

Корисна модель належить до галузі медицини, точніше до травматології, і може бути використана для виготовлення модульних ендопротезів гомілковостопного суглоба, як вузол, призначений для відновлення функцій гомілковостопного суглоба з деформацією дистального або проксимального епіфіза великогомілкової кістки.

Лікування подібних захворювань пов'язане із резекцією та видаленням натурального суглобу та заміною ушкодженої ділянки відповідної кістки ендопротезом. У згаданих випадках знаходять використання різні типи ендопротезів, серед яких модульні ендопротези є найбільш перспективними та універсальними.

В процедурі операційного втручання зазвичай повинно бути враховано те, що ендопротез виготовляють з матеріалів відповідно до міжнародних стандартів ISO - біологічно інертних немагнітних, корозійностійких, міцних матеріалів. Кістковий цемент також повинен бути виготовлений згідно із стандартами ISO. Операційна техніка має бути малоінвазивною, а ендопротези повинні мати декілька типорозмірів та вибрані відповідно до антропологічних характеристик людини.

Відомо ортез на гомілковостопний суглоб, що містить еластичну гільзу з отвором для п'ятки, виконану у вигляді двох, з'єднаних під кутом елементів з можливістю регулювання величини кута між ними, а також елемента фіксації [пат. EP №1060717, МПК A61F 5/00, 2000р.]. Ортез такої конструкції дозволяє виконувати установку стопи під необхідним кутом по відношенню до гомілки та здійснювати жорстку фіксацію стопи у вибраному положенні 7-10 мм. Недолік ортеза полягає у тому, що він не забезпечує активності згинання у гомілковостопному суглобі, що негативно відображається на фізіологічності ходьби, а відсутність рухів у суглобі призводить до патології нижньої кінцівки з варусно-вальгусними деформаціями.

Відомий шарнір для ортопедичних апаратів, що містить з'єднані віссю поворотну вилчасту та прямокутну ланки, підпружинений замок із фіксатором, та розміщені на вилчастій ланці, вісь повороту вилчастої та прямокутної ланок шарніра, яка збігається із спільним центром повороту ланок шарніра у горизонтальній площині та центр радіусів задніх криволінійних поверхонь цих ланок, зміщений наперед відносно осьової лінії шарніра, при цьому замок містить поворотну пластину, встановлену у горизонтальній або вертикальній позях вилчастої ланки, фіксатор замка виконаний у вигляді циліндричної різьбової осі, на якій встановлено пружину, розташовану в циліндричному отворі, гайку для регулювання тиску пружини та сферичну гайку із приєднаним до неї кільцем [пат. України на винахід № 79180, 2007 р.]. Недоліком такого шарніра є складність конструкції та унеможливлення застосування його у гомілковостопному суглобі через конструкцію замка, що суттєво впливає на габарити, а через можливість його несанкційованого спрацювання надійність фіксації недостатня.

Найближчим аналогом до з'єднувального вузла модульного ендопротеза є з'єднувальний вузол модульного ендопротезу колінного суглоба, що містить контактні елементи, на одному з яких змонтовано інтрамодулярну ніжку з конічним наконечником, встановленим в асиметричному відносно наконечника отворі із модульною втулкою. При установці конічного наконечника ніжки в отворі втулки утворюється щільне притискання один до одного, а визначений кут конуса спряжених між собою поверхонь ніжки і втулки забезпечує цьому з'єднанню ефект самогальмування. Одночасно малі розміри вузла та наявні динамічні навантаження на нього не гарантують потрібної точності у взаємному розташуванні їх між собою і одержанні необхідної величини зчеплення вказаних елементів вузла для протидії осьовим навантаженням при його функціонуванні в ендопротезі.

Суттєвим недоліком найближчого аналога є те, що він знижує експлуатаційну надійність як самого з'єднувального вузла так і ендопротезу у цілому, а при спробі застосування цієї конструкції у гомілковостопному суглобі негативні властивості ендопротезу посилюються через більш високі динамічні навантаження на нижні ділянки кінцівок людини [Link Endomodel Total Henge Klee - каталог продукції "Link Implants", 2001. - С. 13-16.].

Задачею, на вирішення якої спрямована корисна модель, що заявляється, є спрощення конструкції з'єднувального вузла ендопротезу та підвищення його надійності при забезпечення комфортності та естетичності при його використанні людиною.

Поставлена задача вирішується тим, що у з'єднувальному вузлі модульного ендопротезу гомілковостопного суглоба, що містить контактні елементи, на одному з яких змонтована інтрамодулярна ніжка, згідно з корисною моделлю, контактні елементи з'єднувального вузла виконані з двох прилеглих одна до одної пластин, виконаних у вигляді фрагментів сфер, при цьому дистальна пластина має опуклу форму, а проксимальна має форму заглибини, яка відтворює опуклість дистальної пластини, крім того контактні поверхні обох пластин відполіровані до блиску, а інтрамодулярна ніжка прикріплена жорстко до тильної сторони шорсткої поверхні дистальної пластини.

Згідно з корисною моделлю, дистальна пластина виконана з кобальт-хром-молібденового сплаву, а проксимальна - з поліетилену високої зносостійкості.

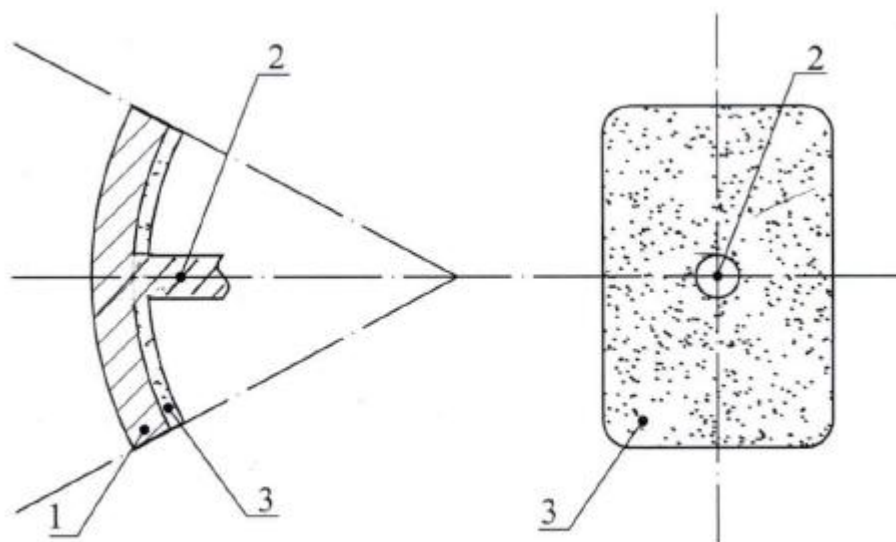
Згідно з корисною моделлю, тильна сторона дистальної пластини вкрита шаром титанової губки, а на тильній стороні проксимальної пластини виконані глухі отвори.

На кресленнях, що додаються, схематично представлений з'єднувальний вузол модульного

ендопротезу гомілковостопного суглоба. На Фіг. 1 дано схематичний вигляд дистальної пластини, а на Фіг. 2 - схематичний вигляд проксимальної пластини. Дистальна опукла пластина 1, з відшліфованою до дзеркального блиску контактною поверхнею, створена, як фрагмент сфери з тілесним кутом $0,7 \dots 0,8$ стерадіана, з товщиною кожної пластини $3 \dots 5$ мм, при цьому до тильної сторони пластини 1 жорстко прикріплена інтрамодулярна ніжка 2, крім того тильна сторона цієї пластини вкрита для утворення шорсткості тонким шаром 3 титанової губки. На Фіг 2 дано вигляд проксимальної пластини 4, яка являє собою другу частину ендопротеза. Тильна сторона проксимальної пластини 4 виконана шорсткою, а заглибина на контактній поверхні пластини відшліфована до блиску, на кшталт дистальної пластини, при цьому форма заглибини відтворює опуклість пластини 1. Дистальна пластина виготовлена з Co Cr Mo сплаву, чим забезпечується міцність ендопротеза. Проксимальна пластина 4 виконана з поліетилену високої зносостійкості, товщина цієї пластини складає 7-8 мм, при цьому для надійності та забезпечення відсутності ротації під час ходьби людини, на тильній стороні цієї пластини виконані глухі отвори для зчеплення з цементом.

Периметр обох пластин виконаний у формі прямокутника з заокругленими кутами, при цьому прямокутник є геометричною фігурою, яка вписана у тілесний кут. Для створення серії ендопротезів з потрібними розмірами величину тілесного кута розраховують шляхом вимірювання радіуса відповідної сфери, з поверхні якої відсікають пластини потрібних розмірів.

Потрібних розмірів з відповідними параметрами периметрів з'єднувальний вузол під час хірургічного втручання встановлюють таким чином. Після здійснення доопераційного обстеження операційне поле обробляють та роблять відповідні розрізи, звільняючи доступ до суглоба, проводять резекцію суглобових поверхонь стиральної та великогомілкової кісток. На тильні сторони дистальної та проксимальної частин ендопротеза наносять заздалегідь підготовлене цементне тісто. Після встановлення на цементну фіксацію дистальної пластини призводять замір потрібної товщини проксимальної пластини. Залишки цементного тіста вилучають, а обидві пластини механічно стискають, після чого пошарово зшивають та накладають стерильні марлеві пов'язки.



Фіг. 1

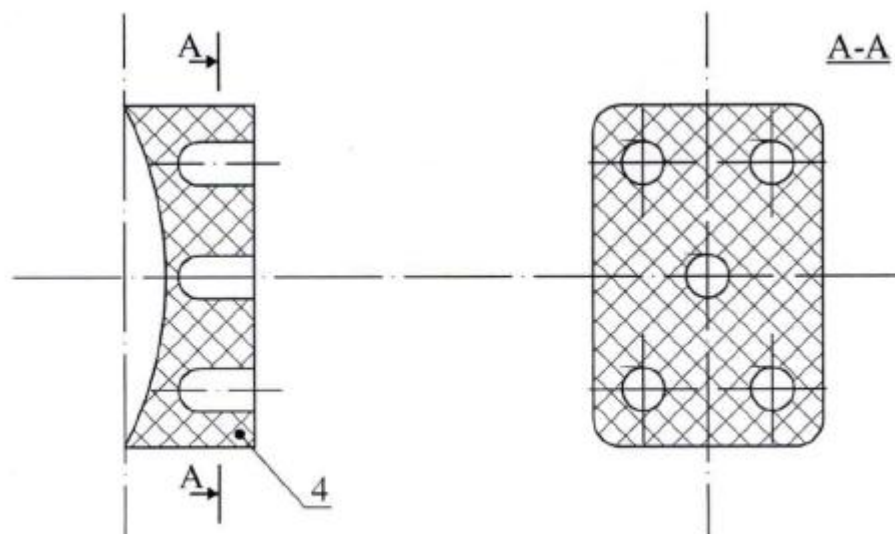


Fig. 2