

УДК 621.919

С. Є. Шейкін* (Київ)

І. М. Погрелюк** (Львів)

Д. А. Сергач (Київ)

*sheykin2003@ukr.net

**pohrelyuk@ipm.lviv.ua

Модифікація робочої поверхні титанових компонентів вузлів тертя

Вивчено можливість застосування титану у вузлах тертя штучних суглобів. Досліджено триботехнічні характеристики пари тертя титан/хірулен, розроблена технологія холодного поверхневого пластичного деформування (ХППД) сферичних деталей та термодифузійного азотування сферичних головок з чистого титану для ендопротезів кульшового суглоба людини. Показано, що попереднє ХППД забезпечує підвищення рівня приповерхневого зміцнення, що відображається у зміщенні кривих розподілу мікротвердості по перетину приповерхневих зміцнених шарів в область вищих значень твердості. Приповерхнева (на глибині ~ 5 мкм) мікротвердість азотованого шару зразків з накопчуванням значно (до 30 %) перевищує мікротвердість необроблених ХППД.

Ключові слова: *тертя, азотування, захоплення, деформування, хірулен.*

Титанові сплави мають питому міцність в 1,5 рази вище, ніж у сталей і в кілька разів вище, ніж у алюмінієвих сплавів, виняткову стійкість до корозії і ерозії. Завдяки цьому вони знаходять все більше застосування в аерокосмічній промисловості, медицині, криогенній техніці, хімічній промисловості, суднобудуванні. Однак внаслідок високої схильності до контактного захоплення титанові сплави не можуть бути застосовані для виготовлення компонентів вузлів тертя. Цією властивістю титанових сплавів пояснюється також їх вкрай незадовільна оброблюваність абразивними методами [1]. Вирішення цієї проблеми було б дуже важливим в першу чергу для тих областей потенційного використання титану, де питання біосумісності, опору крихкому руйнуванню і економії ваги відіграє першорядну роль, а саме для медицини та авіації. У першому випадку це дозволило б застосовувати титан і його сплави для виготовлення деталей шарнірного зчленування ендопротезів суглобів, у другому – істотно знизити вагу вузлів тертя, наприклад гідроциліндрів різного функціонального призначення.

Таким чином, дослідження, спрямовані на розроблення нових технологій підвищення антифрикційних властивостей титану та його сплавів, є надзвичайно актуальними.

На даний час найпоширенішою операцією кісткової хірургії є протезування кульшового суглоба [2], а однією з найбільш відповідальних деталей його шарнірного зчленування є сферична головка. Застосування чистого титану для її виготовлення дозволило б вирішити питання, пов'язані зі зростаючими вимогами до біосумісності застосовуваних матеріалів у протезуванні.

Проблему незадовільної оброблюваності при виготовленні сферичних головок ендопротезів кульшового суглоба з титану VT1-0 вдалося вирішити розробкою і застосуванням спеціальних інструментів на основі абразивних композитів, що містять в якості активного компонента синтетичні алмази. Створення нових полімерних зв'язок, що мають властивість адаптивного самопідлаштування структури до умов контактної взаємодії інструменту з оброблюваним матеріалом, дозволило вирішити цю проблему [3]. Ця властивість зв'язки забезпечує максимальну міцність утримання алмазних зерен, запобігає її контакту з поверхнею оброблюваного матеріалу і, як наслідок, схоплюванню титану з поверхнею абразивного композиту. Застосування розробленої в Інституті надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України полірувальної пасти, що має інтенсивний механо-хімічний вплив на оброблювану поверхню титанової заготовки, дозволило отримати шорсткість обробленої поверхні $Ra = 0,04$ мкм. Електронно-мікроскопічне дослідження обробленої поверхні головки показало відсутність шаржування алмазами.

Таким чином, розроблена технологія забезпечує відповідність виробів ГОСТ Р ISO 7206-2–2005 по точності і шорсткості. Тобто, технологічні задачі, пов'язані з механічною обробкою титанових головок, на сьогодні вирішено.

Більшість дослідників визнають, що використання титанових сплавів в якості матеріалу компонентів вузлів тертя можливе лише після модифікування їх робочої поверхні з отриманням оптимального поєднання міцності та адгезійної інертності.

Досягти такого результату дозволяє модифікування поверхневого шару титану азотом при термодифузійному насиченні з контрольованого газового середовища – термодифузійному азотуванні (ТДА) [4]. Важливими перевагами такого методу поверхневого модифікування є формування перехідної дифузійної твердорозчинної зони $Ti(N)$, що виключає відшарування модифікованого шару, а також добра відтворюваність результатів. При цьому через технологічні параметри насичення (температурно-часові, газодинамічні) можна впливати на інтенсивність фізико-хімічних процесів на міжфазних межах і керувати структурно-фазовим станом приповерхневих шарів, корегуючи його функціональні властивості відповідно до умов експлуатації. Існування широкої області гомогенності в системі $Ti-N$ дозволяє в широкому діапазоні змінювати фізико-хімічні властивості поверхневого мононітриду титану TiN_x , його кристалографічну і електронну структуру, і, як наслідок, властивості азотованого шару і його триботехнічні характеристики.

Метою дослідження є розробка технологічних методів підвищення ефективності модифікації робочих поверхонь титанових компонентів пар тертя комбінованим впливом холодного поверхневого пластичного деформування (ХППД) і ТДА.

Вибір технологічних режимів азотування проводили за результатами триботехнічних випробувань пар тертя чистий титан/хірулен, які виконували на машині торцевого тертя за схемою кільце–площина [5]. Режими призначали відповідно до ASTM F732–82: швидкість відносного переміщення зразків становила $v = 0,057$ м/с, контактний тиск $q = 3,54$ МПа. В якості робочої рідини використовували сироватку крові людини. Для порівняння випробували також пари цирконієва кераміка/хірулен, сталь X18H10T/хірулен, сплав $CoCrMo$ /хірулен. Працездатність пар оцінювали за значеннями коефіцієнтів тертя f і питомого зносу хіруленового компонента I_n .

При виборі технологічних режимів ТДА було випробувано більше 20 титанових компонентів, азотованих за режимами, що забезпечували різний структурно-фазовий стан приповерхневих шарів. На рис. 1 наведено результати випробувань зразків, азотованих за режимом 650 °С, 20 год + 800 °С, що дозволило сформувати структурно-фазовий стан приповерхневих шарів, який при терті з хіруленом забезпечував найнижчі значення f і $I_{\text{п}}$.

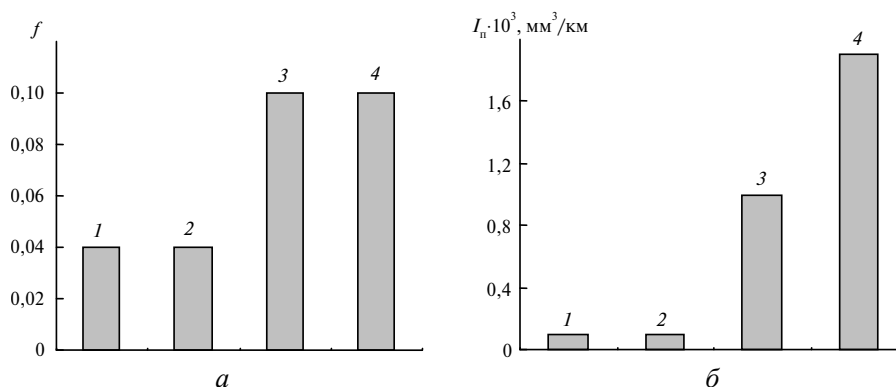


Рис. 1. Коефіцієнт тертя (a) і питома інтенсивність зносу хіруленового компонента (b) при випробуваннях на машині торцевого тертя для пар тертя: 1 – азотований ВТ1-0/хірулен; 2 – кераміка ZrO₂/хірулен; 3 – сталь Х18Н10Т/хірулен; 4 – сплав СоCrMo/хірулен.

За означеного режиму азотування на поверхні титану утворюється плівка, яка, згідно з результатами рентгенівського фазового аналізу, складається з нітридів $\delta\text{-TiN}_x$ та $\varepsilon\text{-Ti}_2\text{N}$. За даними металографічного аналізу товщина такої нітридної плівки склала $\sim 5\text{--}7$ мкм, дифузійного твердорозчинного шару – ~ 70 мкм. Поверхнева мікротвердість титану після азотування – 16,7 ГПа (за навантаження 0,49 Н). На рис. 2 наведено структуру і розподіл мікротвердості по перетину поверхневого шару титану ВТ1-0, азотованого за даним режимом.

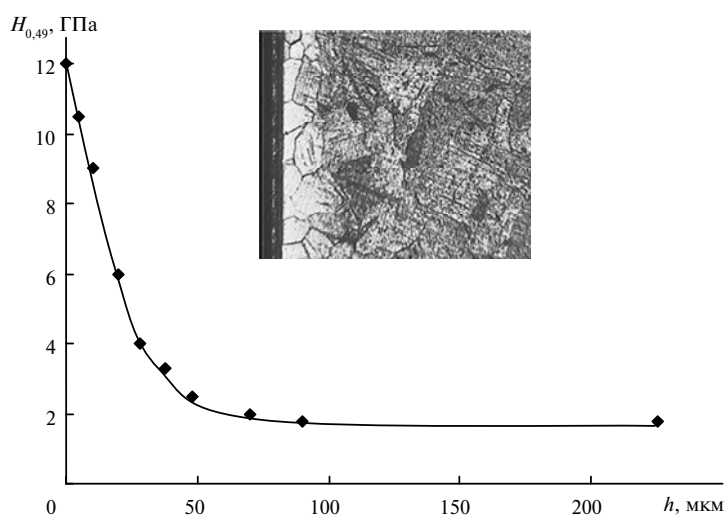


Рис. 2. Мікроструктура і розподіл мікротвердості в поверхневому шарі титану ВТ1-0 після ТДА.

Результати випробувань (див. рис. 1) свідчать, що титановий компонент після поверхневого модифікування методом ТДА за коефіцієнтом тертя і опором зносу кращий за X18H10T і CoCrMo і знаходиться на рівні цирконієвої кераміки. При цьому повністю виключається його крихке руйнування при динамічних навантаженнях, ймовірність якого завжди зберігається при використанні керамічних компонентів. Характерно, що після проходження шляху тертя 200 км, що відповідає ~ 23 млн. циклів навантаження, зносу титанового компонента не виявлено.

Таким чином, забезпечення приповерхневого зміцнення титанових компонентів ($H_{0,49}^n \geq 6$ ГПа, $h \geq 50$ мкм) термодифузійним насиченням азотом з контрольованого газового середовища робить можливим їхнє використання в медичних вузлах тертя в парі з хіруленом. Враховуючи те, що вузли тертя є надзвичайно відповідальною частиною будь-якого ендопротеза, які значною мірою визначають термін його служби, розроблення технологічних підходів до підвищення їхньої довговічності не втрачає своєї актуальності.

Результати досліджень, що представлено в [6], свідчать про те, що збільшення площі міжзеренних границь внаслідок подрібнення структури титанового сплаву VT20 шляхом застосування термоводневої обробки перед іонно-плазмовим азотуванням сприяє інтенсифікації дифузії азоту, а відтак, дозволяє істотно збільшити глибину і твердість азотованого шару, що стає запорукою підвищення його опору зносу.

У даній роботі для подрібнення структури титану VT1-0 з метою інтенсифікації дифузійних процесів при азотуванні застосовували ХППД, а саме накочування заготовки плоскими поверхнями [8, 9].

Сферичну заготовку розміщували в циліндричній камері $\varnothing 100$ мм і проводили обробку обертовим інструментом, який притискався до заготовки зусиллям $P = 1,5$ кН. Вісь інструмента зміщена відносно осі камери на ексцентриситет $e = 20$ мм (рис. 3). Час обробки складав 30, 60 і 90 с.

Після накочування зразки обробляли інструментом на основі абразивних композитів, які містять синтетичні алмази, для отримання необхідної точності і шорсткості.

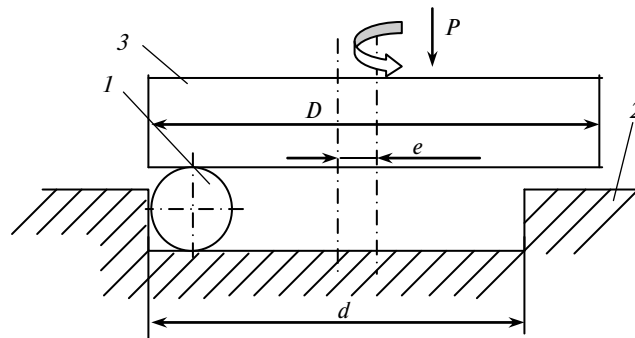


Рис. 3. Схема накочування сферичної заготовки плоскими поверхнями: 1 – сферична заготовка; 2 – циліндрична камера; 3 – обертовий інструмент.

Розподіл мікротвердості в поверхневому шарі кулі після накочування та алмазно-абразивної обробки наведено на рис. 4. Значення мікротвердості при $h = 0$ отримано при індентуванні поверхні, тобто відповідають поверхневій мікротвердості.

Представлені результати вказують на те, що твердість поверхневого шару після накочування впродовж 60 і 90 с суттєво вища, ніж після накочування

впродовж 30 с. При цьому розподіли твердості після накочування впродовж 60 і 90 с практично співпадають, хоча триваліша обробка все ж демонструє тенденцію до більшого зміцнення. Поверхнева мікротвердість після накочування слабо чутлива до його тривалості (рис. 5, режим ХППД).

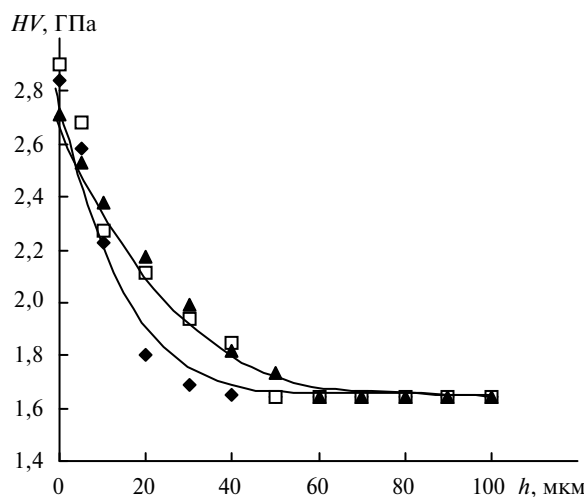


Рис. 4. Розподіл мікротвердості в поверхневому шарі кулі після накочування (протягом 30 (♦), 60 (□) і 90 (▲) с) та алмазно-абразивної обробки.

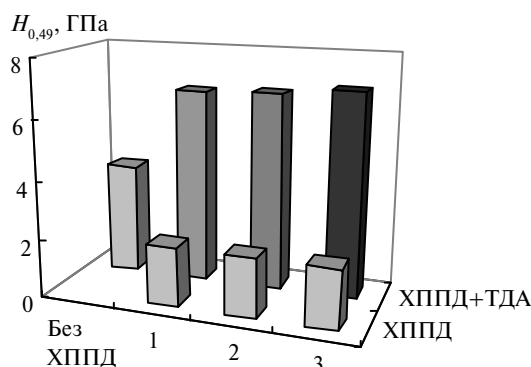


Рис. 5. Поверхнева мікротвердість титану VT1-0 після накочування (при $P = 1,5$ кН протягом 30 (1), 60 (2) і 90 (3) с) та комбінованої обробки ХППД + ТДА.

Для оцінки впливу накочування на інтенсивність дифузійних процесів ТДА зразків проводили при атмосферному тиску азоту при 650 °С протягом 5 год. Цей режим відрізняється від того, який показав найкращі результати при триботехнічних випробуваннях, але закономірності дифузійних процесів в обох випадках якісно однакові.

Як видно з рис. 5, після накочування і наступного азотування поверхнева мікротвердість також слабо чутлива до тривалості ХППД. При цьому приріст поверхневої мікротвердості накоченої поверхні в результаті азотування складає $3,9$ – $4,0$ ГПа, а сама мікротвердість встановлюється на рівні $6,6$ – $6,8$ ГПа. Відсутність попереднього накочування знижує поверхневу мікротвердість азотованої поверхні на $2,9$ – $3,1$ ГПа. Таким чином, азотування, здійснене за температури, вищої рекристалізації титану VT1-0 (600 – 700 °С) [10], не ніве-

лює ефекту зміцнення холодним поверхневим пластичним деформуванням (зокрема, накочуванням), а посилює його.

При тестуванні рівня поверхневого зміцнення методом мікротвердості встановлено, що зі збільшенням навантаження на індентор від 0,49 до 0,981 Н поверхнева мікротвердість зменшується (рис. 6, а). Це зумовлено тим, що означена характеристика є інтегральною, залежною від глибини проникнення індентора. Зафіксований характер зміни поверхневої мікротвердості залежно від навантаження на індентор свідчить про градієнтний характер приповерхневого зміцнення, характерний для дифузійних процесів. Із більшою глибиною проникнення індентора (див. рис. 6, б) твердість спадає, оскільки зменшується вміст дифундуючого елементу (зокрема, азоту), а відповідно і рівень зміцнення (див. рис. 6, а). Такий підхід дозволяє за різницею поверхневої мікротвердості за різних навантажень на індентор оцінити градієнт властивостей у тонкому поверхневому шарі завтовшки до 2 мкм (відповідно до ГОСТ 9450–76).

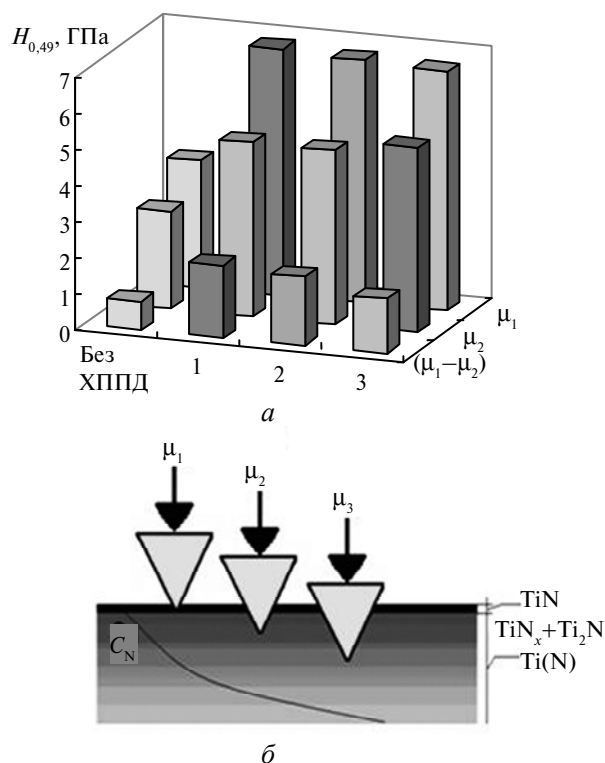


Рис. 6. Залежність поверхневої мікротвердості титану VT1-0 від навантаження на індентор після комбінованої обробки ($\mu_1 = 0,49$ Н, $\mu_2 = 0,981$ Н, $P = 1,5$ кН, час накочування 30 (1), 60 (2), 90 (3) с) (а); схема індентування (б); $\mu_1 < \mu_2 < \mu_3$.

Встановлено, що на зразках без попереднього накочування градієнт властивостей у поверхневому азотованому шарі мінімальний (див. рис. 6, а). На накочених азотованих зразках він вищий і з подовженням часу накочування зменшується (див. рис. 6, а). Таким чином, тривале накочування (90 с) забезпечує найбільше зміцнення у тонкому азотованому шарі.

Розподіл мікротвердості по перетину приповерхневих шарів сферичної заготовки з VT1-0 після комбінованої обробки (ХППД + ТДА), коли ХППД проводили впродовж 90 с, наведено на рис. 7. Характер кривих свідчить, що

характеристики градієнтного дифузійного шару після комбінованої обробки перевищують приповерхнєве зміцнення при азотуванні без попереднього накочування. Видно, що глибина зміцненого азотованого шару в обох випадках приблизно однакова і становить ~ 50 мкм. При цьому попереднє ХППД забезпечує посилення приповерхневого зміцнення, що відображається у зміщенні кривих розподілу мікротвердості по перетину приповерхневих зміцнених шарів в область вищих значень твердості (див. рис. 7). Приповерхнева (на глибині ~ 5 мкм) мікротвердість азотованого шару зразків з накочуванням значно (до 30 %) перевищує мікротвердість необроблених ХППД. Тобто, накочування перед азотуванням суттєво підвищує рівень приповерхневого зміцнення.

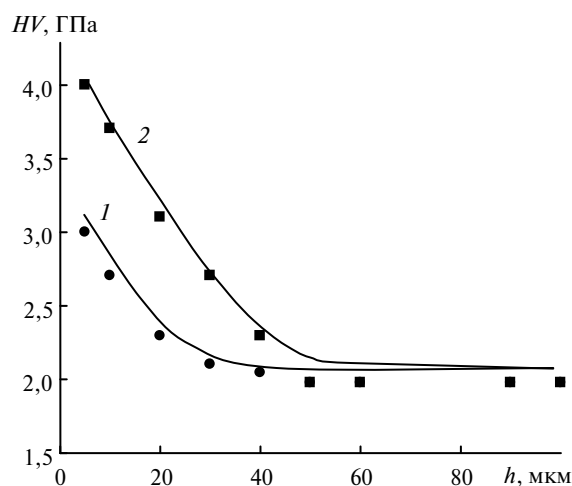


Рис. 7. Розподіл мікротвердості по перетину приповерхневих шарів сферичної заготовки з VT1-0 без ХППД (1) і після комбінованої обробки (ХППД + ТДА) протягом 90 с (2).

ВИСНОВКИ

Попереднє деформаційне зміцнення суттєво впливає на формування і характеристики градієнтного дифузійного шару при термодифузійному азотуванні титану VT1-0:

- поверхнева твердість і градієнт приповерхневого зміцнення зразка, обробленого ХППД + ТДА, вищі, ніж зразка, що оброблено ТДА, на ~ 50 %;
- мікротвердість приповерхневого азотованого шару завтовшки 20 мкм у 1,3–1,4 рази вища за мікротвердість такого ж шару, отриманого ТДА без ХППД.

Збільшення ступеню деформаційного зміцнення перед ТДА сприяє підвищенню мікротвердості азотованого шару.

Изучена возможность применения титана в узлах трения искусственных суставов. Исследованы триботехнические характеристики пары трения титан/хирулен, разработана технология холодного поверхностного пластического деформирования (ХППД) сферических деталей и термодиффузионного азотирования сферических головок из чистого титана для эндопротезов тазобедренного сустава человека. Показано, что предварительное ХППД обеспечивает повышение уровня приповерхностного упрочнения, отображается в смещении кривых распределения микротвердости по сечению приповерхностных упрочненных слоев в область более высоких значений твердости. Приповерхностная (на глубине ~ 5 мкм) микротвердость азотированного слоя образцов с накатыванием значительно (до 30 %) превышает микротвердость необработанных ХППД.

Ключевые слова: трение, азотирование, схватывание, деформирование, хирулен.

The opportunity of application titanium in friction artificial joints. Investigated tribological characteristics of friction pairs titanium/hirulen, the technology CSPD spherical components and thermal diffusion nitriding spherical heads of pure titanium implants for hip joint person. Preliminary CSPD provides increased surface hardening, displayed in the displacement distribution curves microhardness the cross section of the surface-hardened layers in the region of higher hardness values. The near-surface (at a depth of ~ 5 microns) microhardness of the nitrided layer samples by rolling with significant (30%) than untreated microhardness CSPD.

Keywords: friction, nitriding, grasping, deformation, hirulen.

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. – <http://rheumatology.com.ua/blog/articles/735/>
3. Пащенко Е. А., Шейкин С. Е., Ефросинин Д. В. и др. Инструмент для прецизионной алмазной обработки сферических головок эндопротезов из чистого титана // Сверхтв. материалы. – 2013. – № 3. – С. 59–71.
4. Федірко В. М., Погрелюк І. М. Азотування титану та його сплавів. – К.: Наук. думка, 1995. – 220 с.
5. Шейкин С. Е., Цеханов Ю. А., Ефросинин Д. В., Ростокцкий И. Ю. Работоспособность сферических титановых головок эндопротезов тазобедренного сустава в паре с хируленом и технологические основы их изготовления // Вестник СевНТУ. – 2012. – № 133. – С. 323–328.
6. 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. 38–44.
7. Трефилов В. И., Моисеев В. Ф., Печковский Э. П. Деформационное упрочнение и разрушение поликристаллических металлов. – К.: Наук. думка, 1989. – 256 с.
8. 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. – 23, № 4. – С. 120–127.
9. Даниленко Н. И., Моляр А. Г., Цеханов Ю. А., Шейкин С. Е. Поверхностное упрочнение шара из сплава ВТ1-0 накатыванием плоскими поверхностями // Там же. – 2011. – 21, № 4. – С. 130–138.
10. Глазунов С. Г., Моисеев В. Н. Конструкционные титановые сплавы. – М.: Металлургия, 1974. – 368 с.

Ін-т надтвердих матеріалів
ім. В. М. Бакуля НАН України
Фізико-механічний ін-т
ім. В. Г. Карпенка НАН України

Надійшла 25.02.15