки за допомогою пропонуємого трансsegmentарного стержня здійснюється наступним чином. За допомогою свердла (на кресленні не позначений) виконується отвір 12 в кістках 13, 14 з діаметром, орієнтовано рівним зовнішньому діаметру  $d_6$  бічного відрізка 5 або 6 стержня, після чого він встановлюється цим відрізком в отвір. При поступовому входженні стержня в отвір спочатку конічним пояском 10, потім циліндричним пояском 8 або 9, а потім конічним пояском 11 забезпечується калібрування зазначеного отвору в кістці відповідно до параметрів, що максимально приближуються до ідеальної форми отвору. Овальність при цьому не спостерігається. При подальшому входженні стержня в отвір 12 за допомогою ріжучого паса 7 зрізаються окремі мікро- і макронерівності кісткової основи і формується отвір по лінійним параметрам самонарізаючої різьби 4 на центральному відрізку 3 циліндра. Виконання співвідношень зовнішніх діаметрів циліндричних поясків 8 і 9, бічних відрізків 5 і 6 і центрального відрізка з циліндра як:  $d=(1,08...1,2) d_6$  і  $d=(0,75...0,85) d_4$  забезпечує після калібрування отвору повний профіль нарізної різьби в кістці при проходженні через нього центрального відрізка стержня із самонарізною різьби 4 і, за рахунок цього, підвищує міцність з'єднання кістки з зазначеним відрізком стержня. Стержень може бути введений в кістку будь-яким боком.

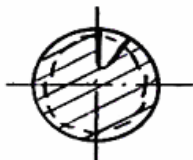
Виконання зовнішніх діаметрів  $d$  циліндричних поясків 8 і 9, бічних 5 і 6, а також центрального 3 відрізків циліндра 1 меншими ніж  $1,08 d_6$  і  $0,75 d_4$  не забезпечує належного калібрування отвору, а перевищення  $d$  більш ніж  $1,2 d_6$  і  $0,85 d_4$  приводить, як правило, до надмірного деформування кісткової тканини циліндричним пояском, а, отже, до викривлення геометричної конфігурації отвору в кістці в поперековому перетині.

Клінічні іспити трансsegmentарних стержнів пропонуємої конструкції, які використовувались в апаратах зовнішньої фіксації кісткових фрагментів, свідчать про високу надійність їх використання: випадків розхитування нарізних з'єднань стержнів з репонуєними кістками не спостерігалось.

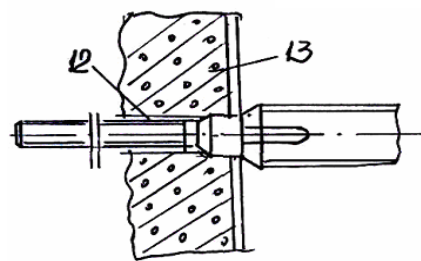


Фиг.1

A - A



Фиг.2



Фиг.3