

Małgorzata GRĄDZKA-DAHLKE*,
Jan R. DĄBROWSKI*, **Piotr DEPTUŁA***

ZASTOSOWANIE SPIEKANYCH BIOMATERIAŁÓW ZE STALI 316L NA WĘZŁY TARCIA ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

**APPLICATION OF SINTERED BIOMATERIALS MADE
OF THE 316L STEEL IN FRICTION COUPLES
OF ARTIFICIAL HIP JOINTS**

Słowa kluczowe:

proteza stawu biodrowego, biomateriał, panewka, stal 316L

Key words:

total hip replacement, biomaterial, bearing shell, 316L steel

Streszczenie

Wśród zagadnień biotribologii jednym z najczęściej pojawiających się problemów jest wydłużenie trwałości endoprotez stawów. Konieczność zapewnienia korzystnych parametrów tarciovych przy zachowaniu wymogów biozgodności implantów wymusza poszukiwanie nowych roz-

* Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, 15-351 Białystok, ul. Wiejska 45C, 085/ 746 92 50, e-mail: jrd@pb.edu.pl.

wiązań. W pracy przedstawiono koncepcję węzła tarciovego endoprotezy stawu biodrowego opartego na pracy samosmarnego łożyska porowatego. Panewka z warstwą porowatą, wykonaną z porowatego spieku ze stali 316L, powinna zapewnić niskie współczynniki tarcia i małe zużycie elementów współpracujących. Badania przeprowadzono na symulatorze tarcia stawu biodrowego. W celach porównawczych wykonano także analogiczne testy dla tradycyjnych panewek polietylenowych. Ocenę zużycia panewek przeprowadzono zgodnie z normą ISO 14242-2. Badania eksperymentalne potwierdziły słuszność koncepcji porowatego łożyska endoprotezy stawu biodrowego.

WPROWADZENIE

Jednym z najczęściej badanych obszarów biotribologii jest węzeł tarciovych sztucznych stawów. Wieloletnie doświadczenia pozwoliły na optymalizację konstrukcji endoprotez oraz na dobór materiałów o korzystnych cechach biofunkcjonalnych. Jednak niezadowalająca trwałość sztucznych stawów jest wciąż problemem wymuszającym poszukiwania nowych rozwiązań. Według danych literaturowych główną przyczyną niepowodzeń jest nadmierne zużycie materiałów stosowanych na elementy tarciovowe endoprotez [L. 1–3]. Najczęściej dziś stosowane jest rozwiązanie stawu z metalową głową i polietylenową panewką zapewnia minimalne opory ruchu – przy współczynnikach tarcia ok. 0,07–0,13 wg [L. 4]. Jednak zużycie polietylenu ocenia się na 0,2–0,5 mm rocznie, co po kilkunastu latach eksploatacji stanowi poważny problem. Dodatkowo produkty zużycia PE, migrujące do okolicznych tkanek, wywołują reakcję immunologiczną organizmu, powodując stany zapalne, a w konsekwencji prowadzą do lizy kości i obluzowania implantu [L. 5]. Stąd w ostatnim dziesięcioleciu obserwuje się wzrastające zainteresowanie endoprotezami typu metal/metal [L. 6, 7]. W takich układach współczynniki tarcia są większe (ok. 0,13–0,4 wg [L. 4]), jednak znacznie mniejsze zużycie elementów trących pozwala wydłużyć okres eksploatacji endoprotez.

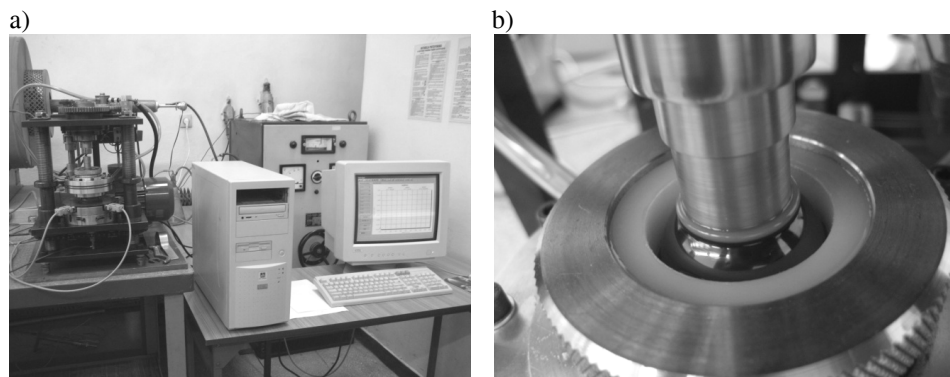
W Katedrze Inżynierii Materiałowej i Technologii Maszyn na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej zaproponowano nowe rozwiązanie węzła tarciovego endoprotezy stawu biodrowego. Układ tarciovowy składa się z głowy wykonanej z litego stopu implantacyjnego, natomiast panewka ma budowę warstwową. Wewnętrzna warstwa, wykonana z porowatego spieku ze stali implantacyjnej 316L, zostaje nasy-

cona przed eksploatacją sztuczną cieczą synowialną. Rozwiązanie to, oparte na zasadzie samosmarnego łożyska porowatego, pozwala zachować film smarny pomiędzy współpracującymi powierzchniami, co w rezultacie prowadzi do znacznego zmniejszenia oporów tarcia i zużycia elementów endoprotezy [L. 8, 9].

W ramach niniejszej pracy przeprowadzono badania tribologiczne prototypowej panewki na symulatorze tarcia stawu biodrowego, podczas których mierzono współczynniki tarcia i zużycie panewki. Przeprowadzono także badania porównawcze dla układu z tradycyjną panewką polietylenową.

MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

Badano prototypowe panewki z warstwą porowatą ze stali implantacyjnej 316L oraz – w celu porównania – tradycyjnie stosowane panewki wykonane z polietylenu wysokocząsteczkowego UHMW PE. Badania tribologiczne wykonano z wykorzystaniem symulatora tarcia stawu biodrowego (**Rys. 1a**). Urządzenie to pozwala odzwierciedlić dynamikę zmiennych obciążeń występujących w stawie biodrowym podczas chodu [L. 8].



Rys. 1. Widok stanowiska do badań tarciovych: a) tribometr z systemem akwizycji danych, b) układ tarciovy głowa/panewka

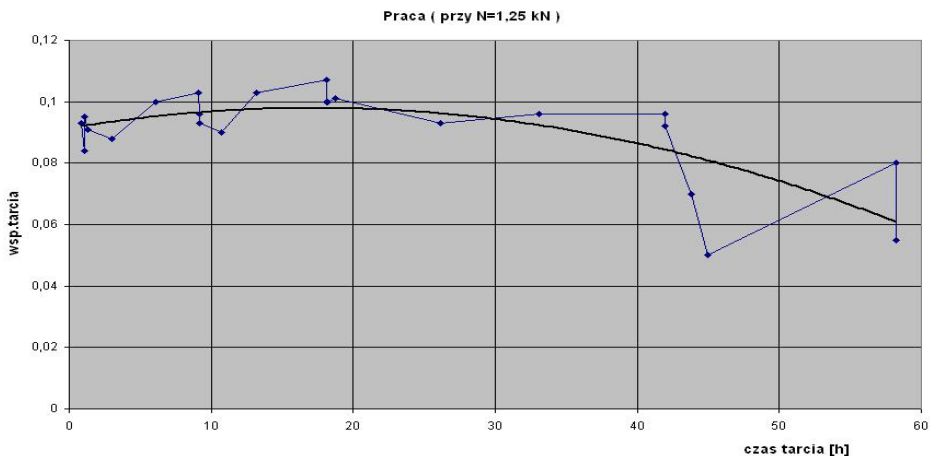
Fig. 1. View of the friction test rig: a) tribometer with the data acquisition system, b) friction system ball/socket

Badano parę tarciową głowa/panewka endoprotezy przy ruchu obrotowo-rewersyjnym (**Rys. 1b**). Częstotliwość ruchu wynosiła 1 Hz, maksymalna prędkość poślizgu – $v_{p \max} = 0,018$ m/s. Obciążenie zadawane było w sposób odzerowo-tętniący, maksymalna wartość nacisków

$p = 1$ kN. W charakterze przeciwwróbki wykorzystano kulki łożyskowe o średnicy $\phi 30$ mm ze stali 316L o składzie chemicznym analogicznym do materiału panewek. Średnica powierzchni wewnętrznej panewek wynosiła $\phi 30,1$ mm. Badania przeprowadzono w środowisku sztucznej cieczy synowialnej („Diasinolumad usum exetrum”) w temperaturze pokojowej. Czas trwania pojedynczego pomiaru wynosił 100 godzin, co odpowiada 360 000 cykli. Analizowano zmianę oporów ruchu podczas tarcia. Oceniano także zużycie panewek po pełnym cyklu badawczym. Zużycie mierzono zgodnie z metodyką ISO 14242-2:2000(E) stosowaną do oceny zużycia całkowitych endoprotez stawów biodrowych [L. 10]. Pomiarzy przeprowadzono na współrzędnościowej maszynie pomiarowej (WMP) MISTRAL 07 07 05 firmy Brown&Sharpe z głowicą pomiarową TP 200. Przyjęto analogiczną strategię pomiarów dla obu rodzajów panewek.

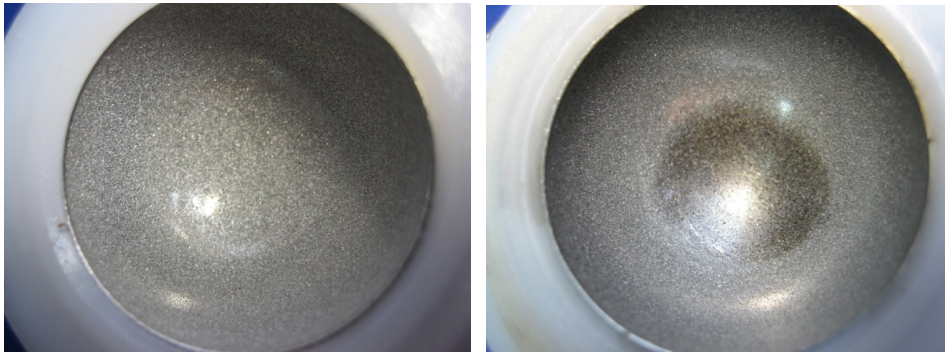
WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Na **Rysunku 2** przedstawiono zmiany wartości współczynnika tarcia, rejestrowane podczas badania prototypowej panewki z metalową warstwą porowatą na symulatorze tarcia. Jak widać, opory ruchu w tym wypadku są niewielkie (wartość $\mu = 0,1$) i wykazują tendencję malejącą. Można wnioskować, że podczas tarcia powierzchnie współpracujące były oddzielone filmem smarnym, zabezpieczając powierzchnie przed zużyciem adhezyjnym.



Rys. 2. Zmiany współczynnika tarcia podczas badania panewki z metalową warstwą porowatą

Fig. 2. Variations of the friction coefficient during test of the bearing shell with a metal porous layer

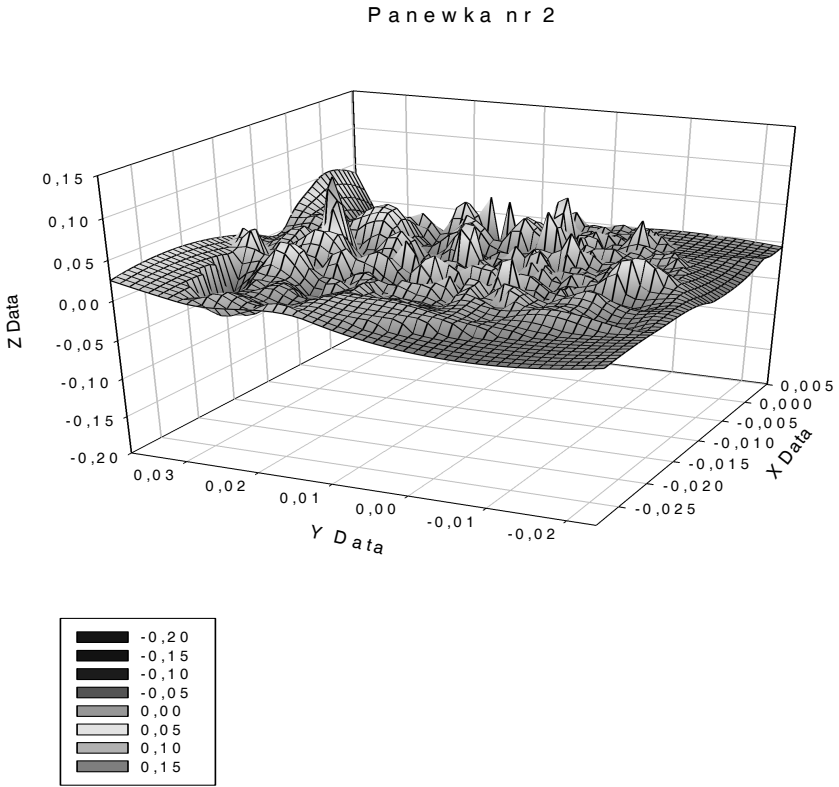


Rys. 3. Widok powierzchni roboczej prototypowej panewki z warstwą porowatą przed i po badaniach tarciovych

Fig. 3. View of the working surface of the prototype bearing shell with a porous layer before and after friction test

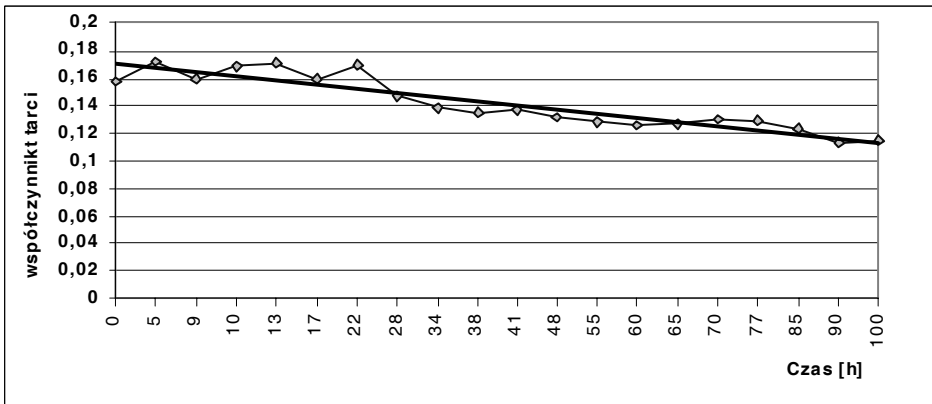
Mikroskopowy obraz powierzchni roboczej panewki potwierdza brak widocznych śladów zużycia (**Rys. 3**). W głębi panewki po tarcii widoczny jest jedynie ciemniejszy obszar, powstały w wyniku nagromadzenia cieczy smarowej. W cieczy zebranej po zakończeniu eksperymentu zaobserwowano tylko nieliczne rozdrobnione produkty zużycia. Na **Rysunku 4** przedstawiono zmianę topografii powierzchni panewki z metalową warstwą porowatą po badaniach tarciovych na symulatorze tarcia. Wynik ten jest różnicą pomiędzy współrzędnymi punktów na powierzchni roboczej panewki przed i po tarcii. Jak widać, maksymalna wysokość nierówności wynosi ok. 0,05 mm. Zmiany te są wynikiem zużycia materiału panewki, ale także odkształcenia plastycznego ziarn porowatego metalu wskutek działających obciążeń, o czym świadczy skupienie największych nierówności w środku badanej powierzchni. Pozwala to wnioskować, że wartość zużycia liniowego panewek jest niewielka.

W celach porównawczych przeprowadzono analogiczne badania z tradycyjnymi panewkami polietylenowymi. Wyniki przedstawiono na **Rysunkach 5 i 6**. Wartość współczynnika tarcia kształtowała się na poziomie $m = 0,17-0,12$, co potwierdza dane literaturowe [**L. 4**]. Natomiast obraz powierzchni roboczej po tarcii wskazuje, że po 360 tys. cykli zaczęły pojawiać się pierwsze oznaki zużycia. Na całej powierzchni widoczne są liczne nierówności, których ostre zakończenia mogły powstać w wyniku destrukcji wierzchniej warstwy polietylenu na skutek zmęczeniowych obciążeń podczas badań na symulatorze tarcia.



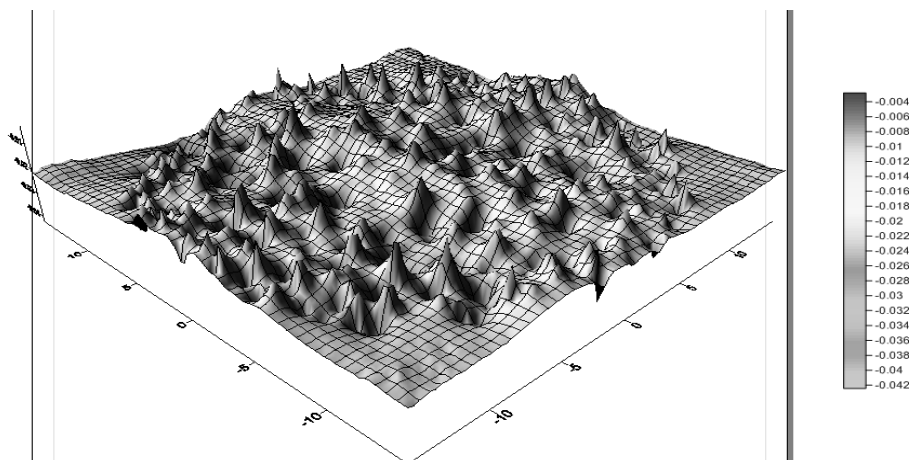
Rys. 4. Topografia powierzchni panewki z metalową warstwą porowatą po badaniach tarciovych

Fig. 4. Topography of the bearing shell with a metal porous layer after friction test



Rys. 5. Współczynnik tarcia podczas badania panewki UHMW PE

Fig. 5. Friction coefficient during test of the UHMW bearing shell



Rys. 6. Topografia powierzchni panewki polietylenowej po badaniach tarcowych
Fig. 6. Surface topography of the polyethylene bearing shell after friction tests

Uzyskane wyniki potwierdziły słuszność koncepcji porowatego łożyska endoprotezy stawu biodrowego. Zastosowanie wewnętrznej warstwy z porowatej stali 316L nasyconej sztuczną cieczą synowialną zapewniło niskie opory ruchu i zużycie panewki. Współczynniki tarcia były na podobnym poziomie jak w przypadku pary metal/polietylen.

PODSUMOWANIE

Badano właściwości tarcowe nowych panewek endoprotezy stawu biodrowego z warstwą porowatą. Analizowano charakterystyki tribologiczne układu głowa/panewka endoprotezy i zużycie panewek. W celach porównawczych przeprowadzono analogiczne badania dla tradycyjnych panewek polietylenowych. Uzyskane wyniki potwierdziły słuszność koncepcji porowatego łożyska endoprotezy stawu biodrowego. Tarcie w układzie z panewką porowatą miało charakter stabilny przy wartościach współczynnika tarcia ok. 0,10. Podobne wartości oporów ruchu zarejestrowano w przypadku panewki polietylenowej. Maksymalna wartość zużycia panewki z warstwą porowatą wyniosła ok. 0,05 mm po 100 godzinach badań tarcowych.

***Podziękowania:** Praca finansowana ze środków na naukę w latach 2007–2010 jako projekt rozwojowy nr R15 034 02. Autorzy wyrażają podziękowania dr inż. Małgorzacie Poniatowskiej za przeprowadzenie pomiarów zużycia panewek.*

LITERATURA

1. Gierzyńska-Dolna M.: Problemy tribologiczne w endoprotezoplastyce. *Inżynieria Biomateriałów*, 1 (1997), 53–61.
2. Hall R.M., Unsworth A.: Friction in hip prostheses. *Biomaterials* 18 (1997), 1017–1027.
3. Marciniak J.: *Biomateriały*. Wyd. Politechnika Śląska, Gliwice 2002.
4. Dumbleton J.H.: *Tribology of natural and artificial joints*. Tribology Series 4, Els. Sc. Publ. Co, Amsterdam-Oxford-New York 1981.
5. Willert H.G., Bertram H., G.H.: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: the role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 258 (1990), 95–107.
6. Reinisch G., Judmann K.P., Lhotka Ch., Lintner F., Zweymueller K.A.: Retrieval study of uncemented metal-metal hip prostheses revised for early loosening. *Biomaterials*, 24 (2003), 1081–1091.
7. Wimmer M.A., Loss J., Nassutt R., Heitkemper M., Fischer A.: The acting mechanisms on metal-on-metal hip joint bearings: in vitro results. *Wear*, 250 (2001), 129–139.
8. Grądzka-Dahlke M., Dąbrowski J.R., Dąbrowski B.: Characteristic of the porous 316 stainless steel for the friction element of prosthetic joint. *Wear*, 263 (2007), 1023–1029.
9. Grądzka-Dahlke M.: Estimation of tribological properties of an artificial hip joint cup with a porous metallic insert. 8th World Biomaterials Congress, Amsterdam 2008, CD-ROM.
10. Norma ISO 14242-2:2000(E) „Implants for surgery – wear of total hip joint prostheses – Part 2: Methods of measurements.

Recenzent:

Janusz JANECKI

Summary

One of the most common among the biotribological issues is elongation of joint endoprosthesis durability. Necessity to ensure favourable friction parameters along with the implants biocompatibility requirements forces search for new solutions. The new conception of tribological system of hip joint endoprosthesis, based on the idea of porous selflubricating bearing, was presented in this work. Hip joint cup with porous layer made of porous sintered 316L steel should ensure low friction coefficient as well as low wear of working elements. Research were undertaken on hip joint friction simulator. Similar tests were taken for traditional polyethylene cup for comparison. Wear assessment were led in accordance with ISO 14242-2. Experimental research confirmed legitimacy of the conception of porous hip joint bearing.