

Katarzyna ZASIŃSKA*, Anna PIĄTKOWSKA**

**OCENA ZUŻYCIA ŚCIERNEGO STOPU Ti13Nb13Zr
IMPLANTOWANEGO JONAMI AZOTU,
PRZEZNACZONEGO NA ELEMENTY TRĄCE
W ENDOPROTEZACH ORTOPEDYCZNYCH**

**THE EVALUATION OF THE ABRASIVE WEAR
OF THE Ti13Nb13Zr ALLOY IMPLANTED BY NITROGEN
IONS FOR FRICTION COMPONENTS OF THE HIP JOINT
ENDOPROSTHESES**

Słowa kluczowe:

implantacja jonowa, stop tytanu, zużycie ściernie, azot, staw biodrowy, biomateriały

Key words:

ion implantation, titanium alloy, abrasive wear, nitrogen, hip joint, biomaterials

* Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, ul. G. Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk, Polska, e-mail: katzasin@pg.gda.pl.

** Instytut Technologii Materiałów Elektronicznych, Zakład Badań Mikrostrukturalnych, ul. Wólczyńska 133, 01-919 Warszawa, Polska, e-mail: a.piatkowska@itme.edu.pl.

Streszczenie

Z uwagi na potrzeby społeczne, a zwłaszcza rosnące zapotrzebowanie na endoprotezy stawów biodrowego i kolanowego oraz uwzględniając fakt, że procesy tribologiczne odgrywają wiodącą rolę w procesie utraty stabilności endoprotez ortopedycznych i decydują o ich trwałości, uznano za celowe przeprowadzenie oceny wpływu implantacji jonowej na zużycie ściernie biostopu Ti13Nb13Zr. Do badań wykorzystano pary trące: nieimplantowany stop Ti13Nb13Zr/PE-UHMW oraz implantowany jonami N^+ stop Ti13Nb13Zr/PE-UHMW. Autorzy zastosowali implantację jonów N^+ do stopu Ti13Nb13Zr w celu poprawy jego własności tribologicznych. Testy tribologiczne badanej pary trącej przeprowadzono z wykorzystaniem tribometru PT-3. W artykule przedstawiono wyniki badań chropowatości i falistości powierzchni badanych biomateriałów oraz ich obserwacje z wykorzystaniem mikroskopu świetlnego (LM). Określono również wpływ implantacji jonowej badanego stopu Ti na intensywność jego zużycia pod kątem jego praktycznego zastosowania na pary trące w endoprotezie stawu biodrowego. Analiza wyników wskazała, że przy zadanych parametrach procesu implantacji jonowej implantowane próbki zużywają się znacznie wolniej niż próbki nieimplantowane.

WPROWADZENIE

Staw biodrowy łączy miednicę z kończyną dolną i jest jednym z bardziej narażonych na zmiany przeciążeniowo-zwyrodnieniowe elementów układu kostnego człowieka. Jego budowa anatomiczna pozwala na przenoszenie dużych obciążeń podczas wykonywania funkcji lokomocyjnych. Podczas chodu staw biodrowy przenosi obciążenia dynamiczne przekraczające 3–4-krotnie ciężar ciała, zaś podczas ekstremalnej aktywności fizycznej nawet 8-krotnie [L. 3, 6].

W wyniku starzenia się organizmu człowieka następuje oprócz stopniowego osłabienia mięśni także zużywanie elementów układu kostnego, w tym stawów narządu ruchu. Nadmierne zużycie stawów wynikające z wieku człowieka, lub z przebytych chorób i wypadków, może powodować ograniczenie lub wykluczenie chorego z aktywnego życia. Niekiedy jedynym sposobem przywrócenia choremu możliwości swobodnego poruszania się oraz powrotu do aktywnego życia jest zastąpienie jego niesprawnego stawu endoprotezą [L. 4].

Wszczepiona endoproteza powinna charakteryzować się wysoką trwałością oraz biofunkcjonalnością, aby właściwie spełniać przypisane jej funkcje w organizmie człowieka. Niestety żywotność sztucznych stawów jest ograniczona głównie z uwagi na procesy zużycia tribologicznego współpracujących elementów pary trącej. W styku ruchowym głowa endoprotezy-panewka stawu biodrowego występuje tarcie ślizgowe o małych prędkościach względnych, a styk tarciový obejmuje stosunkowo dużą powierzchnię. Taki rodzaj styku (powierzchniowy) wpływa na powstawanie dużej ilości produktów zużycia [L. 2, 3].



W celu przedłużenia bezawaryjnej pracy implantu w organizmie człowieka istotny jest dobór odpowiednich materiałów na elementy trące endoprotez (głowa/panewka), które powinny charakteryzować się niskimi oporami ruchu i wysoką odpornością na zużycie tribologiczne [L. 1].

Wieloletnie doświadczenia kliniczne umożliwiły ocenę przydatności użytkowej większości metali i ich stopów na pary trące, na podstawie której wytypowano grupę biomateriałów metalicznych, które mogą być z zadowalającym bezpieczeństwem stosowane w praktyce chirurgicznej. Stopy tytanu charakteryzują się najwyższą biotolerancją spośród wszystkich obecnie stosowanych biomateriałów metalicznych, dobrą odpornością na korozję szczelinową i naprężeniową w środowisku chlorków, właściwościami paramagnetycznymi, wysoką wytrzymałością zmęczeniową oraz najniższym modułem Younga. Ponadto w porównaniu ze stopami o osnowie żelaza i kobaltu cechuje je mniejszy ciężar właściwy, co stanowi ich dużą zaletę jako materiałów wykorzystywanych w alloplastyce [L. 2, 4].

Obecnie najpowszechniej używanym stopem tytanu do wytwarzania implantów kostnych jest stop tytanu z aluminium i wanadem Ti-6Al-4V. Jego wadami są: wysoki moduł Younga (około 110 GPa) oraz niekorzystne oddziaływanie wanadu na organizm ludzki, który może inicjować choroby centralnego układu nerwowego, a nawet nowotwory. Rosnące wymagania wobec implantów długookresowych oraz zastrzeżenia kliniczne do wanadu oraz w mniejszym stopniu do aluminium, przyczyniły się do rozwoju badań nad bezwanadowymi stopami tytanu [L. 1, 2, 4, 7, 8].

Dlatego też autorzy artykułu do badań użyli stopu tytanu nowej generacji Ti13Nb13Zr. Najważniejszą cechą stopu Ti13Nb13Zr z punktu widzenia zastosowań ortopedycznych jest stosunkowo niski moduł sprężystości wzdłużnej (79 GPa). Moduł Younga zbliżony do modułu kości korowej (20–30 GPa) zapewnia naturalny rozkład naprężeń na granicy styku implant–tkanka kostna, co pozwala uniknąć przeciążenia, a w konsekwencji obłuzowania i zniszczenia implantu.

Wcześniej przeprowadzone przez autorów rozpoznawcze badania tribologiczne stopu Ti13Nb13Zr wykazały jego niską odporność na zużycie ściernie [L. 9]. Stąd też, pomimo wielu korzystnych cech użytkowych stopu Ti13Nb13Zr, nadal pozostaje kluczowa kwestia zwiększenia jego odporności na ścieranie. Problem ten można rozwiązać na drodze modyfikacji powierzchni, dlatego w celu poprawy własności tribologicznych badanego stopu autorzy zastosowali metodę implantacji jonowej jako sposób modyfikacji warstwy wierzchniej. Metoda ta umożliwia m.in. zwiększenie twardości i odporności na zużycie poprzez tarcie, a także również korzystnie wpływa na biozgodność i odporność korozyjną materiałów metalicznych.



METODYKA BADAŃ

Material do badań

Do badań tribologicznych wykorzystano parę trącą złożoną ze stopu tytanu Ti13Nb13Zr oraz polietylenu o bardzo wysokiej masie cząsteczkowej PE-UHMW firmy Poly Hi Solidur Deutschland GmbH. Próbki ze stopu Ti13Nb13Zr poddano badaniom tribologicznym przed i po implantacji jonowej.

Badany stop Ti13Nb13Zr należy do grupy stopów bezwanadowych o strukturze jednofazowej typu β , którego skład chemiczny przedstawiono w Tabeli 1.

Tabela 1. Skład chemiczny stopu Ti13Nb13Zr zgodny z certyfikatem producenta, w % wag
Table 1. Chemical compositions of titanium alloy Ti13Nb13Zr, in wt%

Badany stop	C	N	Fe	Nb	Zr	O	Ti
Ti13Nb13Zr	0,04	0,019	0,05	13,0	13,0	0,11	reszta

Stop Ti13Nb13Zr charakteryzuje się:

- bardzo wysoką biotolerancją związaną z dużą odpornością na korozję,
- bardzo korzystnymi właściwościami mechanicznymi przy niemal dwukrotnie niższym ciężarze właściwym w porównaniu z innymi biomateriałami metalowymi,
- zdolnością osteointegracji, ułatwiającą trwały zrost z tkanką kostną,
- większą elastycznością w porównaniu z innymi biomateriałami ułatwiającymi sąsiadującej kości z implantem pełnienie funkcji nośnej,
- możliwością zastosowania stopu tytanu na implanty długookresowe, które nie będą wymagały usunięcia z organizmu przez co najmniej 20 lat.

Najważniejsze właściwości mechaniczne stopu Ti13Nb13Zr zestawiono w Tabeli 2.

Tabela 2. Właściwości mechaniczne stopu Ti13Nb13Zr
Table 2. Mechanical properties of Ti13Nb13Zr alloy

Material	Moduł Younga, E [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie, R_m [MPa]	Granica plastyczności, R_e [MPa]	Wydłużenie, A [%]	Współczynnik Poissona
Ti13Nb13Zr	79	973–1037	836–908	10–16	0,36

Drugim materiałem stanowiącym przeciwpróbkę w badanych parach trących był polietylen o bardzo dużym ciężarze cząsteczkowym (PE-UHMW). Polietylen,



z którego obecnie wykonywane są panewki, charakteryzuje się niskim współczynnikiem tarcia, dobrymi własnościami ślizgowymi, odpornością na korozję i zdolnością do tłumienia drgań. Ponadto polimery węglowodorowe posiadają dodatkowo bardzo ważną cechę, jaką jest obojętność dla organizmu ludzkiego. Do badań tribologicznych użyto polietylenu PE-UHMW o nazwie handlowej Chirulen, którego właściwości mechaniczne przedstawiono w **Tabeli 3**.

Tabela 3. Właściwości mechaniczne PE-UHMW

Table 3. Mechanical properties of PE-UHMW

Material	Moduł Younga, E [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie, R_m [MPa]	Granica plastyczności, R_e [MPa]	Wydłużenie, A [%]	Współczynnik Poissona
PE-UHMW	0,69	46,2	21,5	434	0,46

Przygotowanie próbek

Do badań tribologicznych wykonano próbki w kształcie walca o średnicy 22 mm i wysokości 15 mm z otworami osiowymi o średnicy 2 mm w próbkach z PE-UHMW oraz o średnicy 8 mm w próbkach z Ti13Nb13Zr. Na powierzchniach czołowych wszystkich próbek wykonano rowki obwodowe oraz dodatkowo rowki poprzeczne na powierzchniach czołowych próbek z PE-UHMW. Wykonane otwory osiowe oraz rowki obwodowe i poprzeczne miały zapewnić skuteczne doprowadzenie płynu smarującego (roztworu Ringera) do strefy tarcia. Od doboru parametrów obróbki próbek zarówno w procesie obróbki wstępnej, jak też obróbki wykończeniowej, zależą osiągnięte efekty i walory użytkowe otrzymywanych powierzchni. Dlatego jednym z kluczowych etapów przygotowania próbek do badań było szlifowanie i polerowanie ich powierzchni czołowych do wartości chropowatości zgodnej z wytycznymi zawartymi w normie ASTM nr F732-00 i F2033-05. Według normy ASTM nr F732-00 i F2033-05 powierzchnie głów endoprotez metalowych lub ceramicznych, przeznaczonych do współpracy z polietylenową panewką, powinny charakteryzować się wartością chropowatości $R_a \leq 0,05 \mu\text{m}$. W normach określono również wymagania odnoszące się do panewki polietylenowej współpracującej z metalową lub ceramiczną głową. Panewka polietylenowa powinna charakteryzować się wartością chropowatości $R_a \leq 2 \mu\text{m}$. Uzyskane wartości chropowatości próbek mieściły się w zakresie $R_a = 0,02-0,05$.

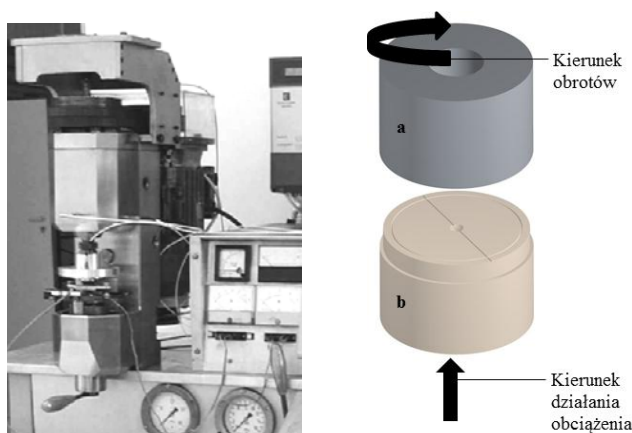
Próbki wykonane z PE-UHMW przed badaniami poddano kondycjonowaniu w wodzie destylowanej przez 48 h, aby uzyskać stan równowagi ich nasycenia wodą, zgodnie z normą PN-EN ISO 11542-2 oraz ASTM nr F732-00.



Próbki wykonane ze stopu Ti13Nb13Zr poddano implantacji jonowej w Instytucie Technologii Materiałów Elektronicznych w Warszawie przy użyciu implantatora firmy Balzers typu MPB 202 RP. Powierzchnie czołowe próbek stopu Ti implantowano jonami azotu N^+ , stosując dawki jonów: 2×10^{17} jonów/cm², 4×10^{17} jonów/cm² oraz 8×10^{17} jonów/cm² o energii 150 keV. Proces prowadzono w sposób gwarantujący utrzymanie temperatury próbek nie przekraczającej 50°C w czasie implantacji.

Testy tribologiczne

Badania zużycia ściernego badanych par trących przeprowadzono za pomocą tribometru PT-3. Tribometr PT-3 [L. 5] jest uniwersalną maszyną do badania tarcia ślizgowego i tocznego w warunkach ruchu obrotowego. Charakteryzuje się możliwością łatwej modyfikacji układu badawczego, przy dużej swobodzie kształtowania wymiennych części bez ingerencji w inne układy maszyny. Widok tribometru PT-3 oraz widok 3D badanego modelu węzła tarcia przedstawiono na **Rys. 1**. Głównymi podzespołami tribometru są: głowica z układem badawczym, hydrauliczne układy zasilające, układ napędowy wrzeciona oraz komputerowy system sterująco-pomiarowy. Badany węzeł tarcia stanowi układ dwóch próbek a i b w styku konforemnym. W górnym uchwycie tribometru mocowana była próbka czynna ze stopu Ti13Nb13Zr (wprawiana w ruch obrotowy – 1), natomiast w uchwycie dolnym mocowana była próbka bierna z PE-UHMW (utwierdzona – 2).



Rys. 1. Widok tribometru PT-3 oraz widok 3D badanego modelu węzła tarcia: a) próbka czynna (wirująca) – stop Ti13Nb13Zr, b) próbka bierna (nieruchoma) – polietylenowa (PE-UHMW)

Fig. 1. A view of tribometer PT-3 and the 3D model of investigated friction node: a) active sample (rotating) – Ti13Nb13Zr alloy, b) passive sample (fixed) – polyethylene

W oparciu o wcześniej przeprowadzone przez autorów rozpoznawcze badania tribologiczne dobrano następujące parametry:

- obciążenie: 3,0 kN,
- prędkość obrotowa metalowej próbki: 10 obr./min,
- czas trwania próby: 3, 10, 30, 60, 120 i 180 min.

Badania tribologiczne powtórzono trzykrotnie przy zadanym obciążeniu. Węzeł tarcia badany był w środowisku płynu Ringera, którego obecność miała na celu odwzorowanie naturalnych warunków tribologicznych występujących w ciele człowieka.

W celu oceny topografii powierzchni badanych próbek wykonano profile falistości oraz chropowatości ich powierzchni przed i po zakończeniu testów tribologicznych za pomocą profilometru stykowego firmy Hommel Etamic T8000. Dodatkowo przeprowadzono obserwacje powierzchni roboczych badanych próbek przed i po testach za pomocą mikroskopu świetlnego (LM).

WYNIKI BADAŃ I Dyskusja

Celem badań było określenie wpływu implantacji jonowej na intensywność zużycia stopu Ti13Nb13Zr pod kątem jego praktycznego zastosowania na parę trącą w endoprotezie stawu biodrowego.

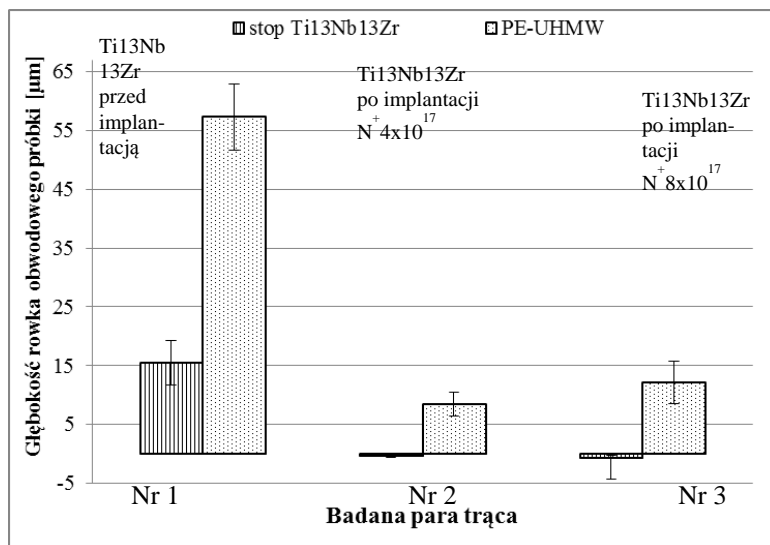
Profile falistości powierzchni próbek wykonano na odcinku długości 2,25 mm, który obejmował specjalnie w tym celu wykonany rowek obwodowy oraz sąsiadujące z nim powierzchnie. Profile te otrzymane przed badaniami tribologicznymi posłużyły jako baza odniesienia, względem której oceniano wartość zużycia ściernego badanych materiałów. Zużycie współpracujących materiałów spowodowało zmniejszenie głębokości rowka obwodowego na powierzchni czołowej badanych próbek. Zmiany głębokości rowka obwodowego przedstawiono na **Rys. 2**.

Z analizy przedstawionego wykresu wynika, że większe zużycie stopu Ti13Nb13Zr zachodzi przed implantacją jonową niż po niej. Próbką polietylenową współpracującą ze stopem Ti13Nb13Zr przed implantacją jonową również wykazuje znacznie większe zużycie w porównaniu z próbką polietylenową współpracującą ze stopem Ti13Nb13Zr po procesie implantacji jonowej. W parze trącej PE-UHMW/Ti13Nb13Zr przed implantacją nastąpiło zmniejszenie głębokości ich rowków obwodowych, co wskazuje na zużycie próbek. W próbce z PE-UHMW nastąpiło zmniejszenie głębokości rowka obwodowego o około 57 μm , natomiast w próbce ze stopu Ti o około 16 μm .

Dla pary trącej złożonej ze stopu Ti13Nb13Zr po implantacji jonowej i PE-UHMW zauważono nieznaczne zmiany głębokości rowków obwodowych próbek z PE-UHMW: około 8 μm dla pary trącej nr 2 oraz 12 μm dla pary trącej nr 3. Próbkę z Ti13Nb13Zr po implantacji azotem miały większą głębokość rowków obwodowych o około 1 μm po testach tribologicznych, o czym świadczą ujemne wartości na przedstawionym wykresie. Taką zmianę wysokości



próbek można tłumaczyć powstaniem niewielkich nalepień cząstek polietylenu na powierzchniach próbek ze stopu Ti, co również wpływa na brak zauważalnego zużycia próbek tytanowych po implantacji jonowej.



Rys. 2. Średnie zużycie ścierne rowka obwodowego badanych par trących po badaniach tribologicznych: nr 1 – Ti13Nb13Zr/PE-UHMW, nr 2 – Ti13Nb13Zr po implantacji 4×10^{17} /PE-UHMW, nr 3 – Ti13Nb13Zr po implantacji 8×10^{17} /PE-UHMW

Fig. 2. Linear wear of the tested materials as determined on the basis of the depth decrease of the circumferential groove

W celu przeprowadzenia dalszej analizy zużycia badanych par trących dokonano pomiarów profili chropowatości powierzchni próbek na odcinku 2,25 mm, który obejmował powierzchnie czołowe próbek bez rowków obwodowych i poprzecznych. Pomiar chropowatości powierzchni wykonano przed i po testach tribologicznych, co pozwoliło na oszacowanie zmian wartości parametru Ra. Wyniki przedstawiono w Tabeli 4.

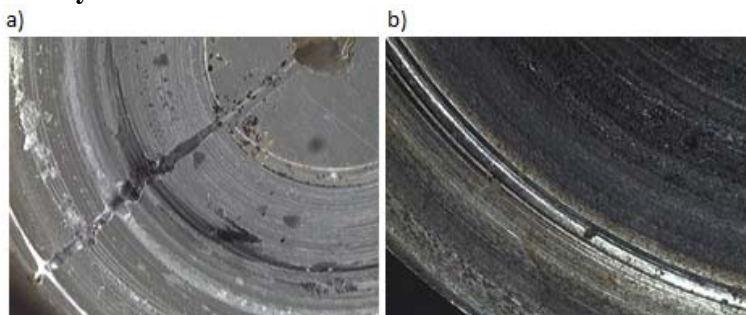
Tabela 4. Średnia wartość parametru Ra badanych materiałów przed i po testach tribologicznych

Table 4. The mean roughness (Ra) of the investigated materials before and after tribological tests

Para trąca	Materiał	Ra przed testami [µm]	Ra po testach [µm]
Nr 1 (Ti13Nb13Zr przed implantacją /PE-UHMW)	Ti13Nb13Zr	0,04	0,34
	PE-UHMW	0,03	0,16
Nr 2 (Ti13Nb13Zr po implantacji $N^+ 4 \times 10^{17}$ /PE-UHMW)	Ti13Nb13Zr	0,02	0,02
	PE-UHMW	0,04	0,08
Nr 3 (Ti13Nb13Zr po implantacji $N^+ 8 \times 10^{17}$ /PE-UHMW)	Ti13Nb13Zr	0,02	0,02
	PE-UHMW	0,05	0,09

Na podstawie uzyskanych wartości parametru Ra powierzchni próbek po badaniach tribologicznych zaobserwowano największy wzrost chropowatości powierzchni materiałów tworzących parę tarcą nr 1, wynoszący odpowiednio $0,3 \mu\text{m}$ dla próbki ze stopu Ti oraz $0,13 \mu\text{m}$ dla próbki z PE-UHMW. Z **Tabeli 4** wynika, że wartość parametru Ra powierzchni próbek Ti13Nb13Zr w parze tarczej nr 2 i 3 nie uległa zmianie podczas testów tribologicznych, natomiast próbek PE-UHMW nieznacznie wzrosła o taką samą wartość, tj. $0,04 \mu\text{m}$. W przypadku tribologicznej współpracy materiału polimerowego, jakim jest PE-UHMW z materiałem metalicznym (stopem Ti), chropowatość powierzchni twardszego materiału ma istotny wpływ na opory tarcia występujące w strefie tarcia oraz na intensywność zużycia PE-UHMW. Znaczna zmiana chropowatości powierzchni materiału metalicznego podczas testów tribologicznych przyczyniła się do zwiększenia zużycia ściernego stosunkowo miękkiego PE-UHMW, co było skutkiem zahaczania i ścinania nierówności powierzchni twardszego materiału o powierzchnię miękkiego materiału polimerowego.

Po badaniach tribologicznych przeprowadzono obserwacje mikroskopowe powierzchni badanych biomateriałów. Wybrane wyniki tych obserwacji przedstawiono na **Rys. 3 i 4**.

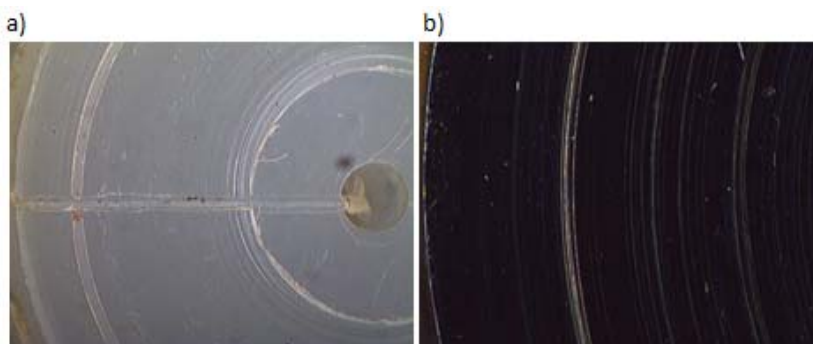


Rys. 3. Widok powierzchni badanych próbek po testach tribologicznych: a) PE-UHMW współpracujący z nieimplantowanym stopem Ti13Nb13Zr, b) nieimplantowany stop Ti13Nb13Zr

Fig. 3. View of the front faces of the investigated samples after the tribological tests: a) PE-UHMW worn in contact with Ti13Nb13Zr alloy, b) Ti13Nb13Zr alloy

Na podstawie przeprowadzonych obserwacji powierzchni próbek za pomocą mikroskopu świetlnego (LM) po badaniach tribologicznych można zauważyć znacznie gorszą jakość powierzchni dla pary tarczej PE-UHMW/stop Ti13Nb13Zr przed implantacją jonową (**Rys. 3**) oraz znacznie lepszy stan powierzchni dla próbek pary tarczej złożonej z PE-UHMW i stopu Ti po implantacji jonami N^+ (**Rys. 4**). Na **Rys. 3** widoczne są głębokie obwodowe bruzdy na powierzchniach roboczych próbek. Na powierzchni próbki Ti13Nb13Zr (**Rys. 3b**) zaobserwowano wyraźny wzrost chropowatości oraz zmianę zabarwienia jej powierzchni czołowej. Pojawienie się niebieskiej warstwy na powierzchni stopu tytanu wskazuje na tworzenie się warstwy tlenku tytanu, której grubość wzrasta wraz z czasem trwania

testu tribologicznego. Dokładniejsza analiza zdjęć wykazuje odrywanie cząstek metalu oraz jednoczesne przyklejanie polietylenu do powierzchni próbki stopu tytanu. Może być to spowodowane przez duże siły adhezji w styku PE-UHMW/ Ti13Nb13Zr, co wpływa na intensywniejsze przenoszenie cząstek materiału prowadząc tym samym do wzrostu zużycia PE-UHMW. Ponadto na **Rys. 3a** zaobserwowano rozwarstwienie polietylenu oraz wykruszanie jego cząstek. Na **Rys. 4** widoczne są cienkie i płytkie obwodowe rysy na powierzchniach, typowe dla jednokierunkowego ślizgania przy stałym obciążeniu i prędkości.



Rys. 4. Widok powierzchni badanych próbek po testach tribologicznych: a) PE-UHMW współpracujący ze stopem Ti13Nb13Zr po implantacji $N+8 \times 10^{17}$, b) stop Ti13Nb13Zr po implantacji $N+8 \times 10^{17}$

Fig. 4. View of the front faces of the investigated samples after the tribological tests: a) PE-UHMW worn in contact with implanted Ti13Nb13Zr alloy, b) implanted Ti13Nb13Zr alloy

WNIOSKI

Dla stopu Ti13Nb13Zr po implantacji jonami N^+ zaobserwowano znaczne polepszenie jego własności tribologicznych, co wpłynęło na zmniejszenie zużycia badanej pary trącej.

Implantacja jonowa wydaje się być skuteczną metodą modyfikacji warstwy wierzchniej stopu Ti13Nb13Zr, która pozwoliła ograniczyć jego zużycie adhezjno-ścierne w parze trącej z PE-UHMW. Zmiany składu chemicznego warstwy wierzchniej stopu Ti13Nb13Zr po implantacji jonami N^+ mogą powodować zmianę głównego mechanizmu zużycia (obserwowanego w postaci wyrwanych cząstek i powstających nalepień materiału w badanym połączeniu ciernym) prowadzącą do znaczącego zmniejszenia intensywności zużycia.

Przeprowadzone badania częściowo uwiarykowały mechanizm zużycia tribologicznego, który będzie wymagał dalszych badań tribologicznych i strukturalnych oraz dalszej analizy. Zrozumienie tego mechanizmu może pozwolić na kontrolowanie tarcia i zużycia badanych par trących.

PODZIĘKOWANIA

Autorzy pragną podziękować pracownikom laboratorium Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów, Wydziału Mechanicznego, Politechniki Gdańskiej oraz pracownikom Zakładu Badań Mikrostrukturalnych, Instytutu Technologii Materiałów Elektronicznych w Warszawie za ich włożony wysiłek w realizację przedstawionych badań.

LITERATURA

1. Chassaing G., Faure L., Philippon S., Coulibaly M., Tidu A., Chevrier P., Meriaux J.: Adhesive wear of a Ti6Al4V tribopair for a fast friction contact. *Wear*, Vol. 320, s. 25–33.
2. Chia-Wei Lin, Chien-Ping Ju, Jiin-Huey Chern Lin: A comparison of the fatigue behavior of cast Ti-7.5Mo with c.p. titanium, Ti-6Al-4V and Ti-13Nb-13Zr alloys. *Biomaterials*, Vol. 26, Issue 16, June 2005, s. 2899–2907.
3. Gierzyńska-Dolna M., Lijewski M.: Tests of tribological properties of biomaterials and implants. *Obróbka Plastyczna Metali* Vol. XXIII Nr 3, 2012, s. 183–196.
4. Łaskawiec J., Michalik R.: Theoretical and application issues in implants, Publishing House of Silesian University of Technology, Gliwice, 2002.
5. Łubiński J.I., Druet K., Grymek S.: Modes of friction induced vibrations during sliding friction as a manifestation of the dynamical properties of a tribometer. *Tribologia*, Vol. 4, 2003, s. 299–315.
6. Rybak T., Gierzyńska-Dolna M., Sulej-Chojnacka J., Wiśniewski T.: New materials for knee endoprosthesis pads. *Tribologia*, Vol. 5, s. 223–233.
7. Szarek A.: Assessment of wear of metal heads in hip joint prosthesis removed from human bodu due to aseptic loosening. *Engineering of Biomaterials*, Vol. 74, 2008, s. 11–16.
8. Xuanyong Liua, Paul K. Chub, Chuanxian Dinga: Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering*, Vol. 47, Issues 3–4, 2004, s. 49–121.
9. Zasińska K., Seramak T., Łubiński J.: The determination of abrasion resistance of selected biomaterials for the friction pairs in the hip joint endoprosthesis. *Advances in Materials Science*, Vol. 14, Number 3, 2014.

Summary

Due to social needs, and especially the growing demand for the hip and knee prostheses and taking into account the fact that the tribological processes play a leading role in the loss of the stability of orthopaedic prostheses and determines their durability, it was considered to be important to assess the impact of the ion implantation on the abrasive wear of Ti13Nb13Zr bio-alloy. For the study, the following friction pairs were used: not implanted Ti13Nb13Zr alloy/PE-UHMW, and Ti13Nb13Zr alloy/PE-UHMW implanted with N⁺ ions. For the tribological tests, a



Ti13Nb13Zr alloy was selected for several reasons: It contains no potentially toxic elements; it has a Young's modulus that is similar to the modulus of bone, with good mechanical properties and a medical certificate for use. The preliminary tribological tests of the Ti alloy carried out earlier by the authors revealed its low resistance to abrasive wear. Therefore, the authors applied the ion implantation of N⁺ ions to Ti13Nb13Zr alloy in order to improve its tribological properties. The tribological tests of the friction pairs were carried out by means of a PT-3 tribometer. In the article, the tests results of the roughness and waviness and the observations of friction surfaces of the tested biomaterials carried out by means of the light microscope (LM) were presented. The impact of the ion implantation of the investigated Ti alloy on its wear intensity in the aspect of its practical use on friction pairs in the hip replacement was also determined. The result analysis indicated that, for the assumed parameters of the ion implantation process, the implanted samples wear out much more slowly than the non-implanted samples.