

С.Є. Шейкін¹, І.М. Погрелюк², Д.В. Єфросінін¹, І.Ю. Ростоцький¹, Д.А. Сергач¹

¹ Інститут надтвердих матеріалів ім. В.М. Бакуля НАН України, Київ

² Фізико-механічний інститут ім. В.Г. Карпенка НАН України, Львів

ДО ПИТАННЯ ВИКОРИСТАННЯ ТИТАНУ У ВУЗЛАХ ТЕРТЯ ШТУЧНИХ СУГЛОБІВ



Вивчена можливість застосування титану у вузлах тертя штучних суглобів. Досліджено триботехнічні характеристики пари тертя титан–хірулен, розроблена технологія алмазно-абразивної обробки, поліровки і газового азотування сферичних головок з чистого титану для ендопротезів кульшового суглобу людини. Показано, що попереднє подрібнення структури поверхневого шару титанової головки холодним пластичним деформуванням сприяє збільшенню його твердості.

Ключові слова: чистий титан, задирутворення, пластичне деформування, хірулен, азотування.

Титан має найбільшу питому міцність з усіх конструкційних матеріалів, він не токсичний, має виняткову стійкість до корозії і ерозії [1]. Завдяки всім цим якостям титан знаходить все більше застосування в аерокосмічній промисловості, медицині, криогенній техніці, хімічній промисловості, суднобудуванні.

Необхідно, однак, враховувати, що особливістю титану і його сплавів є висока схильність до контактного захоплення, що стає на заваді його застосуванню для виготовлення компонентів вузлів тертя [1]. Вирішення цієї проблеми дуже важливе і актуальне в першу чергу для медицини і авіації, де питання біосумісності (у першому випадку) та зменшення ваги (у другому випадку) має першорядне значення. У першому випадку це дозволило б застосувати титан для виготовлення деталей шарнірного зчленування ендопротезів суглобів, у другому — для виготовлення деталей пар тертя літальних апаратів.

Нині в медицині найбільш розповсюдженою операцією кісткової хірургії вважається про-

тезування кульшового суглобу. Світова статистика свідчить, що в середньому щорічно протезування кульшового суглобу потребують 500–1000 хворих і травмованих на 1 млн. населення [2].

Загальний вигляд ендопротеза кульшового суглобу наведено на рис. 1. У світі, в т. ч. і в Україні, переважній більшості пацієнтів імплантують ендопротези, шарнірну пару яких складають металева головка і ацетабулярний компонент з хіруленою вкладкою. Так, за даними 35-и клінік США, у 2007 р. частка застосування такої пари складала 55 % [3]. При цьому в абсолютній більшості випадків використовують головки зі сплаву CoCrMo. Однак з огляду на біосумісність даний сплав не є найкращим. Як видно з рис. 2, за даним показником він значно поступається титановим сплавам [4]. Найкращим за рівнем біосумісності є чистий титан. Однак його застосуванню перешкоджає підвищена схильність до задирутворення.

Більшість дослідників визнають, що використання титанових сплавів як матеріалу компонентів вузлів тертя можливе лише після мо-

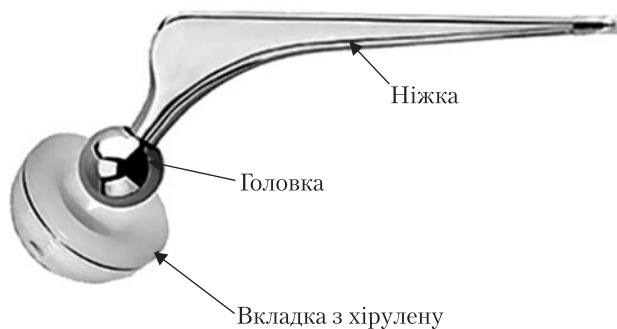


Рис. 1. Загальний вид ендопротеза кульшового суглобу

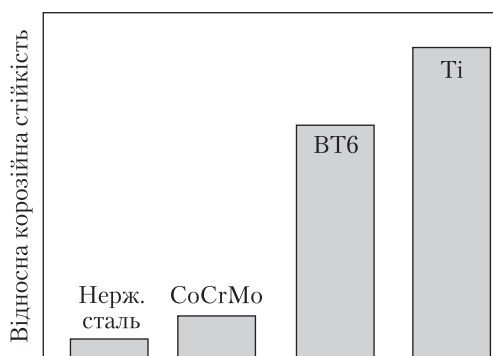


Рис. 2. Рівень біологічної сумісності матеріалів

дифікації робочої поверхні, результатом якої має бути оптимальне поєднання міцності та адгезійної інертності.

Отримати вказаний ефект можна модифікацією поверхневого шару термодифузійним азотуванням (ТДА) [5]. Дана технологія допускає широке варіювання технологічними режимами і, як наслідок, властивостями азотованого шару і його триботехнічними характеристиками. Існування широкої області гомогенності в системі Ti–N дозволяє в широкому діапазоні впливати на фізико-хімічні властивості нітридних сполук і їх кристалографічну і електронну структури. Крім того, перевагою даної технології є повна відтворюваність результатів та формування перехідного дифузного шару, що виключає відшарування покриття.

Вибір технологічних режимів азотування проводився на основі результатів триботехнічних випробувань пар тертя чистий титан–хірулен.

Випробування виконувалися на машині торцевого тертя по схемі кільце–площина. Режими призначали згідно з ASTM F732-82: швидкість відносного переміщення зразків становила $V = 0,057$ м/с, контактний тиск – $q = 3,54$ МПа, як робочу рідину використовували сироватку крові людини. Для порівняння випробовувалися також пари цирконієва кераміка – хірулен, сталь X18H10T – хірулен, сплав CoCrMo – хірулен. Працездатність пари оцінювали за

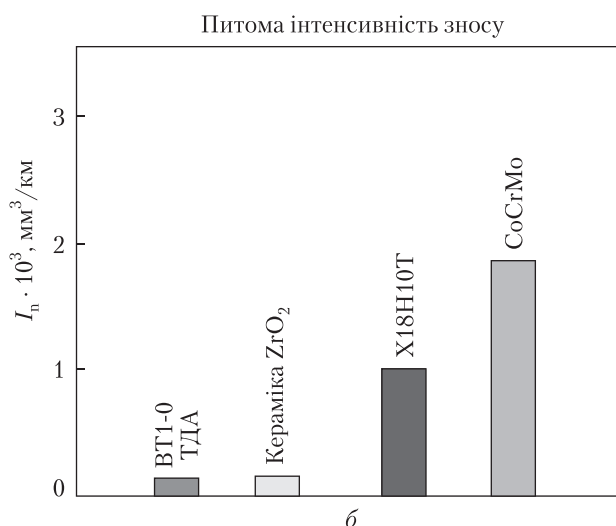
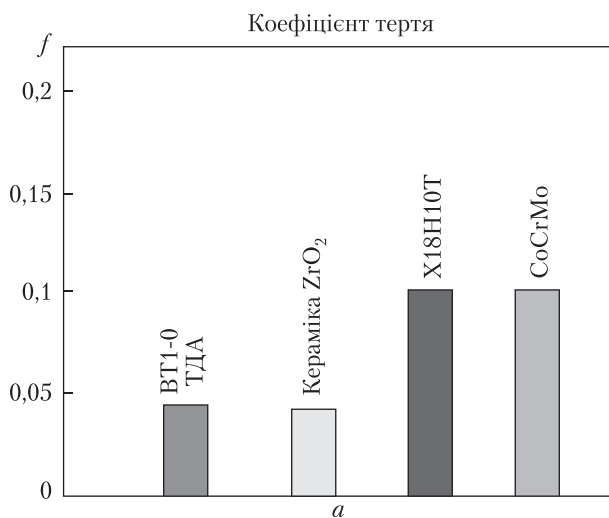


Рис. 3. Коефіцієнт тертя в парі азотований BT1-0 – хірулен (а) і питома інтенсивність зносу хіруленового компонента (б) при випробуваннях на машині торцевого тертя

значеннями коефіцієнта тертя і питомого зносу хіруленового компонента (зносу площадки 1 мм^2 віднесений до шляху тертя). Було випробувано більше 20 титанових компонентів, азотованих за різними режимами. На рис. 3 наведено результати випробувань титанових зразків, які показали найкращі результати.

Як видно з наведених даних, титановий компонент, модифікований ТДА, має найкращі триботехнічні властивості. За коефіцієнтами тертя і опору зносу він знаходиться на рівні цирконієвої кераміки. При цьому повністю виключається його крихке руйнування при динамічних навантаженнях. Характерно, що після проходження шляху тертя в 200 км, що відповідає ~ 23 млн. циклів навантаження, зносу титанового компонента не виявлено. На рис. 4 наведено структуру і розподіл мікротвердості в поверхневому шарі титану VT1-0, азотованому за оптимальним режимом. Цей режим забезпечував такі параметри приповерхневого зміцнення: нітридна плівка — $\sim 5\text{--}7 \text{ мкм}$, дифузійний твердорозчинний шар — $\sim 70 \text{ мкм}$, поверхнева мікротвердість — $16,7 \text{ ГПа}$ (за навантаження $0,49 \text{ N}$).

Таким чином, забезпечення регламентованого приповерхневого зміцнення при термодифузійному насиченні титану VT1-0 азотом робить можливим використання імплантатів з титановими компонентами в парах тертя з хіруленом.

Технологічний маршрут виготовлення сферичних головок ендопротезів кульшового суглобу з VT1-0 повинен включати попередні і остаточні (чистові) операції. Задачею попередніх операцій є формоутворення та отримання точної сферичної форми виробу, а чистових — отримання шорсткості поверхні $Ra 0,05 \text{ мкм}$, яка відповідає вимогам ГОСТ Р ІСО 7206-2-2005.

Практика показала, що для отримання необхідної точності виробу досить ефективно можна використовувати схему вільного притирання (див. рис. 5) [6]. Вона не вимагає складного устаткування високої вартості, а може бути реалізована на стандартному. До деталі 1, посаженої на оправку 2 і встановленої в патрон токарного верстата, притискають під кутом α

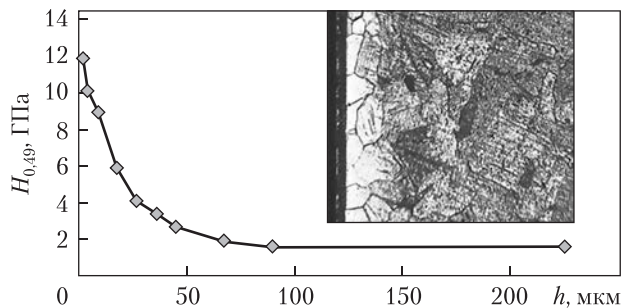


Рис. 4. Мікроструктура і розподіл мікротвердості в поверхневому шарі титану VT1-0 після термодифузійного азотування

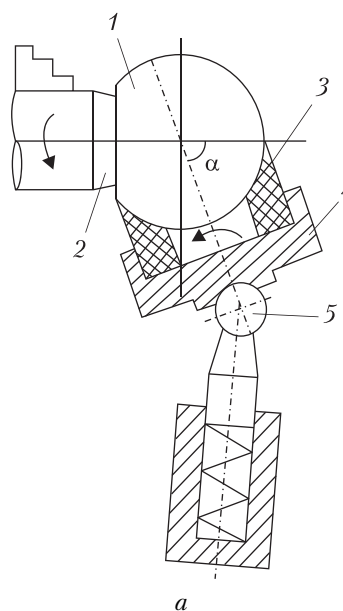


Рис. 5. Технологічна схема обробки сферичної головки по схемі вільного притирання: а — схема обробки; б — притири для обробки титанової заготовки

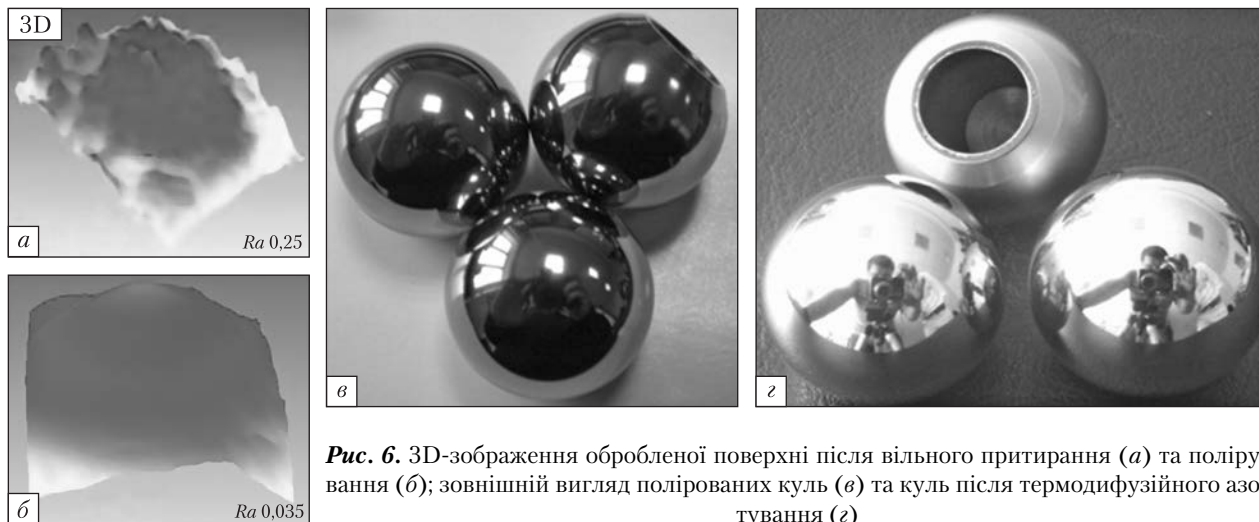


Рис. 6. 3D-зображення обробленої поверхні після вільного притирання (а) та полірування (б); зовнішній вигляд полірованих куль (в) та куль після термодифузійного азотування (z)

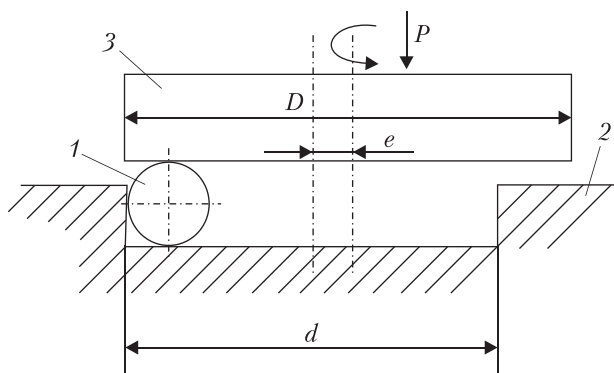


Рис. 7. Схема накочування сферичної заготовки плоскими поверхнями

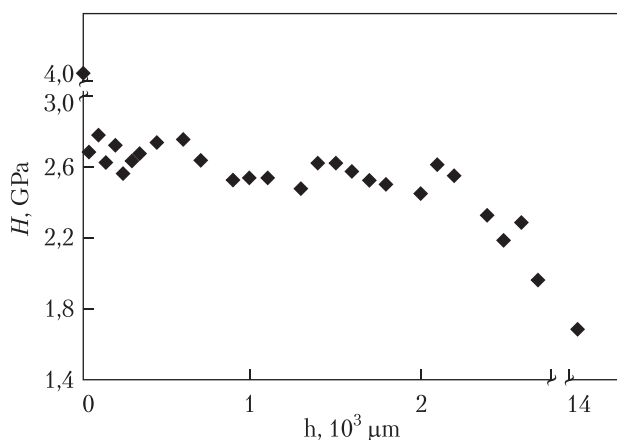


Рис. 8. Розподіл мікротвердості в поверхневому шарі кулі після накочування

інструмент (притир) 3, закріплений в обоймі 4, яка спирається на шарнір 5. Характерною особливістю схеми є невисока швидкість відносного переміщення інструмента щодо оброблюваної деталі. Для виготовлення притирів для попередньої прецизійної алмазної обробки сферичних головок ендопротезів з чистого титану в Інституті надтвердих матеріалів (ІНМ) НАН України розроблено спеціальний абразивний композит [7], який містить синтетичні алмази як активний компонент і дозволяє уникнути шаржування оброблюваної поверхні виробу й задирутворення.

При використанні традиційних абразивних композитів вершини ріжучих зерен на його поверхні знаходяться на різній висоті. Тому, як правило, з оброблюваною поверхнею контактує лише мала частка зерен, на яких концентрується значне навантаження, що призводить до їхнього руйнування з відокремленням великих фрагментів. При цьому збільшується вірогідність безпосереднього контакту оброблюваного матеріалу (титану) зі зв'язкою, що призводить до схоплювання і задирутворення.

Уникнути перелічених негативних явищ при обробці титану можна, застосувавши абразивні композити, зв'язка яких здатна до оборотного зниження модуля пружності при збільшенні механічного навантаження на абразивні

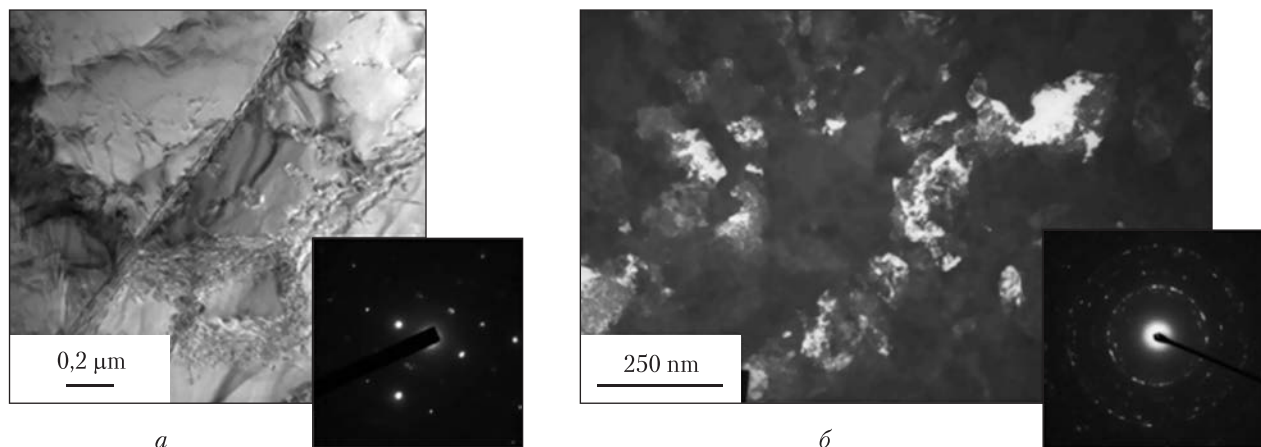


Рис. 9. Структура VT1-0 в початковому стані (а) і сформована коміркова структура в поверхневому шарі після деформування (б)

зерна. Необхідну властивість має епоксіакрілатна смола, наповнена порошком карбонату кальцію. При її застосуванні група найбільш виступаючих зерен не сколюючись може заглибитися у зв'язку на більшу глибину, кількість зерен, що становлять базу контакту, можуть збільшитися, тим самим утворивши надійний зазор між зв'язкою і оброблюваним матеріалом. Застосування даної технологічної операції дозволяє отримати відхилення від сферичності виробу менше 5 мкм і шорсткість $Ra = 0,25$, що дає змогу наступним поліруванням отримати шорсткість обробленої поверхні, обумовлену технічними умовами. Для полірування головок з чистого титану нами було застосовано водорозчинний компаунд, що містить модифіковане «невисихаюче» рослинне мастило. За активний компонент полірувальної пасти використовували оксид алюмінію після термообробки, що його окрихчує.

Експериментально встановлено, що найкращі результати можна отримати при використанні бавовняних непрошитих кругів діаметром 150 мм при $n = 1000$ об/хв. На рис. 6 наведено 3D-зображення обробленої поверхні після вільного притирання і полірування та зовнішній вигляд полірованих і азотованих куль.

Таким чином, розроблена нами технологія механічної обробки сферичних головок ендопротезу

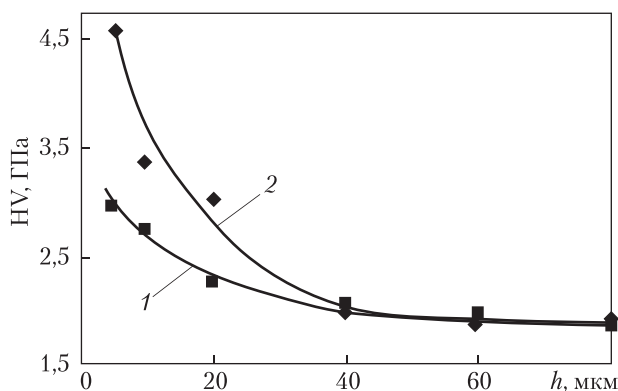


Рис. 10. Розподіл мікротвердості по глибині поверхневого шару після термодифузійного азотування деталей без попереднього накочування (1) і з накочуванням (2)

за кульшового суглобу забезпечує їх повну відповідність вимогам ГОСТ Р ИСО 7206-2-2005.

Однак, з урахуванням того, що вузли тертя є надзвичайно відповідальною частиною будь-якого ендопротеза, які значною мірою визначають термін його служби, доцільним є розробка технологічних методів, котрі забезпечують максимально можливий рівень його надійності і довговічності. Ефективним методом підвищення експлуатаційних характеристик азотованого поверхневого шару може бути підвищення його твердості і глибини за допомогою інтенсифікації дифузії азоту. Цього можна досягти збільшенням площі міжзерених меж

поверхневого шару матеріалу внаслідок подрібнення структури.

Результати досліджень, наведені в [8], свідчать, що подрібненням структури титанового сплаву VT20 перед іонно-плазмовим азотуванням можна суттєво збільшити твердість азотованого шару і його глибину. Ефективним методом подрібнення структури пластичних металів і сплавів є холодне поверхнєве пластичне деформування (ХППД) [9].

Для ХППД поверхневого шару головки ендопротеза кульшового суглобу в ІНМ НАН України розроблено технологію накочування плоскими поверхнями (рис. 7) [10, 11]. Сферичний виріб 1 розміщують в циліндричній камері 2. Обробка проводиться обертовим інструментом 3, який притискають до деталі з деякою силою P . Для забезпечення продуктивності і якості оброблюваної поверхні і поверхневого шару потрібно, щоб слід контакту інструмента з оброблюваним виробом послідовно охоплював всю його поверхню. Необхідною умовою є зміщення осі обертання інструмента щодо осі камери на деякий ексцентриситет e .

Мікротвердість поверхневого шару заготовки вимірювали на приладі «Мікрон-гамма» з використанням піраміди Берковича [12] при навантаженні 0,49 N . Дослідження показали, що запропонована технологія забезпечує формування шару деформаційного зміцнення до 2-х мм і збільшення його твердості в 1,7 рази. При цьому твердість в тонкому поверхневому шарі зростає в 2,5 рази (рис. 8).

Дослідження тонкої структури поверхневого шару металу сферичної головки проводили методом трансмісійної електронної мікроскопії на мікроскопі JEM-2100F. На рис. 9,а представлена структура VT1-0 у вихідному недеформованому стані, на рис. 9, б — коміркова структура, що сформувалася в приповерхневому шарі після деформування. Розмір окремих комірок становить менше 100 нм.

На рис. 10 наведено розподіл мікротвердості по глибині поверхневого шару після ТДА деталей без попереднього накочування і з на-

кочуванням. Видно, що мікротвердість азотованого шару, отриманого після накочування, суттєво більша від твердості шару, отриманого без попереднього накочування.

ВИСНОВКИ

1. Модифікація титану термодифузійним азотуванням відкриває можливості використання титанових компонентів в парах тертя штучних суглобів: по антифрикційних властивостях пара тертя азотований VT1-0 — *хірулен* істотно перевершує традиційну для практики ендопротезування пару CoCrMo — *хірулен*.

2. Розроблена технологія механічної обробки титанових головок ендопротезів кульшового суглобу забезпечує відповідність виробу ГОСТ Р ІСО 7206-2-2005.

3. Попереднє перед ТДА холодне пластичне деформування поверхневого шару кулі забезпечує формування азотованого шару підвищеної твердості.

4. Розроблена технологія готова до промислового впровадження.

ЛІТЕРАТУРА

1. Чечулин Б.Б., Ушков С.С., Разуваева И.Н., Гольдфайн В.Н. Титановые сплавы в машиностроении. — Л.: Машиностроение, 1977. — 248 с.
2. Полулях М.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. — Режим доступу: <http://rheumatology.com.ua/blog/articles/735/>.
3. Steven M. Kurtz. UHMWPE biomaterials handbook. Academic Press is an imprint of Elsevier. Burlington, USA, 2009. — P. 56.
4. Надеев А.А., Иванников С.В. Эндопротезы тазобедренного сустава в России (философия построения, обзор имплантов, рациональный выбор). — М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. — 177 с.
5. Погрелюк І.М., Шейкін С.Є., Ростоцький І.Ю. Зносотривкість пари тертя азотований титан VT1-0/хірулен // Літопис травматології та ортопедії. — 2014. — № 1–2. — С. 72–75.
6. Пат. України № 61729 А, 7 В 24 В 11/10. Спосіб обробки сферичних поверхонь та пристрій для його реалізації. М.В. Новіков, О.О. Розенберг, С.В. Сохань. Заявл. 09.04.2003; Опубл. 17.11.2003, Промислова власність, Бюл. №11.
7. Пащенко Е.А., Шейкин С.Е., Черненко А.Н. и др. Инструмент для прецизионной алмазной обработки

- сферических головок эндопротезов из чистого титана // Сверхтвердые материалы. — 2013. — № 3 (203). — С. 59—71.
8. Ильин А.А., Скворцова С.В., Лукина Е.А. и др. Низкотемпературное ионное азотирование имплантов из титанового сплава ВТ20 в различных структурных состояниях // Металлы. — 2005. — № 2. — С. 38.
 9. Трефилов В.И., Моисеев В.Ф., Печковский Э.П. Деформационное упрочнение и разрушение поликристаллических металлов. — К.: Наук. думка, 1989. — 256 с.
 10. Даниленко Н.И., Моляр А.Г., Цеханов Ю.А., Шейкин С.Е. Поверхностное упрочнение шара из сплава ВТ1-0 накатыванием плоскими поверхностями // Физика и техника высоких давлений. — 2011. — Т. 21, № 4. — С. 130—138.
 11. Цеханов Ю.А., Шейкин С.Е., Карих Д.В., Сергач Д.А. Упрочнение поверхностного слоя полносферических деталей при накатывании плоским инструментом // Физика и техника высоких давлений. — 2013. — Т. 23, № 4. — С. 120—127.
 12. Игнатович С.Р., Закиев И.М. Контроль качества поверхности с использованием интерференционного профилометра // Винахідник та раціоналізатор. — 2007. — № 6. — С. 8—11.

REFERENCES

1. Chechulya B.B., Ushkov S.S., Razuvaeva Y.N., Gol'dfajn V.N. *Titanovye splavy v mashinostroyeniye*. L.: Mashinostroyeniye, 1977 [in Russian].
2. Poluljah M.V. *Endoprotezyrovanye tazobedrennogo sustava*. Rezhym dostupu: <http://rheumatology.com.ua/blog/articles/735/> [in Russian].
3. Steven M. Kurtz. *UHMWPE biomaterials handbook*. Academic Press is an imprint of Elsevier. Burlington, USA, 2009: 56.
4. Nadeev A.A., Yvannykov S.V. *Endoprotezy tazobedrennogo sustava v Rossyye (fylosofiya postroyeniya, obzor ymplantov, racyonal'nyy vybor)*. Moskva: BYNOM. Laboratoriya znanyj, 2006 [in Russian].
5. Pogreljuk I.M., Shejkin S.Je., Rostoc'kyj I.Ju. *Litopys travmatologii' ta ortopedii'*. 2014, N1—2: 72—75 [in Ukrainian].
6. *Pat. Ukrainy N 61729 A, 7 B 24 B 11/10. Sposib obrobky sferychnykh poverhon' ta prystryj dlja jogo realizacii'*. M.V. Novikov, O.O. Rozenberg, S.V. Sohan'. Zajavl. 09.04.2003. Opubl. 17.11.2003, Promyslova vlasnist', Bjul. N11 [in Ukrainian].
7. Pashhenko E.A., Shejkin S.E., Chernenko A.N. i dr. *Sverhtverdye materialy*. 2013, N3 (203): 59—71 [in Russian].
8. Il'in A.A., Skvorcova S.V., Lukina E.A. i dr. *Metally*. 2005, N2: 38 [in Russian].
9. Trefilov V.I., Moiseev V.F., Pechkovskij Je.P. *Deformacionnoe uprochnenie i razrushenie polikristallicheskih metallov*. Kyiv: Nauk. dumka, 1989 [in Russian].

10. Danilenko N.I., Moljar A.G., Cehanov Ju.A., Shejkin S.E. *Fizika i tehnika vysokih davlenij*. 2011, 21(4): 130—138 [in Russian].
11. Cehanov Ju.A., Shejkin S.E., Karih D.V., Sergach D.A. *Fizika i tehnika vysokih davlenij*. 2013, 23(4): 120—127 [in Russian].
12. Ignatovich S.R., Zakiev I.M. *Vinahidnik taracionalizator*. 2007, N6: 8—11 [in Russian].

С.Е. Шейкин¹, И.Н. Погрелюк²,
Д.В. Ефросинин¹, И.Ю. Росточкий¹, Д.А. Сергач¹

¹ Институт сверхтвердых материалов
им. В.Н. Бакуля НАН Украины, Киев

² Физико-механический институт
им. В.Г. Карпенко НАН Украины, Львов

К ВОПРОСУ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ТИТАНА В УЗЛАХ ТРЕНИЯ ИСКУССТВЕННЫХ СУСТАВОВ

Изучена возможность применения титана в узлах трения искусственных суставов. Исследованы триботехнические характеристики пары трения *титан—хирулен*, разработана технология алмазно-абразивной обработки, полировки и газового азотирования сферических головок из чистого титана для эндопротезов тазобедренного сустава человека. Показано, что предварительное измельчение структуры поверхностного слоя титановой головки холодным пластическим деформированием способствует увеличению его твердости.

Ключевые слова: чистый титан, задиорообразование, пластическое деформирование, хирулен, азотирование.

S.Ye. Shejkin¹, I.M. Pogreljuk²,
D.V. Iefrosinin¹, I.Yu. Rostotskiy¹, D.A. Sergach¹

¹ V. Bakul Institute for Superhard Materials,
NAS of Ukraine, Kyiv

² Karpenko Physico-Mechanical Institute,
NAS of Ukraine, Lviv

THE USE OF TITANIUM IN THE FRICTION OF ARTIFICIAL JOINTS

The possibility of using titanium in the friction of artificial joints is studying. Tribological characteristics of the friction pair *titanium—hirulen* is researching. The technology of diamond-abrasive machining, polishing and gas thermal nitriding spherical heads of pure titanium implants for hip person are developed. It is proved the increases of titanium head hardness achieved by pre-grinding the surface layer structure after cold plastic deformation.

Keywords: pure titanium, formation of seizure, plastic deformation, hirulen, nitriding.

Стаття надійшла до редакції 18.11.14