

**Monika MADEJ^{*}, Dariusz OZIMINA^{*},
Janusz CWANEK^{**}, Michał STYP-REKOWSKI^{***}**

ANALIZA ZUŻYCIA POLIETYLENU UHMW PE STOSOWANEGO W UKŁADACH BIOTRIBOLOGICZNYCH

THE ANALYSIS OF TRIBOLOGICAL WEAR OF POLYTHENE UHMW PE APPLIED IN BIOTRIBOLOGICAL SYSTEMS

Słowa kluczowe:

AFM, biotribologia, polietylen wielkocząsteczkowy, powłoki PVD, SEM, tarcie, zużycie tribologiczne

Key words:

AFM, biotribology, ultra-high molecular weight polythene, PVD coatings, SEM, friction, tribological wear

^{*} Politechnika Świętokrzyska, Wydział Mechatroniki i Budowy Maszyn, Zakład Tribologii i Materiałów Eksploatacyjnych, Al. 1000-lecia PP 7, 25-314 Kielce, e-mail: mmadej@tu.kielce.pl.

^{**} Uniwersytet Rzeszowski, Wydział Medyczny, Instytut Fizjoterapii, ul. Warszawska 26 A, 35-205 Rzeszów.

^{***} Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy w Bydgoszczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Al. Prof. S. Kaliskiego 7, 85-789 Bydgoszcz.

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań materiałów stosowanych na elementy systemów biotribologicznych – endoprotez stawów. Badaniom poddano polietylen ultra-wielkocząsteczkowy UHMW PE w skojarzeniu trącym ze stopem Co-Cr-Mo oraz ze stopem Co-Cr-Mo z powłoką TiN, otrzymaną techniką PVD. Topografię i analizę powierzchni oceniano przy użyciu mikroskopu skaningowego SEM oraz mikroskopu sił atomowych AFM. Charakterystyki tribologiczne uzyskano na aparacie T-17, pracującym w skojarzeniu trzpień–płytki zgodnie z normą ASTM 732-82 w warunkach tarcia ze smarowaniem roztworem Ringera. Badania wykazały, że mechanizmy zużycia polietylenowych elementów zależą przede wszystkim od materiału powierzchni roboczych węzła tarcia.

WPROWADZENIE

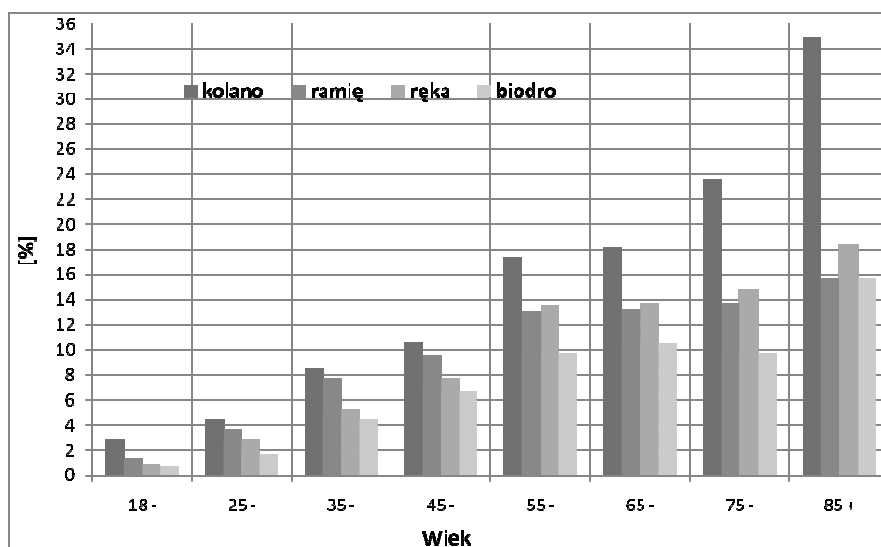
Budowa i fizjologia naturalnych stawów sprawia, że są one najdoskonalszymi łożyskami i stanowią wzór idealnego węzła tarcia. Przyjmuje się, że w zdrowym stawie człowieka nie występują żadne ze znanych w tribologii procesów zużycia [L. 1–6].

Dodatkowo doskonale właściwości mazi stawowej jako substancji smarującej, będącej płynem lepkosprężystym o właściwościach cieczy nienewtonowskiej nie ma dotychczas swojego odpowiednika w technice. Charakteryzuje się ona dużą lepkością zmieniającą się liniowo wraz ze stężeniem kwasu hialuronowego. Dzięki niej współczynnik tarcia w zdrowym stawie jest najniższy z występujących w przyrodzie. Ze względu na nienewtonowskie właściwości jej lepkość dynamiczna zmienia się w zależności od prędkości ścinania, obciążenia stawu, wartości modułu sprężystości Younga chrząstki stawowej, a także od wartości sił nośnych stawu [L. 2].

Przy małych prędkościach przemieszczania głowy względem panewki oraz przy dużych obciążeniach, dodatkowo wspomaganymi procesami triboelektrycznymi, uzyskuje ona dużą lepkość, przy czym efekt jest tym większy, im mniejsze są prędkości ścinania. Natomiast z jej wzrostem maleje lepkość, dzięki czemu nagle przyśpieszenie chodu nie prowadzi do zwiększenia oporów ruchu w stawach. W sztucznym stawie dominuje smarowanie graniczne i mieszane, a nie hydrodynamiczne, mające miejsce w biołożyskach. Przedstawione zachowania cieczy synowialnej wynikają z jej własności polarnych oraz towarzyszących im zjawisk elek-

trokinetycznych i elektreologicznych. Zatem o niekonwencjonalnym zachowaniu cieczy synowialnej decydują przede wszystkim procesy triboelektryczne [L. 2, 5].

Z kolei zmiany zwyrodnieniowe stawów należą do przewlekłych chorób narządu ruchu, w których dominuje proces niszczenia chrząstki stawowej. Wskutek tego chrząstka traci swoje właściwości amortyzujące, a tym samym powoduje zwiększenie oporów ruchu w stawie. Częstość występowania tych zmian wzrasta z wiekiem człowieka (Rys. 1), a także są efektem działań i zachowań cywilizacyjnych [L. 6].



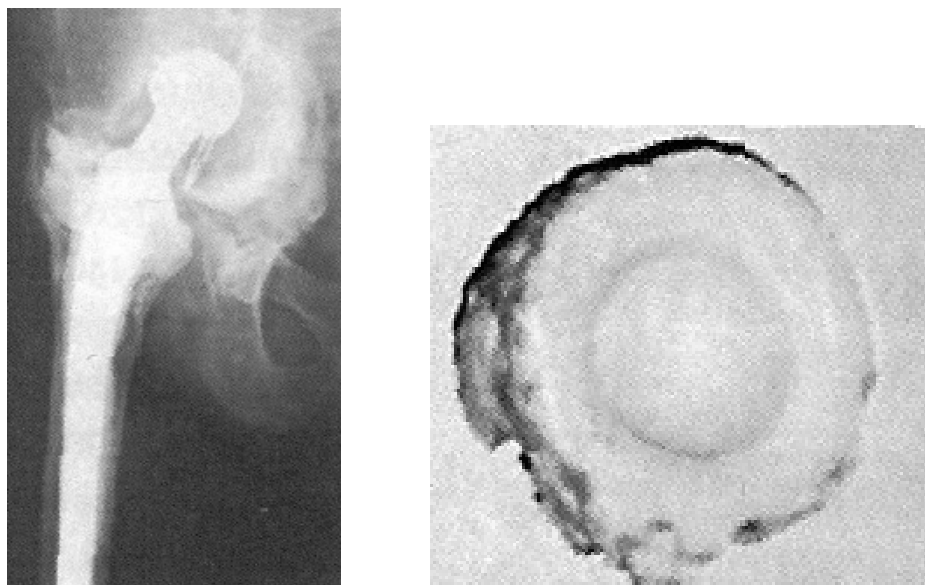
Rys. 1. Zależność zmian zwyrodnieniowych stawów od wieku

Fig. 1. Relationship between degenerative of changes hip joints versus age

Najskuteczniejszą metodą leczenia zaawansowanych zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych jest zastąpienie zniszczonego biołożyska endoprotezą. Implant zapewnia możliwość poruszania się oraz likwiduje ból. Odtworzony system biotribologiczny pozwala na przywrócenie podstawowych czynności mechanicznych biodra, ale nie wymagań biologicznych stawów.

Od połowy lat 70. ubiegłego stulecia najczęściej implantowanymi endoprotezami w Polsce były endoprotezy Wellera. W związku z tym należą one obecnie do najczęściej usuwanych z powodu aseptycznego obluzowania [L. 1].

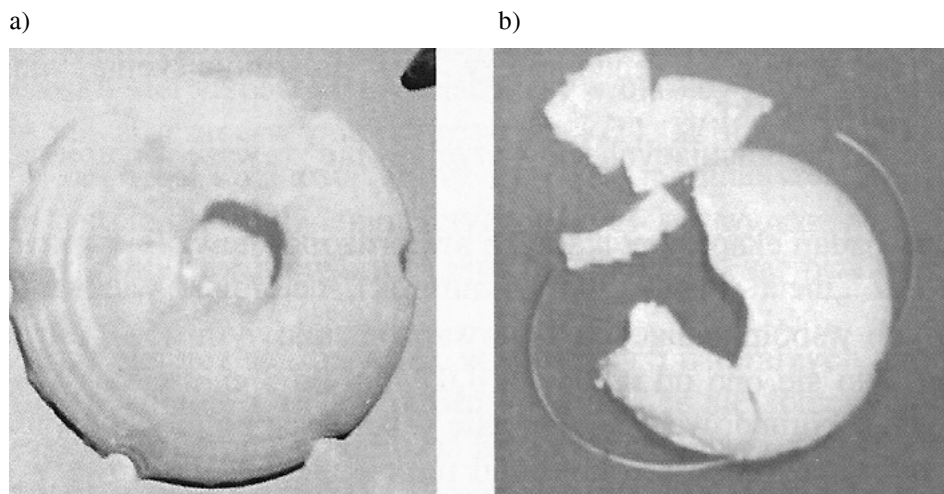
Trwałość eksploatacyjna endoprotezy zależy przede wszystkim od zastosowanego układu współpracującego tarciowo [L. 7]. Układ ruchowy w protezach stanowi skojarzenie: polietylenowa panewka oraz metalowa lub ceramiczna głowa. Ze względu na biokompatybilność, odporność na korozję i zużycie przez tarcie, metalowe głowy wykonuje się ze stopu Co-Cr-Mo. Tak dobrane materiały pary trącej Co-Cr-Mo-UHMW PE charakteryzują się stosunkowo niskimi oporami tarcia. Skojarzenie metalowej głowy z panewką polietylenową daje o około 70% mniejszy moment tarcia w porównaniu z parą trącą metal–metal. Współczynnik tarcia pary trącej polietylen–metal wynosi $\mu = 0,1-0,5$, natomiast dla systemu biotribologicznego metal–metal jest znacznie większy – około 0,8.



Rys. 2. Rentgen obluzowanej endoprotezy (a) oraz widok polietylenowej panewki (b)
Fig. 2. X-ray pictures of the slack of endoprosthesis (a) and view of the polyethylene pan

Podczas eksploatacji panewek w warunkach naturalnych najczęściej występuje zużycie ścierne i zmęczeniowe, objawiające się ścieraniem oraz wrywaniem cząstek materiału, głównie polimerowego. Na **Rysunku 2** przedstawiono zdjęcie rentgenowskie obluzowanej endoprotezy z powodu wpadnięcia panewki do miednicy oraz widok polietylenowej panewki po usunięciu. W wyniku zużycia panewek dochodzi do zagłę-

biania głowy w polietylenowej panewce, przy czym zużycie współpracujących powierzchni nie zawsze przebiega równomiernie. Obciążenia sztucznego stawu inicjują migrację panewki w kościach miednicy o około 0,5 mm/rok [L. 1, 4]. Towarzyszy temu odkształcenie wewnętrznej czaszy panewki. Zaawansowane zużycie prowadzi do jej uszkodzenia w okolicy szczytu panewki (**Rys. 3a**) lub jej fragmentacji (**Rys. 3b**).



Rys. 3. Uszkodzenia panewki: a) w okolicy szczytu oraz b) fragmentacja
Fig. 3. Damages of pan: a) in neighbourhood of top and b) the fragmentation

CHARAKTERYSTYKA POLIETYLENU UHMW PE

Tworzywa sztuczne w chirurgii rekonstrukcyjnej oraz innych działach medycyny wprowadzono w latach trzydziestych ubiegłego stulecia. Stawiane im wymagania odnośnie do budowy i właściwości fizykochemicznych znacznie ograniczyły obszar ich aplikacji. Materiały polimerowe stosowane na implantowane panewki powinny charakteryzować się:

- biotolerancją w środowisku tkankowym,
- łatwością formowania oraz uzyskiwania powtarzalnej jakości materiału,
- łatwością sterylizacji, bez zmian właściwości lub kształtu,
- odpowiednią jakością fizykochemiczną,
- odpowiednią trwałością i niezawodnością.

Jednym z najbardziej znanych i rozpowszechnionych materiałów polimerowych w chirurgii plastycznej i rekonstrukcyjnej jest polietylen. Jest tworzywem termoplastycznym obojętnym fizjologicznie. Ma bardzo dobre właściwości dielektryczne oraz jest bardziej odporny na starzenie atmosferyczne i termiczne niż inne polimery termoplastyczne. Odznacza się również wysoką odpornością na czynniki chemiczne. W **Tabeli 1** przedstawiono najważniejsze właściwości fizyczne dwóch gatunków wielocząsteczkowego polietylenu UHMW PE, stosowanego na elementy endoprotez, a w **Tabeli 2** maksymalne zawartości zanieczyszczeń.

Ze wzrostem gęstości polietylenu rośnie jego wytrzymałość na rozciąganie, zginanie, twardość i moduł sprężystości. Ze wzrostem temperatury maleje wytrzymałość, moduł sprężystości, a rośnie wydłużenie [L. 3].

Tabela 1. Właściwości fizyczne ultrawielkocząsteczkowego polietylenu

Table 1. Physical properties of ultra-high molecular weight polythene

Własność		Jednostka miary	Gatunek	Norma
			Typ A	
Gęstość		kg/m ³	930-944	ISO 5834
Zawartość popiołu		mg/kg (ppm)	<150	
Wytrzymałość na ściskanie	23°C	MPa	≥ 21	
	120°C		≥ 3	
Wytrzymałość na rozciąganie	23°C	MPa	≥ 21	
	120°C		≥ 18	
Wydłużenie	23°C	%	≥ 350	
	120°C		≥ 600	
Udarność a_k		MJ/mm ²	≥ 140	
Twardość		N/mm ²	≥ 38	
Żyżycie ściernie		%	≤ 1	

Tabela 2. Gatunki polietylenu o dużej gęstości i maksymalne stężenia zanieczyszczeń

Table 2. Kinds of polythene with large density and maximum concentration of pollutions

Zanieczyszczenia	Maksymalne stężenie mg/kg (ppm)	
	Typ A	Typ B
Popiół	150	300
Tytan	20	150
Glin	40	50
Wapń	50	100
Chlor	20	90
Chrom	≤ 1	≤ 1
Cyrkon	≤ 1	≤ 1

APARATURA I METODYKA BADAŃ

Mikroskop sił atomowych AFM

Badaniom poddano płytki wykonane ze stopu Co-Cr-Mo oraz płytki ze stopu Co-Cr-Mo z naniesioną powłoką TiN. Pomiary wykonano na mikroskopie sił atomowych firmy NT-MDT z głowicą typu Smena (NT-MDT) w trybie oscylacyjnym – tapping mode. Zwizualizowano topografie powierzchni o próbek wymiarach $50 \times 50 \mu\text{m}$. Beleczka pomiarowa – cantilever – NSG 11 firmy NT-MDT posiadała następujące parametry:

- $k = 5,5 - 22,5 \text{ N/m}$,
- częstotliwość rezonansowa = 223,2 kHz.

Mikroskopia skaningowa SEM

Do obserwacji próbek: stopu Co-Cr-Mo, stopu Co-Cr-Mo z naniesionymi powłokami TiN oraz obszarów zużycia próbek polietylenowych UHMW PE użyto skaningowej mikroskopii elektronowej. W badaniach posłużono się mikroskopem FEI E-SEM XL30 wyposażonym w spektrometr dyspersji energii promieni X EDAX GEMINI 4000, z możliwością badań w niskiej próżni. Wyposażony jest on w detektor Si(Li) z okienkiem SUTW o zdolności rozdzielczej ≤ 133 . System EDAX kontroluje wiązkę elektronową w mikroskopie E-SEM XL30 celem akwizycji obrazów i map poprzez własny generator skanowania.

Testy tribologiczne – aparat T-17

Badania tribologiczne przeprowadzono na aparacie T-17, pracującym w skojarzeniu trzpień–płytką. Umożliwiły one ocenę charakteru współczynnika tarcia i zużycia w funkcji ilości cykli.

Układ trący stanowił trzpień z UHMW PE, a płytką była wykonana ze stopu Co-Cr-Mo oraz ze stopu Co-Cr-Mo z naniesioną powłoką TiN. Zestaw tribologiczny stanowią:

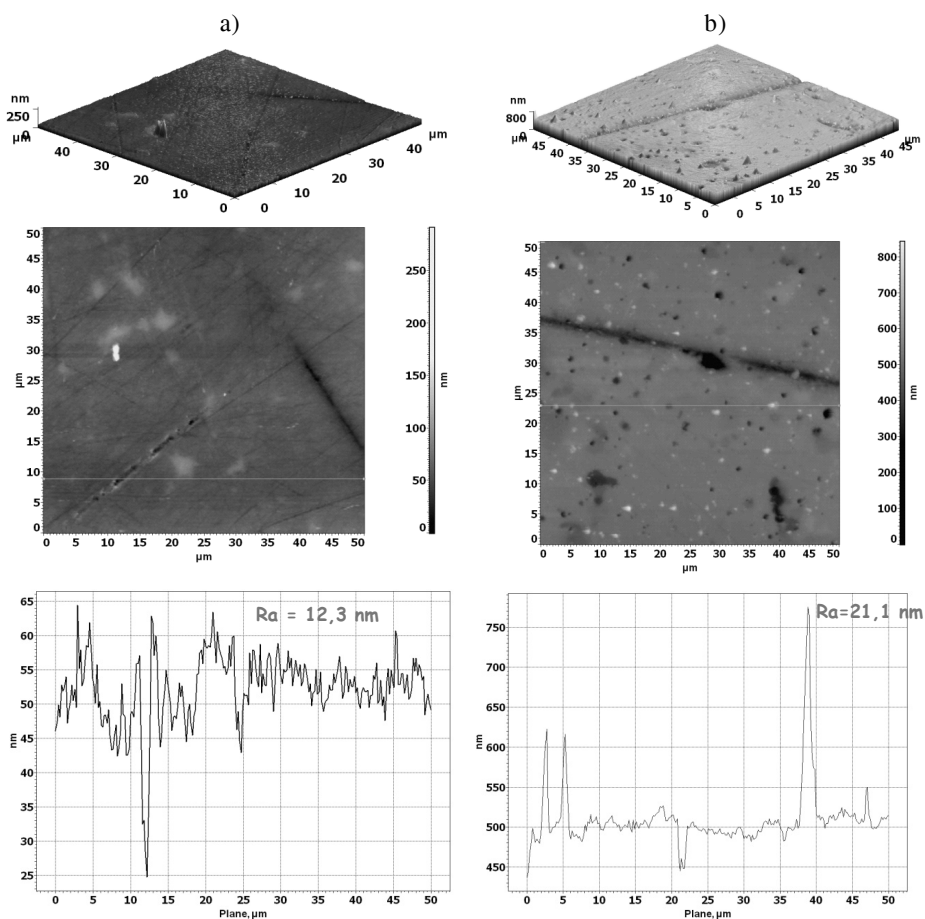
- maszyna badawcza,
- system sterująco-pomiarowy,
- system rejestrująco-archiwizujący,
- obiegowy układ do stabilizacji temperatury i filtrowania cieczy.

Długi czas biegu badawczego wynika z faktu, że materiały przeznaczone na elementy endoprotez charakteryzują się bardzo małą intensywnością zużycia [L. 8]. Badania skojarzeń metalowo-polimerowych stosowanych na endoprotezy stawów zrealizowano przy następujących parametrach:

- czas testu / liczba cykli – 1.000.000 s / 1.000.000;
- amplituda – 12,7 mm;
- częstotliwość – 1 Hz;
- średnia prędkość poślizgu – 50 mm/s;
- obciążenie – 225 N;
- ciecz smarująca – odczynnik RINGERA,
- temperatura płynu podczas badań – $37 \pm 1^\circ\text{C}$ [L. 9].

WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Mikroskopia AFM



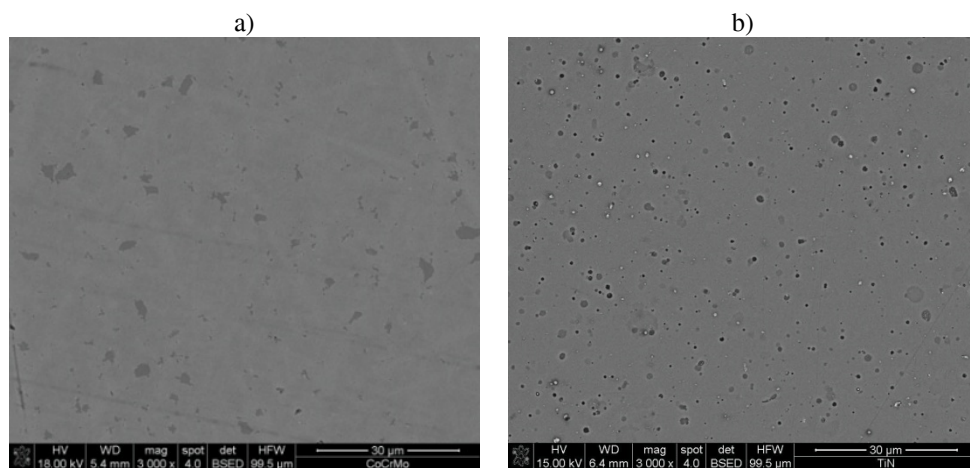
Rys. 4. AFM – topografia powierzchni i przekrój poprzeczny: a) stopu Co-Cr-Mo, b) powłoki TiN

Fig. 4. AFM topography surface and their cross section of: a) the Co-Cr-Mo alloy, b) the DLC coating

Wykonane przy użyciu mikroskopii sił atomowych AFM widoki topografii powierzchni próbek ze stopu Co-Cr-Mo oraz ze stopu Co-Cr-Mo z powłoką TiN w sposób jednoznaczny dokumentują wzrost podstawowego parametru chropowatości R_a dla stopu w wyniku nałożenia powłoki.

Mikroskopia SEM

Na **Rysunku 4** przedstawiono topografię powierzchni materiału podstawowego – stopu Co-Cr-Mo (a) oraz powłoki TiN (b).



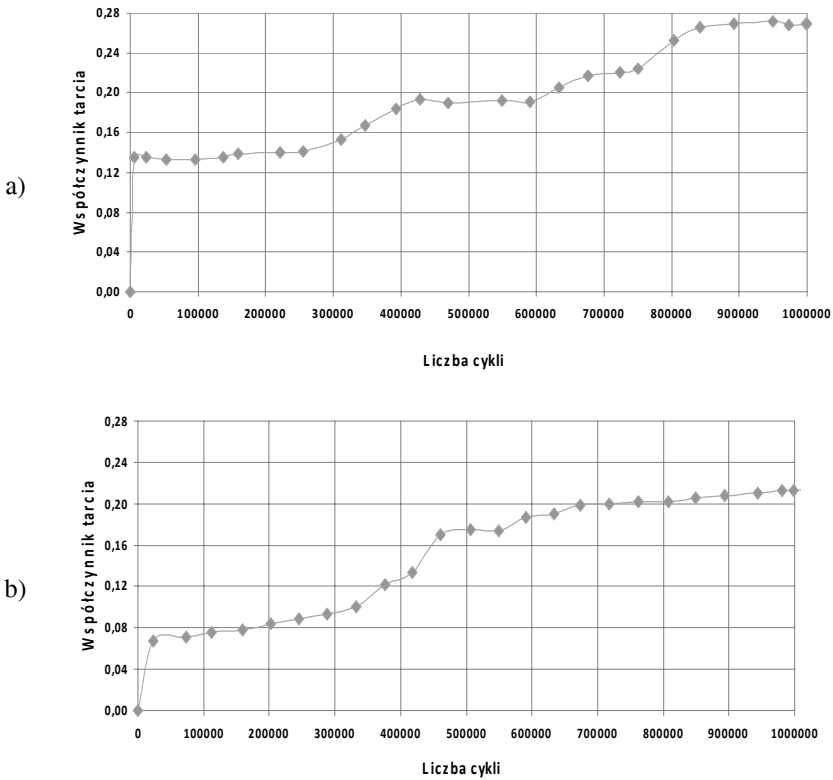
Rys. 5. SEM – mikrostruktura: a) stopu Co-Cr-Mo; b) powłoki TiN

Fig. 5. SEM micrographs of: a) the Co-Cr-Mo alloy; b) the TiN coating

W ocenianej skali otrzymana powłoka charakteryzuje się jednorodną strukturą. Podczas obserwacji nie stwierdzono żadnych defektów oraz nieciągłości w warstwie powierzchniowej.

Testy tribologiczne

Badania tribologiczne wykonano z użyciem testera T-17, pracującego w ruchu posuwisto-zwrotnym. Parę trącą stanowił nieruchomy trzpień wykonany z wielkocząsteczkowego polietylenu UHMW PE i ruchomy element w formie płytki ze stopu Co-Cr-Mo lub stopu Co-Cr-Mo z naniesioną powłoką TiN. Testy zrealizowano zgodnie z normą ASTM 732-82 [L. 5]. W ich wyniku uzyskano wykresy współczynnika tarcia (**Rys. 6**) oraz zużycia liniowego (**Rys. 7**) w funkcji liczby cykli.



Rys. 6. Wykresy zmian współczynnika tarcia metalowo-polimerowego węzła tarcia w funkcji liczby cykli: a) stop Co-Cr-Mo; b) powłoka TiN

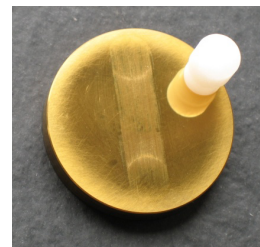
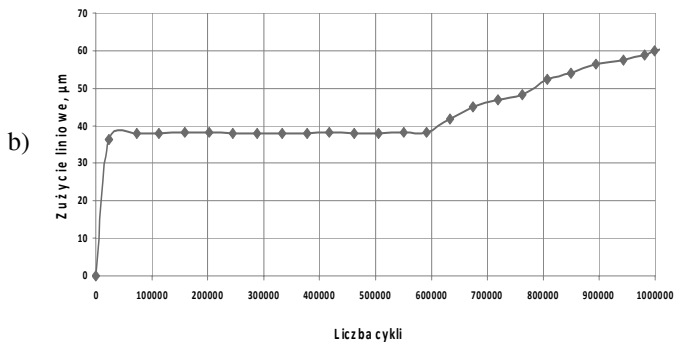
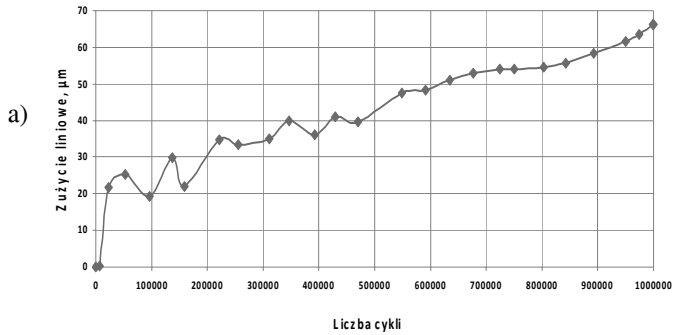
Fig. 6. Friction coefficient in the friction joint versus the number of cycles: a) the Co-Cr-Mo alloy; b) TiN coating

Na **Rysunku 6** zestawiono wykresy zmian współczynnika tarcia w funkcji liczby cykli, z których wynika, że w całym zakresie badawczym dla stopu Co-Cr-Mo z powłoką TiN uzyskano niższe wartości współczynnika tarcia niż dla samego stopu.

Przy tych samych warunkach wykonania pomiaru przedstawione na **Rysunku 7** zmiany zużycia liniowego dla stopu wykazują tendencje wzrostowe o zróżnicowanej intensywności zmian. Natomiast dla układu z powłoką TiN do ok. 600 tys. cykli zużycie po procesie docierania badanego układu tribologicznego prawie nie ulega zmianie wykazując stan dużej stabilności, a przy kolejnych cyklach zaczyna wykazywać tendencje wzrostowe uzyskując w końcowej fazie pomiaru wielkości niższe niż

Tabela 3. Ubytki masowe metalowo-polimerowych elementów węzła tarcia
Table 3. Weight loss of the metallic-polymer friction joint

Materiał	Masa próbki		Zużycie [g]
	przed badaniem	po badaniu	
Co-Cr-Mo			
Masa płytki	56,9395	56,9378	0,0017
Masa trzpienia	0,6994	0,6908	0,0086
TiN			
	przed badaniem	po badaniu	[g]
Masa płytki	57,0110	57,0111	-0,0001
Masa trzpienia	0,6940	0,6908	0,0032

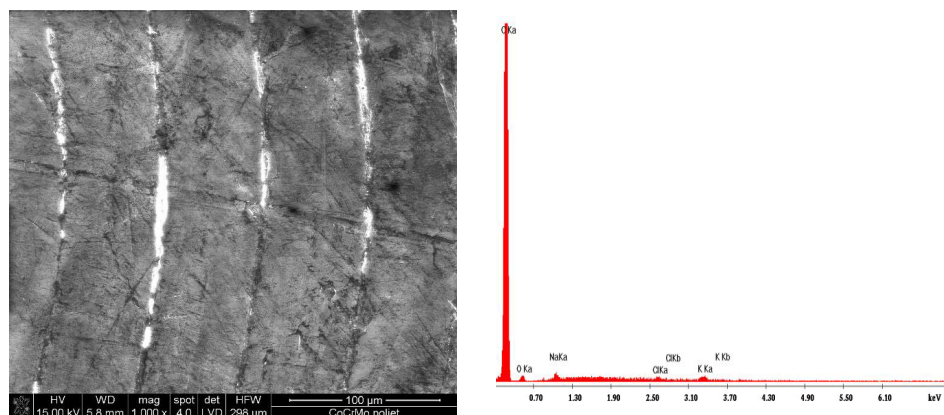


Rys. 7. Wykresy zmian zużycia liniowego metalowo-polimerowego węzła tarcia w funkcji liczby cykli oraz fotografie elementów węzła tarcia po testach tribologicznych: a) stop Co-Cr-Mo; b) powłoka TiN

Fig. 7. Linear wear versus the number of cycles and view of the metallic-polymer friction joint after the tribological tests: a) the Co-Cr-Mo alloy, b) the TiN coating

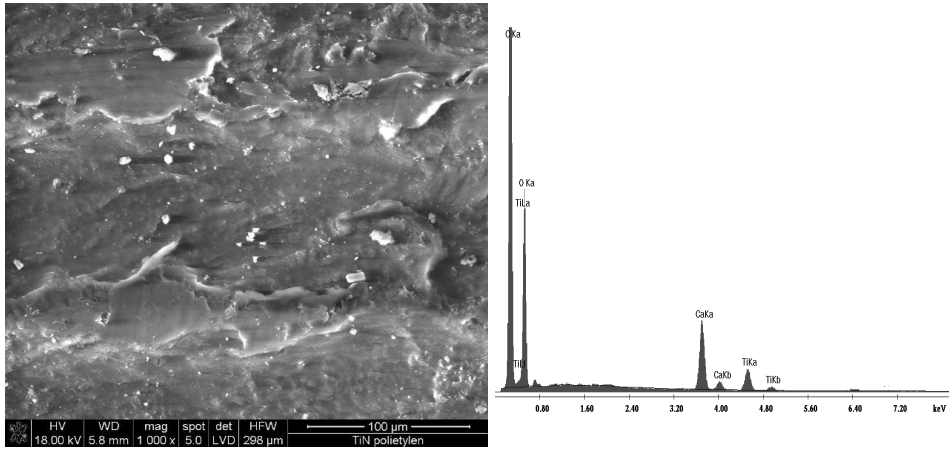
zarejestrowane dla materiału bazowego. Widoczne zmiany zużycia liniowego spowodowane są procesami decydującymi o przeniesieniu materiału pomiędzy elementami układu tribologicznego. Zmiany te udokumentowano poprzez zestawione w **Tabeli 3** ubytki masowe elementów węzła tarcia. W odmienny sposób przebiega zużycie elementów ze stopu Co-Cr-Mo, dla którego zarejestrowano nominalne zużycie elementów układu tribologicznego dla elementu ze stopu z powłoką TiN. Stwierdzono niewielki przyrost masy ceramicznej płytki, który można traktować, uwzględniając dokładność pomiaru w kategorii bezubytkowego przekształcania warstw powierzchniowych. Natomiast dla materiału polimerowego zużycie zmniejszyło się ponad 2,5-krotnie w stosunku do wielkości uzyskanych dla próbek ze stopu bez powłoki.

Przekształcanie warstw powierzchniowych zachodzące podczas tarcia i smarowania badanych układów tribologicznych jest procesem naturalnym. Jednak charakter tych przemian i sposób przekształcania warstw, decydujący o ich właściwościach tribologicznych, są wynikiem indywidualnych oddziaływań. Potwierdzeniem tego są przedstawione na **Rys. 8 i 9** widoki obszarów śladów zużycia wraz z reprezentatywną analizą punktową pierwiastków smarowanych płynem Ringera. Po przeprowadzeniu analizy porównawczej uzyskanych wyników widać, że procesy towarzyszące tarcia dla badanych układów przebiegają według odmiennych mechanizmów. Zarejestrowano widoczne zróżnicowanie w charakterze topografii powierzchni oraz składzie elementarnym pierwiastków i ich koncentracji.



Rys. 8. SEM: a) widok obszaru śladu zużycia polietylenu UHMWPE po współpracy tarciowej ze stopem Co-Cr-Mo oraz b) analiza punktowa pierwiastków

Fig. 8. SEM: a) view of the area wear track of the the polythene UHMWPE after the tribological tests with the Co-Cr-Mo alloy and b) the EDS method analysis



Rys. 9. SEM: a) widok obszaru śladu zużycia polietylenu UHMW PE po współpracy tarciowej z powłoką TiN oraz b) analiza punktowa pierwiastków

Fig. 9. SEM: a) view of the area wear track of the the polythene UHMW PE after the tribological tests with the TiN coating and b) the EDS method analysis

Powłoka TiN o własnościach pasywnych podczas tarcia inicjuje zmiany zachodzące w warstwie powierzchniowej polietylenu. Na **Rysunku 9** zaobserwowano odspojenie i przemieszczenie materiału polimerowego. Natomiast z części analitycznej wynika, że na jego powierzchni roboczej zidentyfikowano występowanie stosunkowo dużej koncentracji atomów wapnia oraz mniejszej tytanu, którego źródłem jest materiał powłoki. Natomiast pozostałe pierwiastki skoncentrowane na powierzchni polimeru pochodzą z odczynnika Ringera, który stanowi roztwór wodny między innymi związków sodu, potasu i wapnia, podstawowych składników modelowej substancji smarującej o charakterze jonowym. Przedstawione wyniki badań świadczą o występowaniu polaryzacji ujemnej w przekształconej warstwie powierzchniowej badanego polimeru. Jest to zapewne efekt dużej koncentracji energii w obszarach powierzchniowych, a decydujący o tym mechanizm zachodzących przemian może mieć charakter oddziaływań triboelektrycznych. Takiego typu zmian nie stwierdzono na powierzchni polietylenu po badaniach tribologicznych ze stopem Co-Cr-Mo, a koncentracja pierwiastków pochodzących z substancji smarującej była wielokrotnie mniejsza.

Dodatkowo podczas analizy stanu warstw powierzchniowych po badaniach tribologicznych elementów z polimeru nie stwierdzono uszko-

dzeń w postaci pęknięć, jakie mają miejsce podczas testów w układzie stal-polimer.

Analizując wszystkie przedstawione w opracowaniu wyniki badań stwierdzamy, że powłoka wykazuje lepsze właściwości tribologiczne niż materiał bazowy – stop Co-Cr-Mo, przy jednakowych, ustalonych parametrach prowadzenia testów.

Przedstawione wyniki badań stanowią kolejny etap realizowanego programu badań nad zastosowaniem powłok wielowarstwowych TiN/DLC na elementy układów biotribologicznych [L. 7].

WNIOSKI

W prezentowanym opracowaniu zestawiono rezultaty badań tribologicznych dla polietyleny UHMW PE wykonane zgodnie z zaleceniami normy ASTM, z których wynika, że:

1. Analiza właściwości materiału bazowego – stopu Co-Cr-Mo, powłok TiN otrzymywanych metodą PVD oraz polimeru wielkocząsteczkowego UHMW PE daje podstawę do prowadzenia badań z ukierunkowaniem na zastosowania biotribologiczne.
2. Poddane ocenie elementy polimerowe wykazują mniejsze zużycie i zapewniają lepsze warunki pracy podczas tarcia z powłoką TiN niż z elementami ze stopu Co-Cr-Mo stanowiących klasyczny układ tribologiczny.
3. Znaczące zmniejszenie zużycia liniowego elementu polimerowego UHMW PE uzyskano w wyniku zastosowania powłoki TiN na elementach ze stopu Co-Cr-Mo.
4. Materiał polimerowy o właściwościach izolatora elektrycznego, polarna modelowa substancja smarowa oraz pasywna powłoka TiN stanowią układ, w którym oddziaływania tribomechanochemiczne w decydujący sposób wpływają na przekształcenie warstw powierzchniowych.
5. W oparciu o wyniki badań tribologicznych, budowę i analizy elementarne warstw powierzchniowych przeprowadzonych *ex situ*, stwierdzono wpływ reakcji tribochemicznych na transformację warstw powierzchniowych oraz wielkość i rodzaj zużycia.
6. Wyniki badań tribologicznych upoważniają do stwierdzenia, że powłoka TiN wykazuje dużą adhezję do podłoża metalowego i może stanowić warstwę podkładową – międzywarstwę dla powłok DLC do zastosowań biomedycznych.

LITERATURA

1. Cwanek J., Przydatność parametrów struktury geometrii powierzchni do oceny stopnia zużycia sztucznych stawów biodrowych, Wyd. UR, Rzeszów 2009.
2. Ryniewicz A., Analiza mechanizmów smarowania stawu biodrowego człowieka, Monografia nr 111, Wyd. AGH, Kraków 2002.
3. Li Wu, Xinlei Gao, Meng Hua, Jian Li, Wanzhen Gao, Elementary investigation in modifying UHMWPE with schiff base cooper complex for the use as an artificial hip joint material, Proc. of WTC Kyoto – Japan, 2009, 508.
4. Praca zbiorowa, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Tom 5 Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, PAN, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.
5. Ozimina D., Przeciwzużyciowe warstwy wierzchnie w układach tribologicznych, Monografia nr 33, Wyd. PŚk, Kielce 2002.
6. K. Wierzcholski, A. Miszczak, Modele niestacjonarnego smarowania stawów człowieka z odkształcalną chrząstką w polu magnetycznym przy wspomaganiej komputerowo optymalizacji hodowli tkanek kostnych bioreaktorze, t. I, Akademia Morska w Gdyni, Gdynia 2005.
7. Madej M., Ozimina D., Ocena właściwości powłok DLC stosowanych w układach biotribologicznych, Tribologia 3, 2009, 105–114.
8. Michalczewski R., Piekoszewski W., Szczerek M., Metoda i urządzenie do badań tribologicznych materiałów na endoprotezy, Tribologia 5, 2002, 1491–1502.
9. ASTM 732-82. Reciprocating pin-on-flat evaluation of friction and wear properties of polymeric materials for use in total joint prostheses.

Recenzent:
Anna RYNIEWICZ

Summary

This analysis concerns the interaction of a Co-Cr-Mo alloy head with and without a TiN coating and an ultra-high molecular weight polyethylene (UHMW PE) acetabular cup. The TiN coatings were deposited on the Co-Cr-Mo alloy substrate using the PVD technology. The morphology and structure of Co-Cr-Mo alloy, TiN coating and UHMW PE were analyzed by scanning electron microscopy. The surfaces topography were made with atomic force microscopy – AFM.

The tribological tests were performed in accordance with ASTM 732-82 in a T-17 tribotester for a sliding-reciprocating motion. The friction pair was analyzed in the pin-on-plate type wear tests. The results indicated that the mechanisms of wear of the endoprosthesis elements were dependent mainly on the material used.