

Monika GIERZYŃSKA-DOLNA^{*}, Hanna WIŚNIEWSKA-WEINERT^{}, Janina ADAMUS^{*}**

TRIBOLOGOCZNE I MATERIAŁOWE UWARUNKOWANIA STOSOWANIA ENDOPROTEZ STAWÓW

TRIBOLOGICAL AND MATERIAL CONDITIONINGS OF THE HIP ENDOPROSTHESES APPLICATION

Słowa kluczowe:

biolożysko, endoprotezy stawów, procesy zużycia

Key-words:

biobearing, joint endoprostheses, wear processes

Streszczenie

W pracy scharakteryzowano staw biodrowy jako system tribologiczny. Podano, jakie warunki należy spełniać podczas modelowania endoprotez. Wskazano na nowe kierunki rozwoju biomateriałów i endoprotez.

^{*} Politechnika Częstochowska, Wydział Zarządzania, Katedra Systemów Technicznych, al. Armii Krajowej 19, 42-200 Częstochowa, tel. 034 3250866.

^{**} INOP Poznań, ul. Jana Pawła II 14, 61-139 Poznań, tel. +48 61 6570555, fax +48 61 6570721.

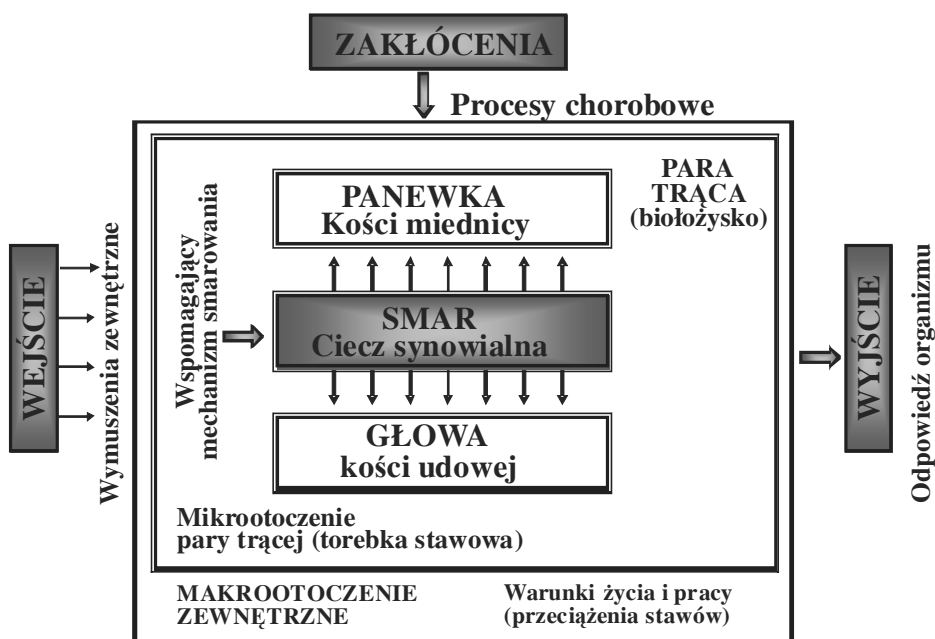
WPROWADZENIE

Zastąpienie zmienionych chorobą bądź też uszkodzonych mechanicznie stawów człowieka przez endoprotezy stanowi jedno ze znaczących osiągnięć techniki i medycyny XX wieku. Konstruktorom endoprotez przyświecało naczelne zadanie polegające na tym, aby zaimplantowana endoproteza mogła spełniać funkcje naturalnego stawu, czyli umożliwić człowiekowi wykonywanie podstawowych ruchów kończyny oraz pozwolić na swobodne poruszanie się. Nie bez znaczenia było także wyeliminowanie bólu. Jednakże wprowadzenie do organizmu człowieka implantu o zupełnie innych właściwościach sprężystych niż tkanka kostna prowadzi do zakłócenia fizjologicznych mechanizmów przenoszenia obciążeń w stawie. Ponadto niezwykle ważnym problemem jest stopniowa utrata własności funkcjonalnych endoprotezy w wyniku zachodzących procesów zużyciowych. Stąd też w ostatnim okresie szczególnego znaczenia nabierają prace z zakresu biotribologii, których celem jest skuteczne przeciwdziałanie procesom zużyciowym w węzłach trących endoprotez.

STAW BIODROWY JAKO SYSTEM TRIBOLOGICZNY

Specyficzna budowa naturalnego biołożyska, którego powierzchnie trące są pokryte elastycznym materiałem, tj. chrząstką stawową oraz torebka stawowa wypełniona substancją smarującą, którą jest ciecz synowialna, stanowi niedościgniony wzór idealnego węzła tarcia. Natura wyposażyła także staw biodrowy, podobnie jak inne stawy człowieka, w idealny, niestety nie do końca poznany, wspomagający mechanizm smarowania tzw. „weeping lubrication”, zapewniający warunki tarcia elastohydrostatycznego i bardzo niski współczynnik tarcia. Takich warunków tarcia nie zapewnia żadna z wytworzonych dotychczas endoprotez, pomimo intensywnych prac konstrukcyjno-badawczych, prowadzonych przez wiele przodujących firm o światowej renomie, produkujących endoprotezy stawów.

Na **Rys. 1** pokazano przykładowo staw biodrowy jako system tribologiczny, w którym wskazano na powiązania (współzależności) występujące w tym systemie.



Rys. 1. Staw biodrowy jako system tribologiczny

Fig. 1. Hip joint as a tribological system

MODELOWANIE STAWÓW PRZEZ ENDOPROTEZY

Aby zapewnić poprawne funkcjonowanie endoprotezy, czyli „sztucznego biołożyska”, należy spełnić warunki podobieństwa geometrycznego, materiałowego, tribologicznego i funkcjonalnego występujące w naturalnych stawach. Czy i w jakim stopniu warunki te zostały spełnione przez obecnie produkowane endoprotezy?

Odwzorowanie geometrii węzła ruchowego stawu przez endoprotezę

Podstawowym warunkiem, który musi być spełniony przy projektowaniu endoprotez stawów jest odwzorowanie geometrii węzła ruchowego, który decyduje o zakresie wykonywanych ruchów przez kończynę z zaimplantowaną endoprotezą. Przy konstrukcji endoprotez starano się również zachować podobieństwo wymiarów średnicy głowy do naturalnych wymiarów biołożyska. Dopiero w miarę upływu czasu zaczęto stosować mniejsze średnice głów ($\varnothing 32$ – $\varnothing 28$ mm). Nie bez znaczenia jest też mikrogeometria (chropowatość powierzchni) tego specyficznego węzła tar-

cia rzutująca na opory tarcia. Zatem dąży się do tego, aby produkowane głowy i panewki endoprotez miały bardzo gładką, lustrzaną powierzchnię, której chropowatość wynosi $R_a = 0,16 \mu\text{m}$. Również znacznej modyfikacji ulegał kształt trzpienia endoprotezy, aż po trzpień anatomicznie dopasowane, a optymalizacji układu: „kość–cement–implant” poświęca się coraz więcej uwagi wykorzystując metody symulacji komputerowej.

Odwzorowanie podobieństwa materiałowego

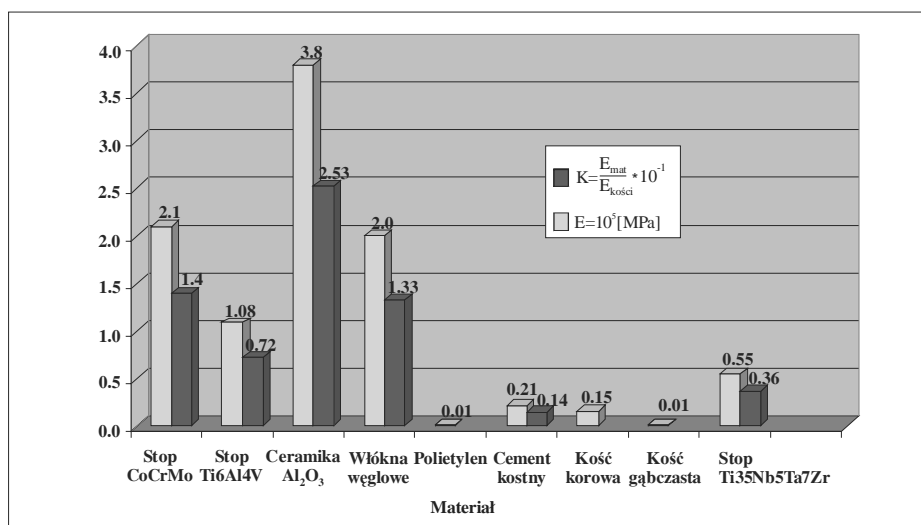
Stosowane obecnie endoprotezy stawu biodrowego składają się z trzech podstawowych elementów: trzpienia, głowy, panewki. Trzpień endoprotez wykonywane były początkowo ze stopu CoCrMo w postaci odlewanej, a następnie w postaci kutej [L. 12].

Duży ciężar właściwy tego stopu skłonił do poszukiwania nowego materiału o dużej biotolerancji przez organizm ludzki i dużej odporności na korozję. Stopem tym okazał się stop tytanu Ti6Al4V. Stop tytanu ma dwukrotnie mniejszy ciężar właściwy niż stop CoCrMo i korzystniejszy moduł sprężystości (moduł Younga), a także wyższą wytrzymałość zmęczeniową. Jedynym mankamentem tego stopu jest zawartość wanadu, składnika, który należy do pierwiastków silnie rakotwórczych. Niekorzystne oddziaływanie tego pierwiastka jest obserwowane już przy małych dawkach. Aby wyeliminować tę wadę, obecnie produkowane są stopy tytanu nowej generacji Ti-Al-Nb, niezawierające wanadu. Opanowano także na skalę techniczną problem pasywacji powierzchni stopów tytanu oraz pokrywanie części trzpienia (w górnej partii) warstwą hydroksyapatytu bądź też natryskiwanie plazmowego cząstek czystego tytanu, celem ułatwienia przerostu tkanki kostnej w trzpieniach endoprotez bezcementowych.

Rysunek 2 ilustruje porównanie modułu Younga różnych materiałów stosowanych na endoprotezy z modułem sprężystości kości.

Kolejny element endoprotezy – głowy są obecnie wykonywane w dwóch wersjach: jako głowy metalowe ze stopu CoCrMo lub ceramiczne (Al_2O_3).

Trzecim elementem endoprotezy jest panewka. Układ ruchowy: „głowa endoprotezy–panewka” stanowi podstawowy element endoprotezy, tj. parę trącą. Od doboru materiałów na tę parę trącą zależą zarówno opory tarcia, jak też odporność na zużycie, czyli trwałość endoprotezy.



Rys. 2. Porównanie modułów Younga oraz stosunku modułu Younga materiału do modułu Younga kości dla różnych materiałów stosowanych na implanty

Fig. 2. Young's modulus and K ratio for different materials used for endoprostheses

Od wielu lat panewki endoprotez są wykonywane z polietylenu UHMWPE o dużej masie cząsteczkowej. Taki zestaw materiałów pary trącej: „polietylen–metal” lub „polietylen–ceramika” zapewnia stosunkowo niskie opory tarcia, pomimo tego, iż w węzle tarcia nie ma substancji smarującej typu ciecz synowialna. Zaletą polietylenu, podobnie jak innych tworzyw sztucznych jest to, iż pewnego rodzaju substancją smarującą zmniejszającą opory tarcia jest płyn ustrojowy. Dlatego też przez wiele lat taką parę trącą uznawano za optymalną.

Polietylen posiada jednakże tę wadę, iż jest materiałem o małej odporności na zużycie. Stąd też trwają poszukiwania nad zastąpieniem polietylenu przez inny materiał. Ostatnio niektóre firmy wprowadzają panewki polietylenowe z wkładką metalową lub ceramiczną. Ocenę wyższości pary trącej typu „metal–metal” nad parą trącą: „polietylen–metal” można będzie przeprowadzić na podstawie badań klinicznych, co potrwa zapewne wiele lat.

Oceniając podobieństwo stosowanych materiałów na endoprotezy do własności naturalnych stawów człowieka należy stwierdzić, iż występują tu duże różnice własności mechanicznych, zwłaszcza modułów Younga, co ma istotny wpływ na rozkład naprężeń w kości.

Odzworowanie podobieństwa tribologicznego

Czy i w jakim stopniu odzworowano w endoprotezach warunki podobieństwa tribologicznego, występujące w naturalnym łożysku? Odpowiedź na to pytanie jest niestety negatywna.

Niemożliwość spełnienia warunków podobieństwa tribologicznego w endoprotezach stawów wynika z następujących powodów:

- innych własności mechanicznych i tribologicznych materiałów zastosowanych na parę trącą,
- braku elastycznej chrząstki stawowej o specyficznej budowie, zapewniającej smarowanie elastohydrostatyczne,
- braku substancji smarującej w postaci cieczy synowialnej,
- zastąpienia zamkniętego torebką stawową węzła tarcia, wypełnionego cieczą synowialną, przez częściowo otwarty węzeł tarcia,
- braku wspomagających mechanizmów smarowania występujących w naturalnych stawach człowieka (tzw. weeping lubrication).

Konsekwencją takiego rozwiązania endoprotez są znacznie wyższe niż w biołożysku opory tarcia, większa sztywność układu, gorsze tłumienie drgań oraz stosunkowo niska trwałość endoprotez. Najgorszym jednak skutkiem niedoskonałości sztucznego stawu są występujące **produkty zużycia** oraz ich negatywne oddziaływanie na organizm ludzki.

PROCESY DESTRUKCYJNE WYSTĘPUJĄCE W ALLOPLASTYCE STAWÓW

Dążenie do zwiększenia trwałości zaimplantowanych endoprotez jest jednym z głównych wyzwań inżynierii biomedycznej XXI wieku. Rosnąca z każdym rokiem ilość implantowanych endoprotez przy stosunkowo krótkim okresie ich trwałości, wynoszącym 10÷15 lat, stanowi istotny problem zarówno dla pacjentów, jak też dla lekarzy i producentów.

Do głównych procesów destrukcyjnych występujących po pewnym okresie eksploatacji endoprotez należą:

- nadmierne zużycie elementów ślizgowych wykonanych z polietylenu,
- obluzowania komponentów endoprotezy (najczęściej panewki),
- przemieszczenia pionowe i poziome panewki,
- aseptyczne obluzowanie trzpienia (występuje stosunkowo rzadko),
- migracja i negatywne oddziaływanie produktów zużycia (głównie cząstek polietylenu),
- metaloza,
- inne, np. występowanie procesów zapalnych.

Polietylen wysokocząsteczkowy, pomimo wielu wad tego materiału, jest obecnie powszechnie stosowanym materiałem ślizgowym we wszystkich typach endoprotez stawów. Wieloletnie doświadczenia kliniczne w stosowaniu różnych typów endoprotez, jak też badania laboratoryjne [L. 1, 8, 9] wykazały, że elementy wykonane z polietylenu, jakkolwiek posiadają bardzo dobre własności ślizgowe, są mało odporne na zużycie. Coraz częściej sygnalizowane jest też niekorzystne oddziaływanie produktów zużycia polietylenu na organizm ludzki [L. 9]. Zatem trwałość elementów ślizgowych wykonanych z polietylenu decyduje w dużym stopniu o trwałości endoprotezy. Typowym, najczęściej występującym rodzajem niszczenia elementów polietylenowych, głównie panewek endoprotez stawu biodrowego, jest zużycie cierne objawiające się ubytkiem masy i zmianą średnicy wewnętrznej panewki. Proces ten jest funkcją czasu i przebiega tym intensywniej, im większe obciążenie przenosi endoproteza, zależne między innymi od masy ciała człowieka oraz aktywności ruchowej pacjenta. Wraz ze zmianą średnicy panewki zwiększa się także wielkość luzu pomiędzy głową endoprotezy a panewką, co systematycznie prowadzi do utraty stabilności mocowania endoprotezy.

Kolejnym procesem destrukcyjnym zachodzącym w eksploatowanych panewkach endoprotez stawu biodrowego jest zmiana stopnia krystaliczności tworzywa pod wpływem obciążeń kontaktowych i wiążąca się z tym procesem zmiana własności mechanicznych (wzrost twardości) tworzywa. Według badań przeprowadzonych przez Autorów wzrost stopnia krystaliczności polietylenu po 1 mln cykli pracy na symulatorze wynosi 10÷12%. Inne negatywne procesy zachodzące w tworzywie to odkształcenie plastyczne i pełzanie.

Na **Rysunku 3** pokazano przykłady zastosowania polietylenu w ortopedii, a na **Rysunku 4** w sposób schematyczny przedstawiono wiodące procesy destrukcyjne zachodzące w panewkach endoprotez stawu biodrowego.

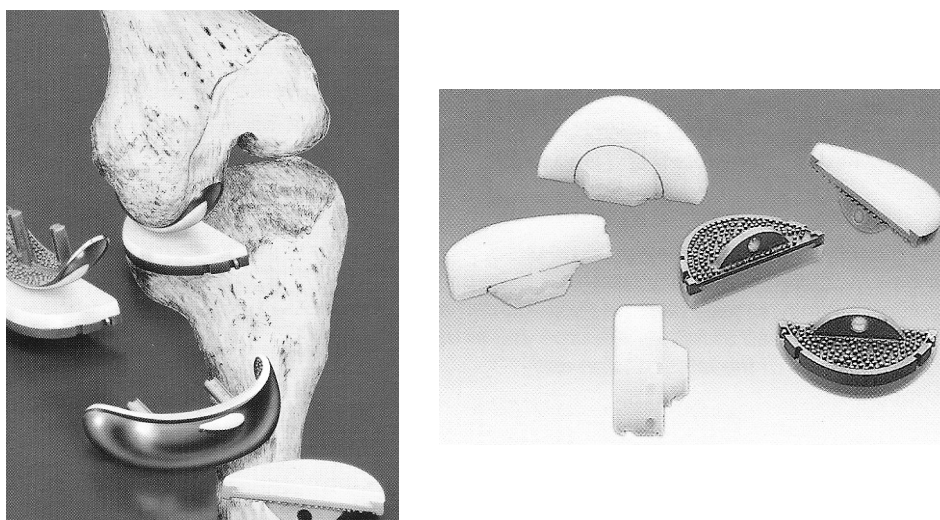
Najgorszym skutkiem zużycia elementów polietylenowych jest powstawanie produktów zużycia, które mogą migrować bądź też kumulować się w przestrzeni okołowszczepowej. Według badań przeprowadzonych przez Autorkę [L. 1] cząstki produktów zużycia mają średnicę wynoszącą 1÷20 μm i tendencję do zlepiania się. Objętość powstających produktów zużycia polietylenu wynosi według badań różnych Autorów od 10 do 40 mm^3 w ciągu roku. Przyjmując, iż średnia objętość cząstki produktu zużycia wynosi $\sim 1 \mu\text{m}^3$, daje to setki tysięcy cząstek migrują-

cych w naszym organizmie. Należy także zwrócić uwagę na wzrost stopnia krystaliczności polietylenu pod wpływem działania promieni Rtg w czasie wielokrotnych prześwietleń pacjenta. Na **Rysunkach 5 i 6** pokazano wygląd produktów zużycia obserwowanych na mikroskopie metalograficznym i skaningowym.

Polietylenowe panewki stawu biodrowego

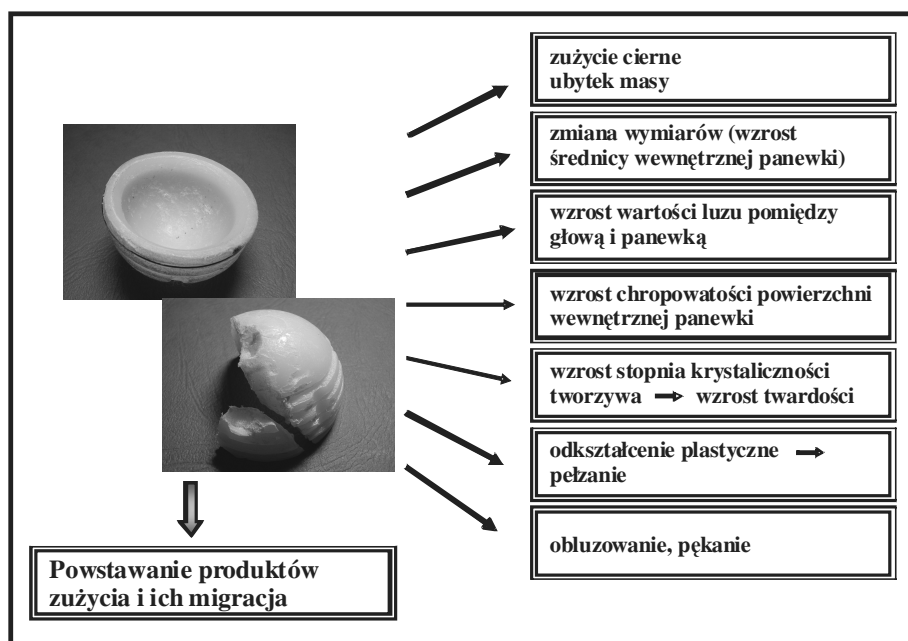


Polietylenowe wkładki endoprotezy stawu kolanowego



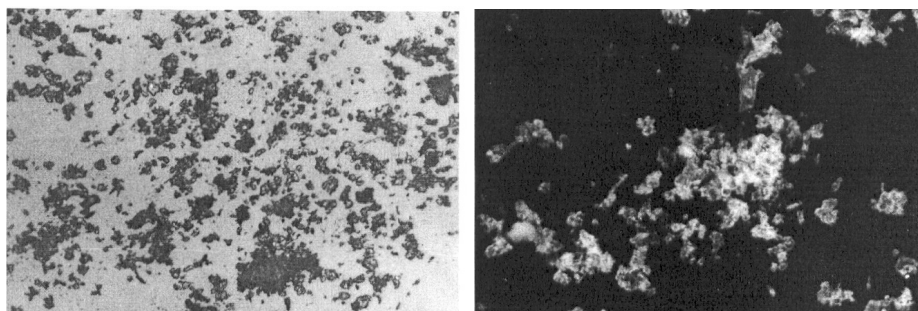
Rys. 3. Przykłady zastosowania polietylenu w ortopedii [L. 13]

Fig. 3. The examples of polyethylene application in orthopedics [L. 13]



Rys. 4. Procesy destrukcyjne zachodzące w panewkach endoprotez stawu biodrowego

Fig. 4. Destructive processes occurring in the endoprosthesis cups

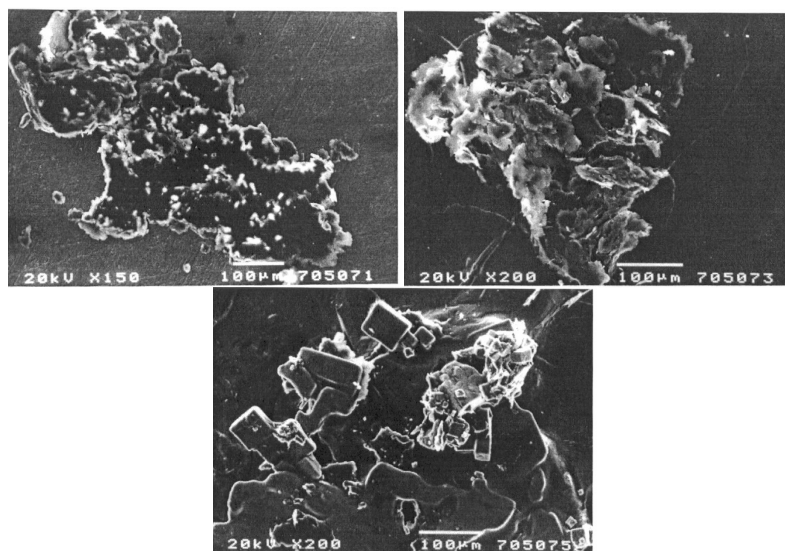


Rys. 5. Produkty zużycia obserwowane na mikroskopie metalograficznym

Fig. 5. Wear products observed on a metallographic microscope

Jak to wynika z przeprowadzonych obserwacji, cząsteczki polietylenu mają kształt nieregularny i wykazują tendencję do łączenia się w większe konglomeraty. Obserwowane przy większym powiększeniu

niektóre cząsteczki polietylenu mają ostre, nieregularne kształty, co wskazuje na duży udział fazy krystalicznej w warstwie wierzchniej elementów polietylenowych.



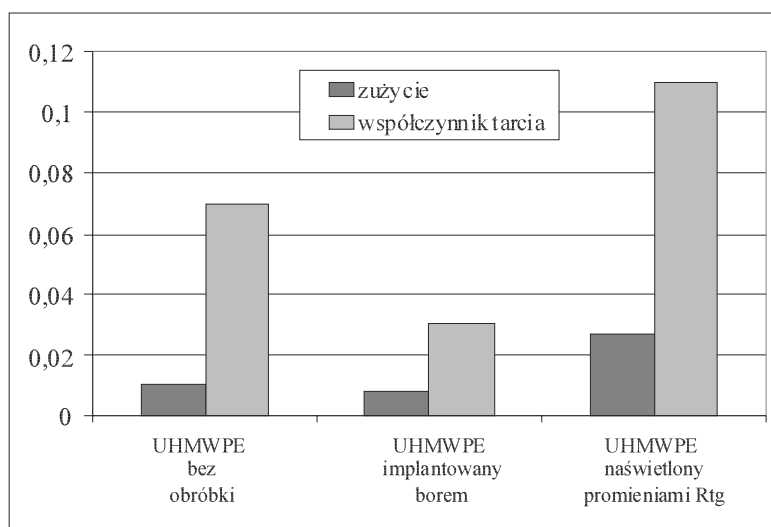
Rys. 6. Produkty zużycia obserwowane na mikroskopie skaningowym

Fig. 6. Wear products observed on a scanning microscope

METODY ZWIĘKSZANIA ODPORNOŚCI NA ZUŻYCIĘ POLIETYLENU

Własności polietylenu można poprawić między innymi poprzez implantację jonów takich pierwiastków, jak: bor, węgiel. Na **Rysunku 7** pokazano przykładowo wpływ różnych czynników na zmianę własności polietylenu.

Kolejnym ważnym elementem rzutującym na trwałość endoprotez jest stabilne mocowanie trzpienia endoprotezy. W zakresie modyfikacji geometrii trzpienia endoprotez, jak też modyfikacji powierzchni zrobiono ostatnio duży postęp. Na uwagę zasługują tu liczne symulacje numeryczne oparte na MES, wskazujące na wpływ różnych czynników na trwałość połączenia kość–implant oraz uwzględniające remodeling kości.



Rys. 7. Wpływ implantacji jonów i naświetlania promieniami Rtg na zmianę własności polietylenu

Fig. 7. An influence of ion implantation and exposure to x-radiation on the change in polyethylene properties

NOWE KIERUNKI W ROZWOJU ENDOPROTEZ

Rosnące z każdym rokiem zapotrzebowanie na endoprotezy stawów, przy jednoczesnym dążeniu do zwiększenia ich trwałości i eliminowania negatywnych skutków ubocznych, generuje nowe kierunki badań. Główne kierunki badań w zakresie endoprotez obejmują następujące obszary działania:

- nowe rozwiązania konstrukcyjne endoprotez zapewniające optymalizację:
 - geometrii układu „głowa–panewka”,
 - optymalizację geometrii trzpieni,
- poszukiwanie nowych biomateriałów o korzystnych właściwościach mechanicznych, tj.:
 - module sprężystości zbliżonym do modułu sprężystości kości,
 - wysokim współczynnikiem tłumienia drgań,
 - dobrej biotolerancji,
 - zastosowanie materiałów porowatych,
- poprawa własności tribologicznych materiałów stosowanych na elementy trące:

- opracowanie nowych gatunków polietylenu o zwiększonej odporności na zużycie,
- modyfikacja warstwy wierzchniej polietylenu, np. poprzez implantację jonów różnych pierwiastków,
- dobór innych skojarzeń materiałowych na elementy trące endoprotez, np. zastąpienie pary trącej „polietylen–metal” przez parę trącą „ceramika–ceramika” lub „metal–metal”.

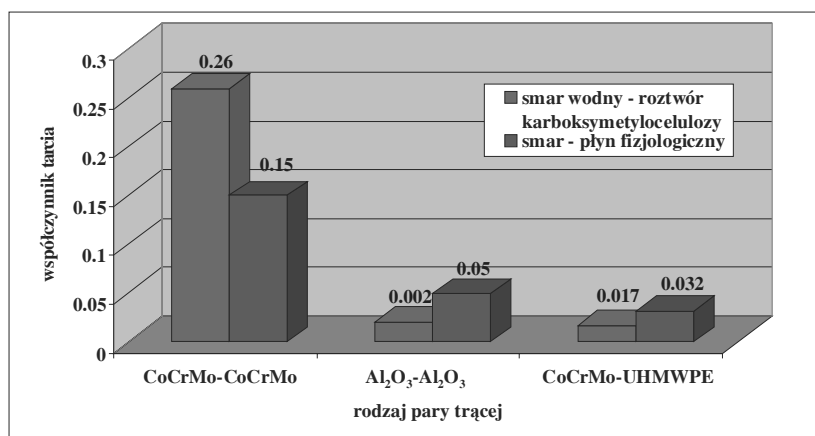
W poszukiwaniu lepszych skojarzeń materiałowych na parę trącą „głowa–panewka” niektóre firmy proponują panewki z wkładką ceramiczną lub metalową. Aby zapewnić lepsze tłumienie drgań, wkładka ceramiczna jest mocowana w obejmie (koszyczku) poprzez wkładkę polietylenową. Głowy endoprotez są wówczas wykonane z ceramiki korundowej Al_2O_3 . Taki układ pary trącej daje bardzo niski współczynnik tarcia rzędu $\mu = 0,03 \div 0,05$ i ogranicza do minimum występowanie produktów zużycia oraz eliminuje polietylen. Wadą tego rozwiązania jest jednak duża sztywność układu, wynikająca z dużej wartości modułu Younga, który dla ceramiki wynosi $E = 3,8$ GPa.

W nowszych rozwiązaniach endoprotez proponowane są, przez niektóre firmy, panewki z wkładką metalową, wykonaną ze stopu CoCrMo. Jednak według badań niektórych autorów w parze trącej typu metal–metal nie uzyskuje się tak niskich oporów tarcia, jak w przypadku panewek polietylenowych. R.M. Hall i A. Unsworth przedstawili wyniki badań na symulatorze różnych typów endoprotez, w tym endoprotezy typu McKee–Farrar, w których zastosowano głowy i panewki metalowe [L. 4]. Wyniki tych badań przykładowo ilustruje **Tabela 1** oraz **Rysunek 8**.

Tab. 1. Wartości współczynników tarcia dla różnych typów endoprotez wg [L. 4]

Tab. 1. Frictional coefficients for different types of endoprostheses according to [L. 4]

Lp.	Typ endoprotezy	Współczynnik tarcia μ	Uwagi
1	McKee–Farrar	0,10–0,20	Obciążenie statyczne i dynamiczne
2	Charnley–Muller	0,05–0,20	
3	McKee–Farrar	0,17	
4	McKee–Farrar	0,1–0,8	Obciążenie dynamiczne
5	Charnley	0,03–0,05	
6	McKee–Farrar	0,25	Obciążenie statyczne i dynamiczne
7	Howmedica	0,045–0,062	CoCrMo – UHMWPE
8	Biomet	0,045–0,069	Obciążenie dynamiczne, smar–woda
9	Kirchner	0,120–0,150	Ti6Al4V/ UHMWPE



Rys. 8. Wyniki pomiarów współczynnika tarcia dla różnych skojarzeń materiałów pary trącej „głowa–panewka” [L. 7]

Fig. 8. Test results of friction coefficient for different frictional pairs: „head–artificial cup” [L. 7]

Jak to wynika z przeprowadzonych badań w endoprotezach z panewkami metalowymi występują duże opory tarcia, a współczynnik tarcia wynosi $\mu = 0,1 \div 0,25$. Podobne wyniki uzyskali również autorzy pracy [L. 7], którzy dla pary trącej CoCrMo–CoCrMo, badanej w płynie fizjologicznym uzyskali współczynnik tarcia $\mu = 0,15$. Na **Rysunku 9** pokazano przykładowe rozwiązania panewek z wkładką metalową, współpracujących z głowami metalowymi.



Rys. 9. Przykłady stosowania wkładek metalowych w endoprotezach stawu biodrowego (para trąca „metal–metal”) [L. 13]

Fig. 9. Application examples of metal inserts in hip endoprostheses (frictional pair: „metal–metal”) [L. 13]

Obiecującym kierunkiem badań może być zastąpienie panewek monolitycznych przez panewki „porowate”, o budowie zbliżonej do naturalnego biołożyska. Stosowane obecnie panewki endoprotez są nieprzepuszczalne, co utrudnia cyrkulację płynu ustrojowego w implancie. Panewka porowata mogłaby zapewnić lepsze warunki smarowania oraz częściowo pochłaniać produkty zużycia. Na celowość stosowania panewek porowatych zwraca uwagę między innymi K. Kamiński [L. 5], który opracował model matematyczny smarowania stawu biodrowego z panewką porowatą. Prowadzone w kraju prace nad zastosowaniem panewek porowatych nie dały dotychczas pozytywnych wyników. Jednakże ten kierunek badań należy uznać za zachęcający.

WNIOSKI

1. Dalszy rozwój produkcji implantów, determinowany potrzebami chirurgii urazowej i ortopedii, jest w dużej mierze uzależniony od postępu prac w zakresie biomateriałów, biotribologii oraz nowych metod obróbki powierzchniowej.
2. Za celowe należy uznać prace, mające na celu opracowanie nowych biomateriałów na węzły trące endoprotez, zapewniające minimalne zużycie i niskie opory tarcia oraz poszukiwanie lepszych skojarzeń materiałowych na pary trące.
3. Przy produkcji implantów należy wykorzystać współczesne osiągnięcia inżynierii powierzchni celem wytwarzania warstw o szczególnych właściwościach, np. stymulujących przerost tkanki kostnej (warstwy porowate), warstw pasywnych oraz warstw poprawiających własności tribologiczne.
4. Nowym, obiecującym kierunkiem badań jest opracowanie panewek porowatych, otrzymywanych metodą prasowania i spiekania proszków.

LITERATURA

1. Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia. Wyd. Polit. Częstochowskiej, Częstochowa, 2002.
2. Gierzyńska-Dolna M., Lacki P., Szyprowski J., Wiśniewska-Weinert H.: Współczesne kierunki rozwoju konstrukcji endoprotez stawu biodrowego. Inżynieria Biomateriałów, nr 58–60, 2006, s. 236–241.
3. Gierzyńska-Dolna M., Adamus J., Lacki P., Wiśniewska-Weinert H.: The influence of the Surface Treatment on the Increased Durability of the

- Frictional Elements of Endoprostheses. Z. N. Kat. Mech. Stos. Polit. Śląskiej, z. 26, 2006, s. 111–116.
4. Hall R.M., Unsworth A.: Review: Friction in hip prostheses. *Biomaterials*, nr 18, 1997.
 5. Krzemiński K., Rudniak L.: Analiza porównawcza parametrów pracy stawu biodrowego człowieka z panewką porowatą oraz nieprzepuszczalną. *Tribologia*, nr 1, 2005, s. 89–105.
 6. Marciniak J.: *Biomateriały*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice (2002).
 7. Unsworth A., Hall R.M.: Frictional resistance of new and explanted artificial hip joints. *Wear*, nr 190, 1995.
 8. Weightman B., Swanson Sa.V. et al.: Polyethylene wear from acetabular cups. *J. Bone Joint Surg.*, 73, 1991, B-806.
 9. Willert H.G., Semlitsch M.: Reaction of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J. Biomed. Mater.*, nr 11, 1977, s. 157–164.
 10. Lazennec J.-Y., Boyer P., Poupon J., Rousseau M.-A., Laude F., Balkhi S. El., Catonne Y., Saillant G.: Second generation of metal-on-metal cemented total hip replacement: 12 years of clinical and biological follow-up. *Interact Surg* 2, 2007, s. 178–185.
 11. Uma T. Vassan, Sanjeev Sharma, Koganti P. Chowdary, Manjit S. Bhamra: Uncemented metal-on-metal acetabular component. *Acta Orthopaedica*, 78 (4), 2007, pp. 470–478.
 12. Prospekty firmowe: Sulcer medica, Aesculap, W. Link.

Recenzent:
Zbigniew PASZENDA

Summary

Hip joint arthroplasty is a common operation at the Orthopaedic Surgery Departments. An increasing demand for implantation of the hip joints results from:

- longer and longer life span,
- improper nutrition and increasing amount of people with advanced osteoporosis,
- growing amount of the car collisions, which result in bone-articular injuries,
- adverse weather conditions (long snowy winters).

In addition, the amount of people who need reimplantation of the endoprostheses, which have been used for 10-15 years, grows significantly. Loosening of the endoprostheses elements (mostly acetabular cup) or their wear are the main reason for reimplantation.

The growing demand for hip endoprostheses inspires many scientific and research centres to work for improvement in endoprosthesis quality. The works concentrate on following problems:

- increase in endoprostheses durability,
- improvement in endoprosthesis functionalities by minimisation the frictional resistance and decrease in over-rigidity of the “implant-bone” system,
- limitation of the wear products,
- making reimplantation easier and assurance the better stability of endoprostheses clamping.

In the paper hip joint as a tribological system is characterised. Some destructive processes occurring in arthroplasty are discussed. Methods of the increase in wear resistance of polyethylene are presented. Moreover, the necessary conditions during modelling of the endoprostheses and new directions of endoprostheses development are given.