

УДК 669.295:620.18

Гордієнко М.Р.¹, Тімченко П.Ф.², Ткач Д.В.³

¹ студент гр. ІФ-218м НУ «Запорізька політехніка»

² студент гр. ІФ-219м НУ «Запорізька політехніка»

³ канд. техн. наук, доцент кафедри ФМ НУ «Запорізька політехніка»

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ІНТЕНСИВНОЇ ПЛАСТИЧНОЇ ДЕФОРМАЦІЇ НА ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ВЛАСТИВОСТІ ТИТАНУ BT1-0

Широке застосування титанових сплавів в медицині пов'язано з тим, що в порівнянні з іншими металевими матеріалами вони мають комплекс

властивостей, які зумовлюють їх успішне використання в медицині: висока біоінертність, корозійна стійкість, більш низькі в порівнянні зі сталлю модуль пружності і питома вага. Корозійні процеси, що вивчаються в аспекті застосування металів в медицині, за своєю природою є електрохімічними. До них можна віднести корозію у водних розчинах і атмосферну корозію під впливом плівок вологи на поверхні металів і сплавів. Головним чином, висока корозійна стійкість титану в агресивних середовищах пов'язана з формуванням в кисневмісних середовищах захисної оксидної плівки. При цьому значення рівноважного електродного потенціалу для чистого титану лежить в області від'ємних значень ($-1,63$ В), що відносить його до термодинамічно спроможних до реакції матеріалів. Але, можливість пасивації поверхні титану і титанових сплавів забезпечила їм високу корозійну стійкість.

Найбільш широке застосування в медицині отримали технічно чистий нелегований титан з різним вмістом кисню (BT1-0, BT1-00), а також сплав титану, додатково легований ванадієм і алюмінієм Ti-6Al-4V (BT6). Менш вживаними є сплави з додаванням заліза і ніобію: Ti-5Al-2,5Fe і Ti-6Al-7Nb. Нелегований титан має нижчу міцність, ніж його сплави, тому його застосування при виробництві різного роду ендопротезів значно обмежується.

До перспективних напрямків підвищення експлуатаційних властивостей виробів з титану BT1-0 є формування нано- або субмікрокристалічної (СМК) структури, яка дозволяє значно покращити низку фізико-механічних властивостей матеріалу за рахунок утворення значної кількості зерен субмікро- та нанокристалічного розміру з великокутовим розорієнтуванням поверхонь поділу. Для отримання такої структури використовують різні методи інтенсивної пластичної деформації (ПД), зокрема гвинтову екструзію. ПД проводять в умовах високих прикладених напружень при достатньо низьких температурах, нижчих за $0,3...0,4T_{пл}$ ($T_{пл}$ – температура плавлення).

Метод гвинтової екструзії полягає в кількаразовому пропусканні призматичної заготовки через матрицю з гвинтовим каналом. Отримувана таким чином заготовка не змінює своєї вихідної форми, а їх розміри залежать від устаткування. Особливості геометрії каналу приводять до того, що при пропусканні через нього форма заготовки не змінюється, що дозволяє здійснювати її багаторазове пресування з метою накопичування пластичних деформацій. Це дозволяє отримати матеріал з сукупністю властивостей, які неможливо сформувати під час традиційної деформації.

В роботі було досліджено технічно-чистий титан BT1-0 у вихідному стані та підданий багаторазовій гвинтовій екструзії. Досліджували механічні властивості та корозійну стійкість зазначеного матеріалу. Було встановлено,

що найбільш рівномірний розподіл властивостей та високі значення границі плинності (600 МПа) і границі міцності (630 МПа) забезпечуються після 5 циклів гвинтової екструзії, що пов'язано із формуванням, на даному етапі деформації, найбільш однорідної ультрадрібнозернистої структури. Високий рівень умовної границі плинності є позитивним показником для використання титану BT1-0 в умовах пружного навантаження, наприклад, при виготовленні медичних імплантатів. Значне підвищення механічних властивостей технічно чистого титану дозволяє замінити ним леговані титанові сплави, з яких виготовляють ендопротези тазостегнового суглобу, що знизить негативний вплив легувальних елементів на здоров'я людини.

Не менш важливим було дослідження корозійної стійкості титану BT1-0 та впливу кислотного та лужного середовищ на нього, щоб в подальшому прогнозувати можливості його використання у ендопротезуванні. Встановлено, що корозійна стійкість титану BT1-0 після декількох циклів ПД методом гвинтової екструзії знаходиться майже на тому ж рівні що і зразки отримані литвом. На підставі цього можна припустити, що імплантати з технічно чистого титану BT1-0 не лише матимуть потрібний рівень механічних властивостей, якими повинен володіти ендопротез, а й буде задовольняти вимогам щодо корозійної стійкості протягом всього часу використання штучного суглобу.

Таким чином, виходячи з отриманих результатів можна запропонувати застосування технічно чистого титану типу BT1-0 після гвинтової екструзії для виготовлення ендопротезів тазостегнового суглобу.