

Monika Gierzyńska - Dolna*

PROCESY TRIBOLOGICZNE W WĘZŁACH RUCHOWYCH ENDOPROTEZ

TRIBOLOGICAL PROBLEMS OCCURING IN MOVING PAIRS OF ENDOPROSTHESES

Słowa kluczowe:

endoprotezy, badania zużyciowe, biomateriały

Key-words:

endoprostheses, biomaterials, wear

Streszczenie

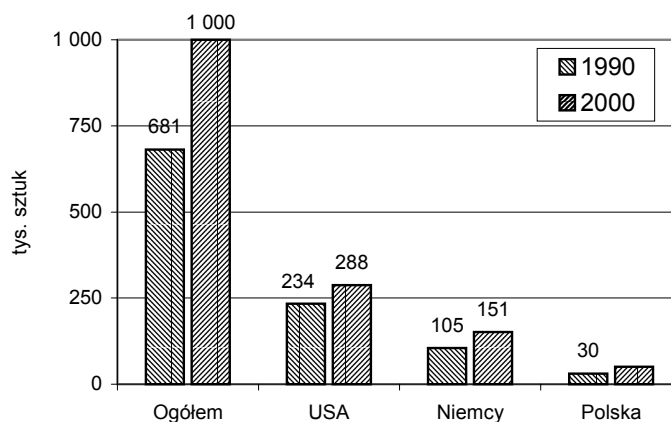
W pracy podano wzrost zapotrzebowania na endoprotezy stawu biodrowego i kolanowego w latach 1990-2000. Naświetlono procesy destrukcyjne występujące w węzłach trących endoprotez. Podano wyniki własnych badań dotyczące wpływu obróbki powierzchniowej na wzrost odporności na zużycie stopu tytanu Ti6Al4V.

* Politechnika Częstochowska

WPROWADZENIE

Choroba zwyrodnieniowa stawów jak też coraz częściej występujące urazy mechaniczne układu kostno-stawowego człowieka spowodowane przeciążeniem stawów czy też kolizjami samochodowymi, należą do schorzeń cywilizacyjnych XXI wieku. Z każdym rokiem rośnie liczba wykonywanych zabiegów alloplastyki stawów. Stąd też Światowa Organizacja Zdrowia uznała 10-lecie obejmujące lata 2000-2010 za Dekadę Kości i Stawów. Celem Dekady Kości i Stawów jest poprawienie profilaktyki i leczenia chorób układu kostno-stawowego człowieka.

O skali problemu może świadczyć wzrost ilości implantowanych endoprotez stawu biodrowego i kolanowego w latach 1990-2000 [1] w USA i niektórych krajach Europy, co ilustrują rys. 1 i 2 [1].



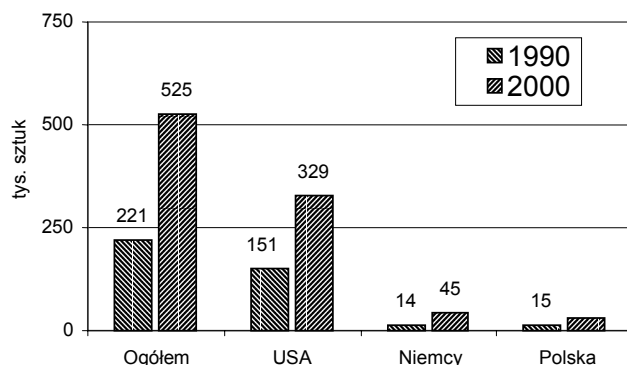
Rys. 1. Ilość zaimplantowanych endoprotez stawu biodrowego [1]

Fig. 1. The amount of the implanted hip endoprostheses [1]

W Polsce według danych szacunkowych zapotrzebowanie na endoprotezy stawu biodrowego wynosi ok. 30 tys. rocznie a endoprotezy stawu kolanowego ok. 15 tys. szt. rocznie.

Dość duża jest także ilość wykonywanych zabiegów rewizyjnych (6-26% wszystkich zabiegów), co spowodowane jest głównie aseptycznym obluzowaniem trzpieni lub panewek endoprotez. Obluzowaniu endoprotez dość często towarzyszy rozległa destrukcja tkanki kostnej

występująca wokół zaimplantowanej endoprotezy. Niezadawalająca jest także trwałość endoprotez, którą szacuje się średnio na 10-15 lat.



Rys. 2 Ilość zaimplantowanych endoprotez stawu kolanowego [1]

Fig. 2. The amount of the implanted knee endoprostheses [1]

Istotnym problemem staje się zatem poznanie przyczyn aseptycznego obluzowania endoprotez jak też ograniczenie innych procesów destrukcyjnych decydujących o trwałości zaimplantowanych endoprotez.

PROCESY DESTRUKCYJNE WYSTĘPUJĄCE W ENDOPROTEZACH STAWU BIODROWEGO.

Stawy: biodrowy i kolanowy należą do najbardziej obciążonych stawów człowieka, stąd też ich optymalizacji poświęcono dotychczas najwięcej uwagi.

Wprowadzenie do organizmu człowieka implantu wykonanego z materiału o module sprężystości znacznie wyższym niż kości, prowadzi do znacznego przeszywnienia układu „kość-implant”. Stąd też prowadzone obecnie prace badawcze obejmują następujące kierunki:

dobór materiału na trzpienie endoprotez o możliwie niskim module Younga,

optymalizację geometrii trzpieni endoprotez w celu uzyskania równomiernego rozkładu nacisków w układzie „kość-cement-implant”,

obniżenia temperatury polimeryzacji cementu w celu uniknięcia destrukcji tkanki wokół implantu.

Kolejny ważny problem stanowi optymalizacja węzła ruchowego endoprotezy obejmująca:

dobór materiału na parę trącą „głowa-panewka”,
 optymalizacja konstrukcji zarówno panewki jak też obudowy
 panewki i sposobu jej mocowania.

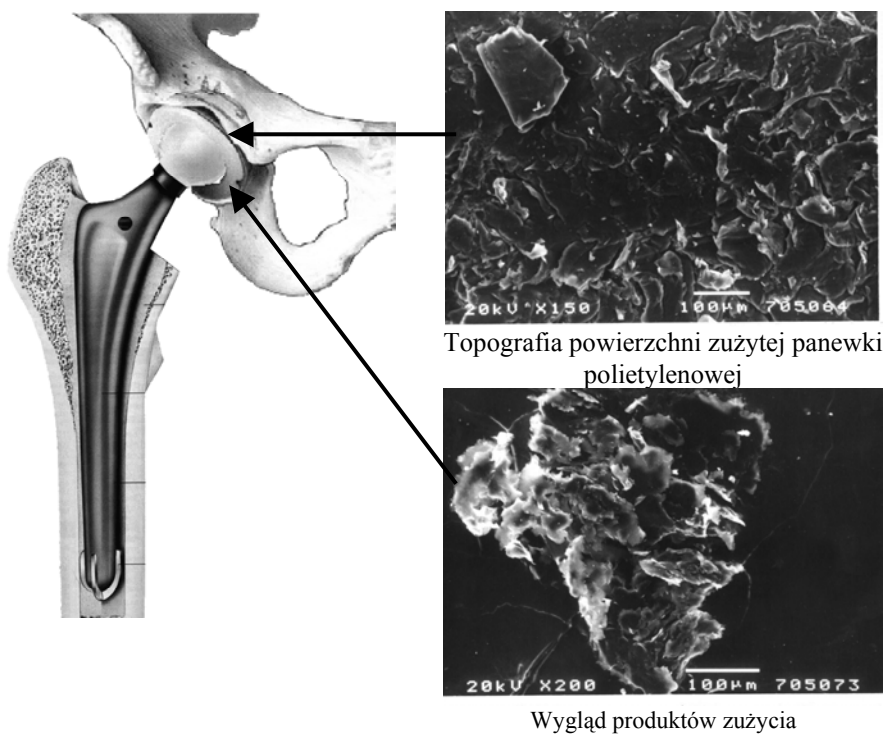
Stosowana przez wiele lat para trąca „polietylen-metal” bądź też
 „polietylen-ceramika” posiada wiele wad, do których można zaliczyć:

małą odporność na zużycie powszechnie stosowanego
 polietylenu UHMWPE

dużą podatność na pełzanie i starzenie polietylenu,
 zmianę własności mechanicznych w wyniku wielokrotnego
 naświetlania promieniami RTG,

negatywne oddziaływanie produktów zużycia na organizm
 ludzki.

Na rys. 3 pokazano typowy węzeł tarcia „głowa-panewka”
 endoprotezy stawu biodrowego oraz widok produktów zużycia.



Rys. 3 Węzeł tarcia „głowa-panewka” endoprotezy stawu biodrowego oraz widok produktów zużycia wg badań Autorki

Fig. 3. Frictional pair „head-acetabular cup” of hip endoprostheses and a view of wear products according to the Author

W poszukiwaniu optymalnych skojarzeń materiałowych na parę trącą „głowa-panewka”, niektóre firmy zachodnie proponują stosowanie panewek z wkładką ceramiczną lub metalową. Zatem proponuje się zastąpić typową parę trącą typu: „polietylen-metal” lub „polietylen-ceramika” przez pary trące: „ceramika-ceramika”. Przykład takiego rozwiązania oferowanego przez firmę AESCULAP ilustruje rys. 4.



Rys. 4 Panewka endoprotezy stawu biodrowego z wkładką ceramiczną w obudowie metalowej firmy AESCULAP [5]

Fig. 4. Acetabular cup of hip endoprosthesis with a ceramic insert in a metal housing produced by AESCULAP [5]

Poprawność tego rozwiązania będą mogły potwierdzić dopiero wyniki wieloletnich badań klinicznych.

Procesy destrukcyjne zachodzące w węźle ruchowym endoprotezy stawu biodrowego tj. w układzie „głowa-panewka” są bardzo złożone a skutki tych procesów kumulujące się w czasie, są niekiedy widoczne i odczuwalne przez pacjentów po wielu latach.

Do głównych procesów destrukcyjnych należą:

zużycie cierne panewki polietylenowej (bądź też wkładki polietylenowej) powodujące z upływem czasu powiększanie się luzu pomiędzy głową i panewką,

pełzanie polietylenu w wyniku wielokrotnych obciążeń endoprotezy

i zniekształcenie otworu panewki,

starzenie polietylenu, wyrażające się m. in. wzrostem stopnia krystaliczności, wzrostem twardości i obniżeniem odporności na zużycie,

migracja produktów zużycia panewki (cząstek polietylenu),

odklejanie panewki.

W przypadku endoprotez stawu kolanowego najsłabszym elementem jest polietylenowa wkładka, która współpracuje z metalową płożą. Aby

zmniejszyć wartość nacisków powierzchniowych współpracujące ze sobą elementy stawu kolanowego są odpowiednio wyprofilowane, w celu uzyskania dużej powierzchni styku. Niemniej jednak zużycie współpracujących elementów endoprotezy jest duże.

Można tu wyróżnić następujące główne procesy destrukcyjne:

zmiana makro i mikrogeometrii wkładki polietylenowej w wyniku procesów zużycia,

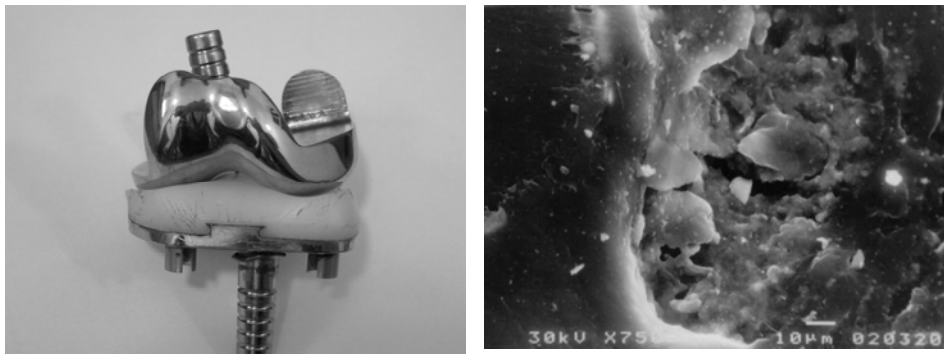
odkształcenie wkładki polietylenowej w wyniku procesów pełzania,

migracja trzpienia endoprotezy,

obluzowanie trzpienia endoprotezy.

Na podkreślenie zasługuje fakt specyficznego mechanizmu zużycia polietylenu, charakterystyczny dla zużycia cierno-zmęczeniowego z występowaniem koncentracji naprężeń w tzw. Punkcie Bielajewa, objawiający się „złuszczeniem” dużych cząstek polietylenu.

Na rys. 5 pokazano widok endoprotezy stawu kolanowego typu Motta-Callea oraz topografie powierzchni zużytej wkładki polietylenowej po badaniach na symulatorze stawu kolanowego.



Rys. 5 Przykład zużycia elementów endoprotezy stawu kolanowego (wkładki polietylenowej)

Fig. 5. An example of wear products of knee endoprosthesis (polyethylene insert)

Na podstawie przeprowadzonych obserwacji topografii zużytych powierzchni wkładek polietylenowych endoprotez stawu kolanowego można stwierdzić, iż proces zużycia składa się z kilku etapów:

odkształcenia plastycznego obszarów bezpośredniego styku i umocnienia się polietylenu, połączonego prawdopodobnie ze wzrostem stopnia krystaliczności tworzywa,

pękania i wykuszania polietylenu w obszarach o największym stopniu wyteżenia materiału, narastającego lawinowo w raz ze wzrostem ilości cykli.

Badania zmian stopnia krystaliczności przeprowadzone metodą DSC próbek polietylenowych pracujących na symulatorze stawu kolanowego wykazały wzrost stopnia krystaliczności średnio o 12% po 1 milionie cykli.

BADANIA WŁASNE

Ważnym czynnikiem, decydującym o prawidłowym przebiegu procesów występujących na granicy „kość-implant” czy też „kość-cement-implant” w czasie eksploatacji endoprotezy jest stan fizykochemiczny powierzchni, zależny od rodzaju zastosowanej obróbki powierzchniowej.

W zależności od rodzaju implantów i spełnianych przez nie funkcji, stawiane są im różne wymagania dotyczące właściwości użytkowych.

Implanty krótkotrwałe takie jak: stabilizatory złamań kostnych, gwoździe śródszpikowe itp. powinny posiadać dużą odporność na korozję elektrochemiczną. W przypadku implantów długotrwałych takich jak np. endoprotezy wymagana jest duża odporność na korozję naprężeniową, zużycie cierne i zarysowanie. W przypadku wszystkich implantów zastosowana obróbka powierzchniowa powinna zapewniać właściwą bioinertywność tj. eliminować negatywne oddziaływanie produktów korozji na organizm ludzki.

Celem badań prowadzonych w ramach niniejszej pracy było:

wyznaczenie odporności na zarysowanie,

wyznaczenie odporności na zużycie

warstw pasywnych i utwardzających wytwarzanych na implantach ze stopu tytanu Ti6Al4V.

W badaniach uwzględniono następujące rodzaje warstw:

pasywowanie powierzchni metodą utleniania anodowego,

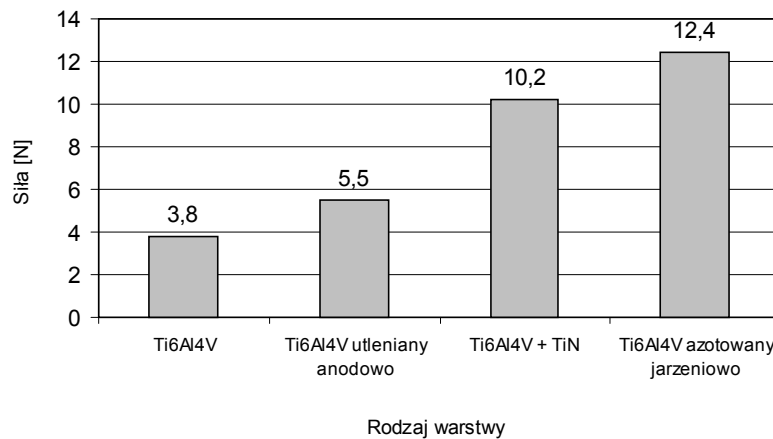
utwardzanie poprzez nakładanie warstwy TiN metodą PVD,

utwardzanie powierzchni poprzez wytwarzanie warstwy kompozytowej metodą jarzeniową.

Badania odporności na zarysowanie przeprowadzono przy użyciu ryłka diamentowego, stosując różne obciążenia.

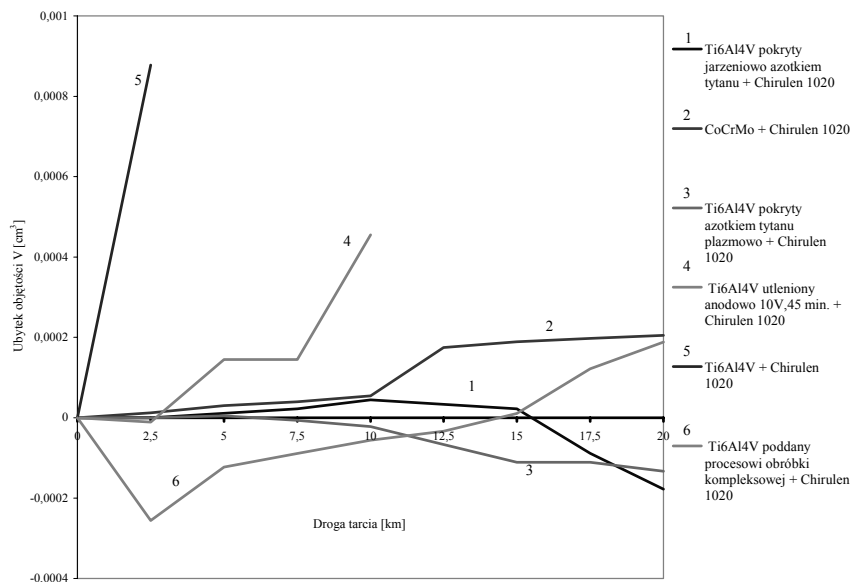
Badania tarciovo-zużyciowe przeprowadzono na testerze T-05 przy ruchu obrotowym, przy obciążeniu $P=800$ [N]. Powierzchnie trące smarowano płynem Ringera.

Zestawienie wyników badań odporności na zużycie ilustrują rys. 6 i 7.



Rys. 6. Zestawienie wyników badań odporności na zarysowanie stopu Ti6Al4V bez obróbki oraz po różnych rodzajach obróbki powierzchniowej.

Fig.6. A juxtaposition of the test results of resistance to scratch of Ti6Al4V alloy without and after different kinds of surface treatment



Rys. 7 Krzywe zużycia stopu tytanu Ti6Al4V poddanego różnym rodzajom próbki powierzchniowej, współpracującego z przeciwpróbką wykonaną z polietylenu

Fig. 7. A wear curve of Ti6Al4V titanium alloy after different kinds of surface treatment collaborating with the polyethylene counter-sample

Z przeprowadzonych badań wynika, iż największą odporność na zarysowanie powierzchni można uzyskać po azotowaniu metodą jarzeniową. Stop tytanu Ti6Al4V bez obróbki powierzchniowej posiada małą odporność na zarysowanie wyrażającą się siłą $P_z = 3.8$ [N]. Również warstwa powierzchniowa uzyskana w wyniku pasywowania metodą elektrochemiczną jest stosunkowo mało odporna na zarysowanie.

Jak to wynika z wykresu stop tytanu nie poddany obróbce powierzchniowej ulega zatarciu po stosunkowo krótkiej drodze tarcia wynoszącej $s = 2000$ [m], co objawia się znacznym wzrostem współczynnika tarcia.

WNIOSKI

Zastosowanie na implanty długotrwałe, takie jak endoprotezy stawu biodrowego czy też kolanowego, stopów tytanu zamiast stopu CoCrMo jest uzasadnione zarówno względami wytrzymałościowymi jak też ich dużą odpornością na korozję.

Znaczną poprawę właściwości użytkowych stopów tytanu a zwłaszcza zwiększenie odporności na zużycie można uzyskać wykorzystując osiągnięcia inżynierii powierzchni.

Przeprowadzone badania laboratoryjne wykazały, iż korzystną obróbką powierzchniową, możliwą do wykorzystania przy produkcji endoprotez jest azototytanowanie metodą PVD oraz metodą jarzeniową.

LITERATURA

Praca zbiorowa p. red. J. Kruczyńskiego: Dekada Kości i Stawów 2000 - 2010, Kraków 2000.

Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.

Więckowski W. Gierzyńska-Dolna M.: Theoretical and experimental analysis of hip joint endoprostheses stability, Inżynieria Biomateriałów, Nr 23-25, rok V, 2002.

Wierzchoń T., Czarnowska E. i in.: Obróbka jarzeniowa tytanu i jego stopów w aspekcie zastosowań w medycynie, Inżynieria Materiałowa, Nr 2, 1999.

Prospekty firmy AESCULAP.

Recenzent:
Jan BURCAN

Summary

In the paper the increase in demand for both knee and hip endoprostheses in 1990-2000 was given. Destructive processes occurring in frictional pairs of endoprostheses were presented. Test results concerning the influence of surface treatment on the increase in wear resistance of Ti6Al4V titanium alloy were given.