

Monika GIERZYŃSKA-DOLNA*, **Marcin LIJEWSKI***,
Adrian MRÓZ*

TRIBOLOGICZNE ASPEKTY DOBORU MATERIAŁÓW NA IMPLANTY KRĄŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO KRĘGOSŁUPA

TRIBOLOGICAL ASPECTS OF MATERIAL SELECTION FOR INTEVERTEBRAL DISC IMPLANT

Słowa kluczowe:

implant krążka międzykręgowego, współczynnik tarcia, zużycie, produkty zużycia, jony metali

Key words:

intervertebral disc implant, friction coefficient, wear, wear debries, metal ions

Streszczenie

Endoprotezoplastyka krążka międzykręgowego jest stosunkowo nową procedurą leczenia chorych z przewlekłymi bólami kręgosłupa o charakterze dyskogenym. Niezależnie od doboru materiałów, z których wykonuje się elementy składowe implantu krążka międzykręgowego, wciąż najistotniejszym czynnikiem ograniczającym czas jego użytkowania jest podatność na zużycie wskutek tarcia. W artykule przedstawiono ocenę procesów fizyko mechanicznych występu-

* Instytut Obróbki Plastycznej, ul. Jana Pawła II, 61-139 Poznań, Polska, tel. 61 657 05 55, e-mail: inop@inop.poznan.pl.

jących podczas użytkowaniu implantów, ze szczególnym uwzględnieniem procesów tribologicznych. Uzyskane wyniki wskazują, że za względnie korzystny zestaw materiałów należy uznać parę trącą typu metal–polietylen. Zastosowanie polimerowej wkładki pozwala na uzyskanie stosunkowo niskich oporów tarcia (współczynnik tarcia poniżej 0,1), nawet przy dużym obciążeniu układu (2500ŻN). W przypadku pary trącej typu metal–metal za najkorzystniejszy materiał należy uznać stop Co28Cr6Mo. W ramach artykułu dokonano oceny mechanizmu zużycia poszczególnych par trących. Przedmiot analiz w przypadku pary trącej typu metal–metal stanowiła także analiza rozkładu wielkości produktów zużycia i stężenie jonów pierwiastków stopowych w cieczy smarującej.

WPROWADZENIE

Kręgosłup stanowi jedną z najważniejszych i najbardziej złożonych struktur kostnych człowieka. Jako narząd ruchu i podpora ciała kręgosłup jest odpowiedzialny za przenoszenie obciążeń mechanicznych związane z lokomocją (przemieszczeniem się), wykonywaną pracą lub uprawianiem sportu [L. 1]. Choć rozwój techniki pozwolił w znacznym stopniu zredukować udział człowieka w realizacji zadań szczególnie niebezpiecznych, jak też wymagających znacznego wysiłku fizycznego, to wygody życia codziennego, często siedzący tryb pracy, mała aktywność ruchowa przyczyniają się do wielu schorzeń i dysfunkcji narządu ruchu [L. 2], w tym również kręgosłupa.

Najczęściej występującymi schorzeniami kręgosłupa są zespoły bólowe odcinka lędźwiowego (głównie segment ruchowy L4-L5) lub odcinka szyjnego. Zamiany biochemiczne zachodzące w obrębie struktur krążka międzykręgowego (KM) prowadzą do rozwoju tzw. dyskopatii [L. 3, 4]. Wybór metody leczenia schorzeń kręgosłupa zależy od stopnia ich zaawansowania. Leczenie może być realizowane metodą bezinwazyjną (zabiegi rehabilitacyjne) lub inwazyjną [L. 5].

Do najnowocześniejszych metod leczenia inwazyjnego należy zaliczyć endoprotezoplastykę KM. Zabieg polega na resekcji zwyrodniałego KM i implantacji w przestrzeń okołoprotezową sztucznego dysku [L. 6]. Obecnie stosowanych jest wiele rozwiązań konstrukcyjnych implantów. Można je sklasyfikować wg różnych kryteriów, np.: cech konstrukcyjnych (implanty dwu-, trójelementowe lub wieloelementowe), cech materiałowych (rodzaj pary trącej metal–polietylen lub metal–metal), czy też sposobu mocowania (stabilizacja kilowa lub igłowa) [L. 7, 8].

Do najczęściej stosowanych konstrukcji należą implanty trójelementowe. Komponenty składowe stanowią dwie płytki metalowe wykonane ze stopu metalu (Co28Cr6Mo, Ti6Al4V lub 316L), pomiędzy którymi znajduje się polietylenowa wkładka. Zastosowanie polimerowego komponentu ma na celu przede wszystkim ograniczenie oporów tarcia oraz amortyzację drgań [L. 2]. Przykłady

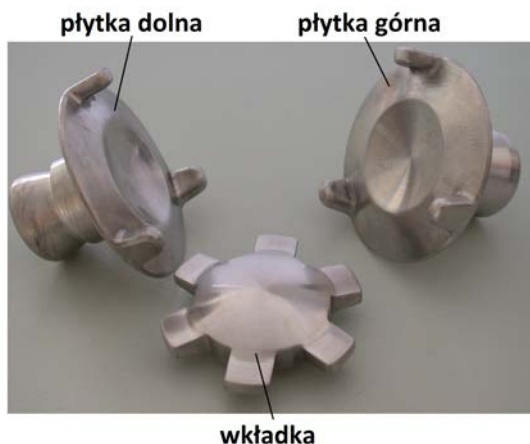
tego typu rozwiązania konstrukcyjnego stanowią m.in. implanty SB Charite III [L. 9] oraz ProDisc [L. 6]. Doniesienia o negatywnym skutku oddziaływania polietylenowych produktów zużycia na tkanki okołowszczepowe (indukcja osteolizy) przyczyniły się do tego, że w praktyce stosowane są implanty dwuelementowe, w których komponenty składowe wykonane są z metalu (stop Co28Cr6Mo). Przykład tego typu rozwiązań stanowią implanty Maverick i Flexicore [L. 10, 11]. Najnowocześniejsze rozwiązania konstrukcyjne IKM są bardziej złożone i składają się z większej liczby elementów składowych. Przegląd różnych rozwiązań konstrukcyjnych implantów podano m.in. w pracy [L. 10, 11].

W prospektach firmowych i katalogach producentów brak jest informacji nt. oporów tarcia czy też prognozowanej trwałości produkowanych implantów. Stąd też badania tribologiczne prowadzone z wykorzystaniem symulatorów w warunkach zbliżonych do rzeczywistych obciążeń mogą wypełnić istniejącą w tym zakresie lukę [L. 12]. W pracy przedstawiono wyniki badań tarciovo-zużyciowych prototypowego implantu KM odcinka lędźwiowego typu metal–polietylen oraz metal–metal. Komponenty metalowe wykonano ze stopu Co28Cr6Mo, Ti6Al4V oraz stali 316L metodą obróbki skrawaniem. Wyznaczono wpływ rodzaju materiału pary trącej i siły obciążającej na opory tarcia, przeprowadzono pomiary chropowatości i dokonano obserwacji topografii współpracujących powierzchni trących. Przeprowadzono analizę rozkładu wielkości produktów zużycia oraz określono stężenie jonów kobaltu i chromu w cieczy smarującej. Oceniono i opisano mechanizm zużycia badanych implantów.

MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przedmiot badań tarciovo-zużyciowych stanowiły implanty KM własnej konstrukcji (autorzy: K. Skalski, J. Skoworodko) dla dwóch podstawowych par trących typu: metal–polietylen oraz metal–metal (**Rys. 1**). Płytki metalowe wykonano z trzech stopów: Co28Cr6Mo (450 HV0.1), Ti6Al4V (334 HV 0.1) i stali austenitycznej 316L (268 HV0.1). Powierzchnie robocze płytek metalowych charakteryzowały się odpowiednio chropowatością R_a około 0,10 μm . Wkładki polimerowe wykonano z polietylenu UHMWPE (Chiruen 1020). Chropowatość R_a powierzchni trącej wkładek polimerowych wynosiła ok. 3 μm .

Badania tarciovo-zużyciowe przeprowadzono z użyciem symulatora do badania właściwości tribologicznych endoprotez stawu biodrowego SBT-03 [wynalazek P.39070], którego widok przedstawiono na **Rys. 2**. Najważniejsze parametry pracy symulatora przedstawiono w **Tabeli 1**.



Rys. 1. Implant krążka międzykręgowego

Fig. 1. Intervertebral disc implant



Rys. 2. Symulator SBT-03

Fig. 2. The SBT-03 simulator

Tabela 1. Parametry pracy symulatora SBT-03

Table 1. Work parameters of the SBT-03 simulator

Parametr	Wartość
liczba cykli	1 000 000
obciążenie	1500, 2500N*
częstotliwość	1,25 Hz
zakres ruchu: skłon/przeprost zgięcie boczne	+5° / -5° +3° / -3°
smarowanie	woda destylowana ultraczysta
tryb pracy	ciągły

* dodatkowe testy dla pary skojarzenia materiałowego metal–polietylen.

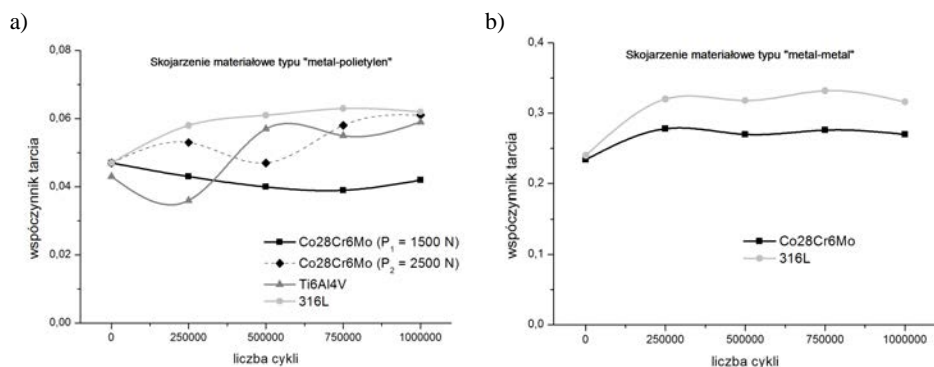
Wartość siły obciążającej dobrano, uwzględniając obciążenie i przeciążenie układu kostno-stawowego człowieka. Przyjmując, iż średnia masa dorosłego człowieka wynosi 75 kg (1 G), przyjęto wartość siły obciążającej odpowiednio: $P_1 = 2 G = 1500 N$, $P_2 = 3,3 G = 2500 N$,

Pomiary mikrotwardości przeprowadzono metodą Vickersa (HV 0.1) z użyciem twardościomierza MICROMET 2104 (Wirtz-Buehler, Niemcy) zgodnie z normą ISO 6507-01. Pomiary chropowatości Ra powierzchni trących wykonano przed i po zakończeniu testów tarciovo-zużyciowych. W tym celu zastosowano profilometr Hommel Etamic T8000RC (Jenoptik AG, Niemcy). Zużycie określono na podstawie porównania masy elementów implantów przed i po teście tribologicznym. Próbki ważono za pomocą wagi laboratoryjnej

R200D (Sartorius, Niemcy) o dokładności do 0,1 mg. Znając wartość zużycia i gęstości zastosowanych materiałów, obliczono współczynnik zużycia. Za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) Inspekt S (FEI, USA) dokonano obserwacji topografii powierzchni roboczych przed i po testach. Próbkę cieczy smarującej wraz z zawieszonymi w niej produktami zużycia poddano analizie rozkładu wielkości z użyciem urządzenia Zetasizer Nazno ZS 2000 (Malvern Instruments Ltd., Wielka Brytania). Oznaczenia stężenia jonów chromu i kobaltu w cieczy smarującej przeprowadzono metodą atomowej spektroskopii absorpcyjnej (AAS) z atomizacją w kuwecie grafitowej z użyciem aparatu Varian Spectra AA 200 HT.

WYNIKI I ANALIZA BADAŃ I ICH ANALIZA

Badania tarciovo-zużyciowe realizowane były w sposób ciągły, aż do osiągnięcia zadanej liczby cykli. Endoprotezy w trakcie trwania testów zanurzone były całkowicie w cieczy smarującej. Zastosowany w symulatorze system pomiarowy pozwala na wyznaczenie wartości współczynnika tarcia w oparciu o rejestrowane wartości momentu tarcia. Na **Rysunku 3a** przedstawiono zmiany wartości współczynnika tarcia w funkcji liczby cykli pracy dla skojarzenia materiałowego metal–polietylen w zależności od doboru materiału stopowego. Dodatkowo, na przykładzie pary trącej Co28Cr6Mo-UHMWPE, na tym samym wykresie przedstawiono wpływ zastosowanego obciążenia (1500 i 2500 N) na zmianę wartości współczynnika tarcia w czasie trwania testu.



Rys. 3. Współczynnik tarcia w funkcji liczby cykli pracy dla skojarzenia materiałowego: a) metal–polietylen, b) metal–metal

Fig. 3. Friction coefficient as a function of number of cycles for a) metal–polyethylene, b) metal–metal articulations

Z przedstawionego wykresu wynika, że wybór skojarzenia materiałowego typu metal–polietylen, niezależnie od doboru materiału stopowego, zapewnia

uzyskanie niskich oporów tarcia. Sugerując się wartościami współczynnika tarcia, najkorzystniej jest zastosować parę trącą Co28Cr6Mo-UHMWPE ($\mu \sim 0,04$). Wartości współczynnika tarcia dla pary trącej Ti6Al4V-UHMWPE i 316L-UHMWPE po przepracowaniu 1 000 000 cykli były niemal identyczne ($\mu \sim 0,06$).

Na przykładzie pary trącej Co28Cr6Mo-UHMWPE widać, że zwiększenie obciążenia układu z 1500 N do 2500 N przyczyniło się do nieznacznego zwiększenia oporów tarcia. Po przepracowaniu 1 000 000 cykli różnica wynosiła 0,02. Zjawisko to można tłumaczyć zwiększeniem intensywności procesów zużycia implantu, a zatem zmianą reżimów tarcia.

Na **Rysunku 3b** przedstawiono zmiany wartości współczynnika tarcia w funkcji liczby cykli pracy dla skojarzenia materiałowego metal–metal. Komponenty badanych implantów wytworzono ze stopu Co28Cr6Mo i stali 316L.

Z przedstawionego wykresu wynika, że opory tarcia występujące w węzle tarcia implantu wytworzonego ze stali 316L są większe niż w przypadku zastosowania stopu Co28Cr6Mo. Testy tribologiczne wykazały, że współczynnik tarcia dla pary trącej 316L-316L wynosił około 0,32, natomiast dla pary trącej Co28Cr6Mo-CoCrMo ok. 0,28. Prezentowane dane wskazują również, że okres dotarcia dla implantów typu metal–metal wynosił około 500 tys. cykli.

Trwałość endoprotez jest ograniczona ze względu na procesy zużycia tribologicznego współpracujących powierzchni trących. W przypadku endoprotez typu metal–polietylen komponentami, które wykazywały największą podatność na zużycie były wkładki UHMWPE. Świadczyły o tym wyraźne ślady zużycia i ubytki materiału na powierzchniach trących. Podatność polietylenu o ultrawysokiej masie cząsteczkowej do adsorpcji cieczy smarującej skutecznie uniemożliwiła określenie ubytku masy wkładek po przepracowaniu zadanej liczby cykli. Określenie ubytku masy komponentów metalowych, współpracujących z wkładkami UHMWPE okazało się utrudnione, powiem powierzchnie trące „oklejone” zostały przez polimerowe produkty zużycia.

Na podstawie zużycia masowego i gęstości materiałów użytych do wytworzenia implantów typu metal–metal obliczono i porównano współczynniki zużycia, które definiuje się jako iloraz zużycia objętościowego przez iloczyn średniej siły obciążającej, prędkości względnej elementów pary trącej i czasu trwania testu. Współczynnik zużycia dla pary Co28Cr6Mo wynosił $1,205 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm]. Dla pary trącej 316L-316L wartość tego współczynnika była większa i wynosiła $1,526 \cdot 10^{-8}$ [mm³/Nm].

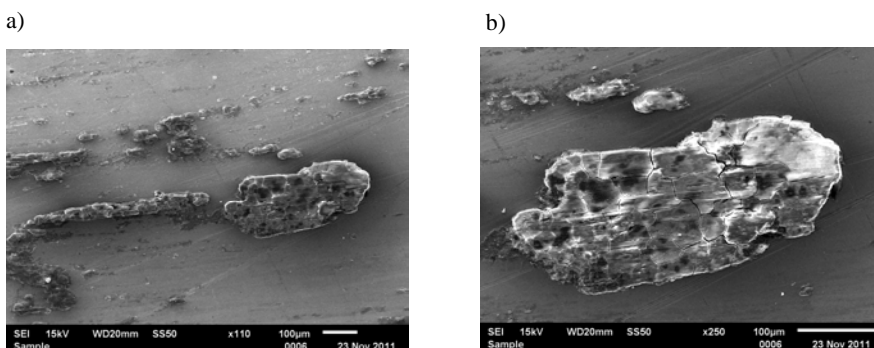
W **Tabeli 2** zestawiono i porównano wartości chropowatości Ra powierzchni trących badanych implantów przed i po zakończeniu testów tribologicznych.

Tabela 2. Zmiany wartości chropowatości Ra powierzchni trących implantów w rezultacie testów tribologicznych, obciążenie P = 1500 N

Table 2. Changes of Ra roughness parameter for friction surfaces as a result of tribological tests, load P = 1500 N

para trąca	metal–polietylen			metal–metal		
Stop	płytką górną	wkładka	płytką dolną	płytką górną	wkładka	płytką dolną
Co28Cr6Mo	0,07→0,26	2,99→1,98	0,10→0,28	0,11→0,25	0,08→0,24	0,15→0,27
Ti6Al4V	0,13→0,27	3,45→2,41	0,09→0,27	-	-	-
316L	0,15→0,29	3,14→2,11	0,11→0,29	0,09→0,55	0,13-0,47	0,11→0,38

Na podstawie przeprowadzonych badań laboratoryjnych można stwierdzić, że mechanizm zużycia testowanych implantów był zależny od rodzaju pary trącej. W implantach typu metal–polietylen proces zużycia składał się następujących etapów: dopasowanie się i wzrost powierzchni kontaktu → cykliczne tworzenie się i niszczenie połączeń tarciovych typu metal–polietylen → powstanie nalepień polietylenu na powierzchniach metalowych implantu → wzrost grubości nalepień w kolejnych cyklach pracy → pękanie, odwarstwianie oraz rozkruszenie cząstek polietylenu → wydalenie produktów zużycia ze strefy tarcia. Przykłady nalepień cząstek polietylenu na powierzchniach metalowych implantu ilustruje **Rysunek 4**.

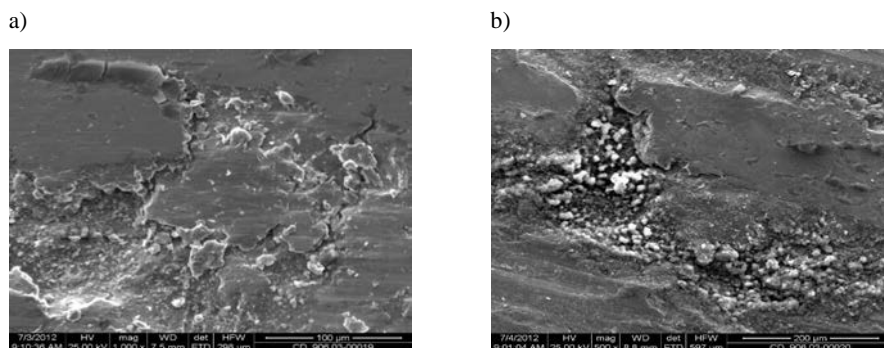


Rys. 4. Widok nalepionej cząstki UHMWPE na powierzchni trącej komponentu metalowego: a) cząstka bez spękań, b) cząstka z widocznymi pęknięciami

Fig. 4. Sticked UHMWPE wear debris on metal friction surfaces a) without cracks, b) with cracks

Prowadzone obserwacje SEM topografii powierzchni implantów typu metal–metal umożliwiły zdefiniowanie poszczególnych etapów powstawania i niszczenia połączeń tarciovych. Kolejne etapy to dopasowanie się (dociera-

nie) i wzrost powierzchni rzeczywistej powierzchni kontaktu → cykliczne tworzenie się i niszczenie połączeń adhezyjnych, ścinanie powstających połączeń adhezyjnych i wyrwanie umocnionych cząstek z podłoża → rozkruszenie wyrwanych cząstek → wtórne oddziaływanie produktów zużycia → wydalenie powstających produktów zużycia ze strefy tarcia. Występujące mechanizmy zużycia w implantach typu metal – metal można określić jako zużycie ścierno-adhezyjne. Na **Rysunku 5** przedstawiono zdjęcia SEM topografii powierzchni trących z widocznymi produktami zużycia oraz zniszczonymi połączeniami adhezyjnymi.

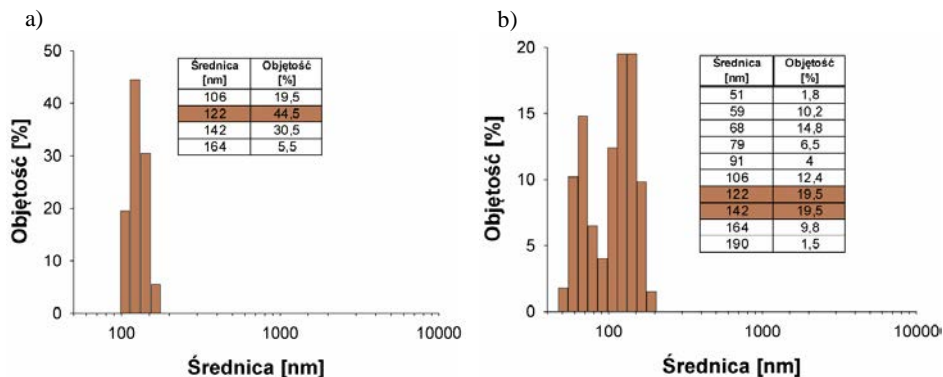


Rys. 5. Widok powierzchni trącej typu metal–metal wraz z widocznymi „wyrwaniami” na powierzchni i produktami zużycia

Rys. 5. Metal friction surfaces in metal–metal articulation together with the wear products and visible "adhesive effects" on the friction surfaces

Z doświadczenia alloplastyki stawu biodrowego wynika, objętość, kształt, topografia powierzchni oraz skład chemiczny pojedynczych produktów zużycia ma istotny wpływ na ich zdolność do migracji oraz akumulacji wewnątrz organizmu człowieka [L. 13]. Wyniki analiz rozkładu wielkości na przykładzie produktów zużycia implantu wykonanego ze stopu kobaltu tworzących system tribologiczny typu metal–polietylen (**Rys. 6a**) oraz metal–metal (**Rys. 6b**) przedstawiono w formie histogramów.

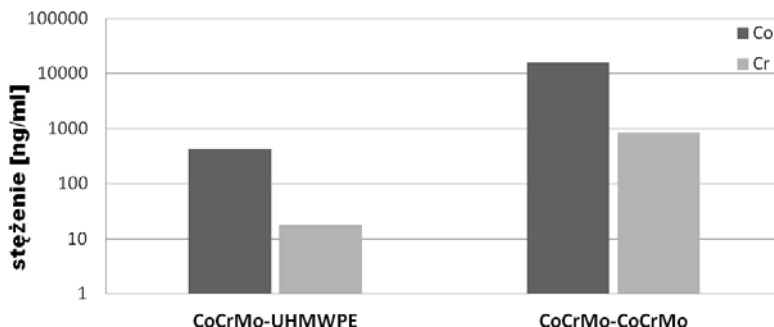
Otrzymane wyniki wykazały, że w przypadku endoprotez typu metal–polietylen metalowe produkty zużycia charakteryzowały się rozmiarami od 106 do 164 nm. Największy udział wykazywały cząstki o średnicy 122 nm (44,5%). Z kolei dla endoprotez typu metal–metal rozmiary produktów zużycia zmieniały się w szerszym zakresie, tj. od 51 do 190 nm. Największy udział wykazywały cząstki o średnicy 122 i 144 nm (po 19,5%).



Rys. 6. Rozkład wielkości produktów zużycia stopu Co28Cr6Mo dla pary trzącej a) metal–polietylen, b) metal–metal

Rys. 6. Size distribution of Co28Cr6Mo wear debris for: a) metal-on-polyethylene, b) metal-on-metal articulation

Zastosowanie wody destylowanej zamiast płynu Ringera podczas realizacji testów tribologicznych miało na celu określenie ilości uwalnianych jonów Co^{2+} i Cr^{3+} na skutek procesów tarciovo-zużyciowych z wyłączeniem wpływu innych czynników, np. korozji. Całkowita objętość cieczy, którą były zalane endoprotezy wynosiła 1000 ml. Wyniki oznaczenia stężenia jonów w cieczy smarującej po zakończeniu testów tribologicznych przedstawiono w sposób graficzny na Rys. 7. Ze względu na znikome stężenie jonów Co^{2+} i Cr^{3+} w cieczy smarującej w stanie wyjściowym (przed rozpoczęciem testów tarciovo-zużyciowych), które wynosiło $0,0226 \text{ ng/ml Co}^{2+}$ i $0,0358 \text{ ng/ml Cr}^{3+}$ nie było konieczności jego uwzględniania.



Rys. 7. Stężenie jonów Co^{2+} i Cr^{3+} w cieczy smarującej po zakończeniu testów tarciovo-zużyciowych w zależności od doboru skojarzenie materiałowego

Rys. 7. Co^{2+} and Cr^{3+} concentration in the lubricant fluid after tribological tests depending on articulation type

WNIOSKI

Wzrastająca z każdym rokiem liczba osób ze schorzeniami kręgosłupa, w tym osób w wieku produkcyjnym, generuje wzrost zapotrzebowania na różnego rodzaju implanty. Przeprowadzone obszerne badania tribologiczne prototypów IKM odcinka lędźwiowego, wykonanych z trzech stopów, tj. Co28Cr6Mo, Ti6Al4V oraz stali 316L wykazywały, że istotny wpływ na opory tarcia ma dobór skojarzenia materiałowego. Za korzystny zestaw materiałów należy uznać parę trącą typu metal–polietylen. Zastosowanie polietylenowej wkładki pozwala na uzyskanie stosunkowo niskich oporów tarcia (0,04÷0,06).

Spośród badanych stopów za najkorzystniejszy należy uznać stop Co28Cr6Mo. Stosunkowo dobre właściwości tribologiczne we współpracy z polietylenem wykazuje również stop tytanu Ti6Al4V. Stop ten nie może być jednak stosowany w parach trących typu metal–metal. Przeprowadzone obserwacje SEM wykazały, że dominującym rodzajem zużycia dla implantów typu metal–polietylen było zużycie adhezyjne, zaś dla metal–metal zużycie adhezyjno–ścierne.

Przeprowadzone analizy rozkładu wielkości produktów zużycia wykazały, że niezależnie od doboru pary trącej charakteryzowały się one nanometrycznymi rozmiarami. Jakkolwiek z punktu widzenia tribologii, generowanie na skutek tarcia produktów zużycia o tak małych rozmiarach jest korzystniejsze niż mikrometrycznych, to w ujęciu klinicznym zjawisko to może być niebezpieczne dla pacjenta.

Aby w przyszłości ograniczyć intensywność zużycia implantów, należy przeprowadzić obszerne, kompleksowe badania nad doбором powłoki przeciwadhezyjnej dla różnych zestawów materiałów par trących. Należy także w perspektywistycznych rozwiązaniach konstrukcyjnych dążyć do „zamknięcia” węzła tarcia oraz stosować na elementy ślizgowe polietylen nowej generacji, o dużej odporności na zużycie.

PODZIĘKOWANIA

Badania realizowane są w ramach projektu badawczego własnego finansowanego przez MNiSW, Nr NN 507 479 537.

LITERATURA

1. Będziński R., Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
2. Gierzyńska-Dolna M., Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2002.
3. Berg S. On total disc replacement; Acta Orthopædica Supplementum, 2011, 343 (83), 1–29.

4. Whatley B.R., Wen X., Intervertebral disc (IVD): Structure, degeneration, repair and regeneration, *Materials Science and Engineering*, 2012, 32, 61–77.
5. Skalski K., Skoworodko J., Gierzyńska-Dolna M., Stabilizatory oraz implanty krążka międzykręgowego kręgosłupa – przegląd konstrukcji, *Obróbka Plastyczna Metali*, 2011, 22, 4, 303–317.
6. Delamarter R.B., Bae H. W., Pradhan B.B., Clinical Results of ProDisc-II Lumbar Total Disc Replacement: Report from the United States Clinical Trial, *Orthop Clin N Am*, 2005, 36, 301–313.
7. Geisler F.H., The Charite artificial disc: design history, FDA IDE study results, and the surgical technique, *Clinical Neurosurgery*, 2006, 53, 223–228.
8. Kurtz S.M., van Ooij A., Ross R., de Waal Malefijt J., Pelloza J., Ciccarelli L., Villarraga M.L., Polyethylene wear and rim fracture in total disc arthroplasty, *The Spine Journal*, 2007, 7, 12–21.
9. Geisler F.H., The Charite artificial disc: design history, FDA IDE study results, and the surgical technique, *Clinical Neurosurgery*, 2006, 53, 223–228.
10. Kulkarni A.G., Diwan A.D., Prosthetic Lumbar disc replacement for degenerative disc disease, *Neurology India*, 2005, 53 (4), 499–505.
11. Hähnle U.R., Weinberg I.R., Sliwa K., Sweet B.M., de Villiers M., Kineflex (Centurion) Lumbar Disc Prosthesis: Insertion technique and 2-Year clinical results in 100 patients, *SAS Journal.*, 2007, 1; 28–35.
12. Monografia projektu pod red. Konstantego Skalskiego: Endoproteza krążka międzykręgowego kręgosłupa – konstrukcja, badania, technologia wytworzenia i przygotowanie do zastosowań klinicznych, Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań, 2013.
13. Gill H.S., Grammatopoulos G., Adshead S., Tzialogiannis E., Tsiroidis E., Molecular and immune toxicity of CoCr nanoparticles in MoM hip arthroplasty, *Trends in Molecular Medicine*, 2012, 18, 3, 145–155.

Summary

Total disc replacement is a relatively new treatment procedure of patients with chronic back pain. Regardless of the choice of materials from which the disc components are made, the most important factor limiting their service life is susceptibility to wear due to friction. This paper presents an assessment of physico-mechanical processes occurring during the use of implants, with particular emphasis on tribological processes. The results obtained during tribological tests show that the relatively favourable combination of materials is metal-polyethylene articulation. The use of a polymeric insert allows for a relatively low friction resistance (friction coefficient less than 0.1) even for a large load (2500 N). In metal-metal articulation the most favourable material is Co28Cr6Mo alloy. In the frame of this article, the mechanisms of wear for both articulation types were assessed. For metal-on-metal friction pair, wear debris size distribution, as well as metal ion concentration analysis were made.

