

Magdalena NIEMCZEWSKA-WÓJCIK^{*}, Witold PIEKOSZEWSKI^{}**

ANALIZA PROCESÓW TRIBOLOGICZNYCH WYSTĘPUJĄCYCH W SKOJARZENIU PANEWKA–GŁÓWKA ENDOPROTEZY STAWU BIODROWEGO

THE ANALYSIS OF THE TRIBOLOGICAL PROCESSES OCCURRING IN THE SOCKET-AND-BALL FRICTION PAIR OF A HIP JOINT ENDOPROTHESIS

Słowa kluczowe:

staw biodrowy, endoproteza, topografia powierzchni, zużywanie

Key words:

hip joint, endoprosthesis, surface topography, wear

Streszczenie

W pracy przedstawiono staw biodrowy jako idealne biołożysko. Omówiono przyczyny uszkodzenia naturalnego stawu biodrowego człowieka oraz sposoby przywrócenia utraconych funkcji, w tym alloplastykę stawów. W części badawczo-analitycznej pracy omówiono przyczyny obniżenia trwałości endoprotez stawu biodrowego w oparciu o badania własne in vitro. Przedmiotem badań było skojarzenie panewka–główka endoprotezy stawu biodrowego. Powierzchnie badanych

^{*} Politechnika Krakowska, Instytut Technologii Maszyn i Automatyzacji Produkcji, Al. Jana Pawła II 37, 31-864 Kraków, Polska, e-mail: niemczewska@mech.pk.edu.pl.

^{**} Instytut Technologii Eksploatacji – Państwowy Instytut Badawczy, Zakład Tribologii, ul. Pułaskiego 6/10, 26-600 Radom, Polska, e-mail: witold.piekoszewski@itee.radom.pl.

elementów zostały przygotowane zgodnie z wytycznymi norm. Badania tribologiczne przeprowadzono w otoczeniu płynu Ringera. Badania stanu powierzchni przed i po eksploatacji przeprowadzono na trzech urządzeniach: współrzędnościowej maszynie pomiarowej, mikroskopie interferometrycznym oraz skaningowym mikroskopie elektronowym. Wyniki przeanalizowano pod kątem procesów tribologicznych (mechanizmów zużycia) występujących w skojarzeniu polimero-wa panewka–metalowa główka endoprotezy stawu biodrowego.

WPROWADZENIE

Procesy tribologiczne występujące w stawach są niewyczuwalne przez organizm ludzki pomimo wykonywania w nim wielu złożonych ruchów oraz przenoszenia dużych obciążeń. Takie zjawisko jest wynikiem specyficznej, wręcz idealnej [L. 6, 14] budowy naturalnych biołożysk:

- elementy pary trącej panewka–główka pokryte są elastyczną warstwą wierzchnią (chrząstką), co umożliwia ich łatwe dopasowanie,
- powierzchnia kości, do której przylega chrząstka, jest porowata i niejednorodna pod względem wytrzymałości, skąd wynikają jej zdolności do tłumienia drgań,
- współpracujące powierzchnie elementów pary trącej biołożyska smarowane są mazią stawową o właściwościach cieczy nienewtonowskiej i bardzo dobrych własnościach smarnych,
- ukształtowanie warstwy elastycznej chrząstki uniemożliwia styk punktowy chrząstki z chrząstką, nawet przy bardzo dużych obciążeniach.

W stawie biodrowym występuje tarcie ślizgowe ze smarowaniem powierzchni kostnych [L. 5], gdzie prędkość wzajemnego poślizgu współpracujących powierzchni stawu wynosi $5\div 10$ cm/s (wg [L. 5] ≤ 30 cm/s), a nacisk jednostkowy w strefie pracy dochodzi nawet do 7 N/mm² [L. 3, 6].

W prawidłowo funkcjonującym, zdrowym biołożysku wydzielana jest określona ilość mazi stawowej, która utrzymuje się między chrząstkami stawowymi współpracujących powierzchni. Współczynnik tarcia, podczas przemieszczania się główki względem panewki stawu biodrowego, wynosi $0,001\div 0,01$ [L. 5], gdyż pomiędzy powierzchniami tych elementów występuje tarcie płynne [L. 7, 14]. Wszystkie ciała trące, w tym elementy stawu biodrowego, podlegają procesom zużycia. W uszkodzonym stawie wartość współczynnika tarcia wzrasta i dochodzi nawet do $0,04\div 0,15$ [L. 6].

Organizm człowieka jest skonstruowany i zaprogramowany w taki sposób, aby sam w sposób ciągły mógł kompensować ubytki warstwy wierzchniej współpracujących stawów spowodowane tarcie, zaś produkty zużycia były resorbowane przez niego. Mimo to stan idealnego radzenia sobie organizmu z procesami tribologicznymi (tarcie, zużycie, produkty zużycia) może ulec zakłóceniu spowodowanemu zarówno czynnikami wewnętrznymi, jak i zewnętrznymi.

Proces zużycia (uszkodzenia) stawów uzależniony jest od [L. 3, 4]:

- czynników geometrycznych: średnica głowy kości udowej (nacisk powierzchniowy i droga poślizgu), kształt i stan powierzchni współpracujących (kuliistość i chropowatość);
- czynników materiałowych: obecność cieczy synowialnej jako czynnika smarującego (ilość, jakość, własności mazi stawowej, min. grubość warstwy), biomechaniczne i biotribologiczne własności chrząstek stawowych, wytrzymałość kości;
- czynników fizjologicznych (fizjologia stawu i całego organizmu): ciężar ciała człowieka (obciążenie stawu), stopień aktywności ruchowej (parametry ruchu, sił przyspieszających, prędkości oraz czasu poruszania się), rodzaje wykonywanych ruchów, wiek, stany chorobowe;
- nieprzewidzianych czynników mechanicznych (upadek z wysokości, kolizje samochodowe, inne wypadki).

Podobieństwo stawu biodrowego do przegubu kulistego, pracującego w warunkach tarcia ślizgowego ze smarowaniem, umożliwia określenie przez analogię mechanizmów jego zużycia [L. 7]:

- zużycie adhezyjne – występuje przy małych prędkościach poślizgu, dużych obciążeniach statycznych oraz okresowym bezpośrednim styku współpracujących powierzchni. Może występować na wierzchołkach nierówności chrząstki stawowej, w miejscach, gdzie obciążenie stawu jest maksymalne, a współpracujące powierzchnie zbliżają się do siebie;
- zużycie ściernie – występuje na skutek oddziaływania cząstek stałych (cząstek chrząstki oderwanych od podłoża), znajdujących się w mazi stawowej lub na skutek bezpośredniego styku i wzajemnych przemieszczeń powierzchni fizycznych (o określonej wysokości nierówności);
- zużycie zmęczeniowe – występuje podczas obciążeń kontaktowych oraz wielokrotnych odkształceń sprężystych, przy których główną destrukcyjną rolę odgrywa maź stawowa. Jako ciecz jest nieściśliwa i włączana do mikroszczelin (powstałych np. wskutek nagłego, miejscowego przekroczenia dopuszczalnych nacisków) w wyniku pulsacji ciśnienia na skutek zmiennych obciążeń stawu, powoduje rozklinowanie naturalnych, bądź będących wynikiem urazów, mikroszczelin w chrząstce stawowej;
- zużycie przez spulszowacenie chrząstki stawowej – ten typ zużycia nie ma odpowiednika w łożyskach metalowych, a w biołożyskach przejawia się wystąpieniem cienkich włókien (nitek) powstałych na skutek braku równomiernego ubytku anizotropowo zbudowanej chrząstki stawowej, który jest wynikiem jednoczesnego działania procesów tribologicznych oraz zmian chorobowych mazi stawowej, jak też zmian biologicznych samej chrząstki stawowej.

W początkowych fazach rozwoju choroby stawu dopuszcza się wyłącznie jego odciążenie oraz zastosowanie środków farmakologicznych. W późniejszych fazach choroby, w zależności od efektów leczenia, stosowana jest fizjote-

rapia i rehabilitacja bądź leczenie chirurgiczne (synowektomia, osteotomia, artrodeza, kapoplastyka, alloplastyka (endoprotetyka) [L. 10, 13].

Spośród wymienionych endoprotetyka stawów uważana jest w dzisiejszych czasach za najskuteczniejszy sposób rozwiązywania problemów związanych z uszkodzeniem stawów.

Dane statystyczne wskazują, że w krajach członkowskich UE przeprowadzanych jest średnio około 160 zabiegów wymiany stawów na 100 tys. populacji danego kraju, w Polsce 79, co daje nam 4 miejsce, licząc od końca, w rankingu *OECD Health Statistics 2014*).

Większość wszczepianych w Polsce endoprotez pochodzi od zagranicznych producentów. Według danych z raportu *Najwyższej Izby Kontroli (NIK)*, trwałość tych endoprotez jest dużo niższa (7 lat) niż średnio na świecie (14 lat). Kliniki wykonujące alloplastykę stawu biodrowego nie specyfikują przy zakupach cech jakościowych endoprotez, a głównym kryterium ich wyboru jest cena. Takie postępowanie wiąże się z dużym prawdopodobieństwem powikłań i przeprowadzaniem reoperacji. Podstawowym kryterium wyboru endoprotez, z uwagi na dobro pacjenta, powinno być założenie: „wszczepiana endoproteza winna być jedyną i ostatnią, jaka jest implantowana pacjentowi”. Trwałość endoprotez oceniana jest na podstawie czasu jej eksploatacji w ciele pacjenta.

Z uwagi na fakt, że badania trwałościowe są potrzebne, a jednocześnie badania kliniczne są zbyt długie i kosztowne, należy prowadzić je w warunkach laboratoryjnych za pomocą symulatorów odwzorowujących funkcjonowanie endoprotez w organizmie człowieka.

Wskazaniami do przeprowadzenia zabiegu endoprotetyki (całkowitej lub częściowej) stawu są zniszczenia powierzchni stawowych głowy i/lub panewki, ból, upośledzenie ruchomości stawu, zaniki mięśni pośladka, uda czy łydki. Przeciwwskazaniami do endoprotetyki stawu biodrowego są przebyte lub aktualne infekcje w stawie, stany zakrzepicy kończyn dolnych, duże zaniki mięśni, nadwaga, niewydolność krążeniowo-oddechowa i wydzielnicza, jak też choroby psychiczne czy wiek chorego [L. 10].

Wszczepiany implant (endoproteza) stawu biodrowego składa się z monolitycznej lub modułowej części udowej (trzcienia), części panewkowej (panewki) oraz części kulistej (głowy) – **Rys. 1**.



Rys. 1. Przykładowa endoproteza stawu biodrowego [L. 7]

Fig. 1. Hip joint endoprosthesis [L. 7]

Nowoczesne rozwiązania endoprotez powstają w oparciu o pomysły przeradzające się w produkty, które poddawane są weryfikacji podczas badań, a doświadczenie z nich wynikające z kolei przeradza się w nowe pomysły, które następnie wdrażane są w życie. W ten sposób na rynku pojawiają się coraz bardziej doskonale rozwiązania endoprotez, które stopniowo poprawiają komfort życia pacjenta z wszczepionym implantem.

PRZEDMIOT I METODYKA BADAŃ

Przedmiotem badań były różne skojarzenia materiałowe typu polimer–ceramika monokrystaliczna, polimer–ceramika polikrystaliczna oraz polimer–metal. Na potrzeby niniejszego opracowania przedstawiono wyniki badań i analiz przykładowego skojarzenia materiałowego.

Badania tribologiczne przeprowadzono zgodnie z opisem zawartym w pracy *Badania tribologiczne materiałów do zastosowań w technice medycznej* Tribologia nr 4/2015 [L. 12], za pomocą testera T-24 (symulator stawu biodrowego), w warunkach odwzorowujących kinematykę oraz warunki pracy naturalnych stawów.

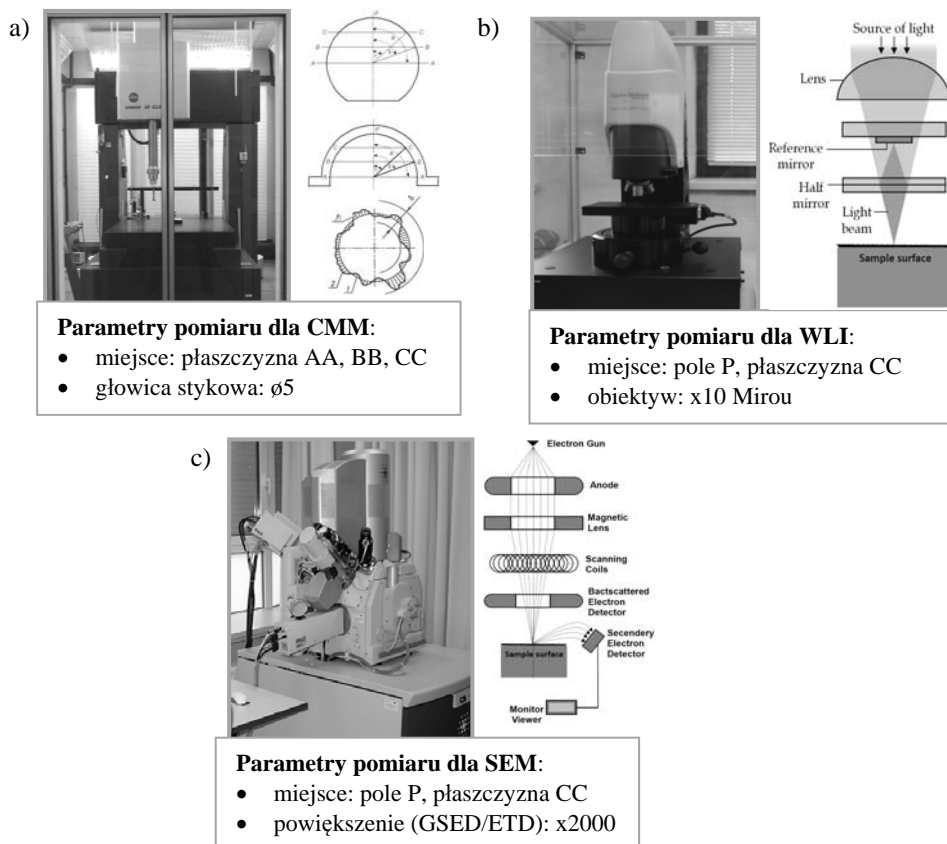
Badania prowadzono w obecności płynu Ringera, a elementy wężła tarcia główka–panewka zostały przygotowane zgodnie z wytycznymi norm *ASTM F732-00* [L. 1] oraz *ASTM F2033-12* [L. 2].

Analizę topografii powierzchni przed (TWW – technologiczna warstwa wierzchnia) oraz po testach tribologicznych (EWW – eksploatacyjna warstwa wierzchnia) przeprowadzono w oparciu o wyniki pomiarów otrzymane za pomocą współrzędnościowej maszyny pomiarowej (*Coordinate Measurement Machine – CMM*), mikroskopu interferometrycznego (*White Light Interferometry – WLI*), skaningowego mikroskopu elektronowego (*Scanning Electron Microscope – SEM*) – Rys. 2.

Wyniki otrzymane dzięki wykorzystaniu maszyny współrzędnościowej *CMM* odzwierciedliły dokładność wymiarowo-kształtową elementów pary trącej po procesie ich wytwarzania (TWW) oraz zmiany makrogeometrii po przeprowadzonych badaniach tribologicznych (EWW). Pomiarzy przeprowadzone za pomocą mikroskopu interferometrycznego *WLI* umożliwiły analizę mikrogeometrii powierzchni przed i po badaniach tribologicznych. Natomiast wyniki otrzymane za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego *SEM* uzupełniają informacje uzyskane za pomocą *CMM* oraz *WLI*, umożliwiając kompletną analizę badanych układów oraz opracowanie wniosków końcowych, dotyczących procesów tribologicznych, przebiegających w skojarzeniu panewka–główka endoprotezy stawu biodrowego.

Ze względu na dużą liczbę przeprowadzonych badań (pomiarów), w niniejszym opracowaniu przedstawione zostały wybrane, reprezentatywne wyniki ukazujące istotę problemu trwałości sztucznych elementów składowych układów tribologicznych oraz świadczące o potrzebie wnikliwego analizowania

przyczyn i skutków utraty funkcjonalności tych układów oraz ich elementów celem doskonalenia ich jakości.



Rys. 2. Urządzenia pomiarowe [L. 11]: a) CMM [L. 9], b) WLI, c) SEM

Fig. 2. Measurement devices [L. 11]: a) CMM [L. 9], b) WLI, c) SEM

WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Stan powierzchni elementów węzła tarcia zarówno przed (TWW), jak i po (EWW) badaniach tribologicznych, poddano analizie ilościowej (*CMM*, *WLI*) oraz jakościowej (*SEM*).

W **Tab. 1** przedstawiono wyniki otrzymane za pomocą współrzędnościowej maszyny pomiarowej *CMM* (pomiar błędu kształtu przeprowadzono w trzech różnych płaszczyznach, zgodnie z normą [L. 2], w tabeli podano przykładowy wynik graficzny). W **Tab. 2** zestawiono wyniki otrzymane za pomocą

mikroskopu interferometrycznego *WLI*. Natomiast w **Tab. 3** przedstawiono wyniki otrzymane za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego *SEM*.

Tabela 1. Wyniki pomiaru za pomocą CMM elementów węzła tarcia: panewka-główka

Table 1. CMM measurement results friction pair elements: socket-and-ball

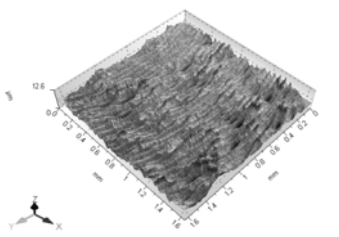
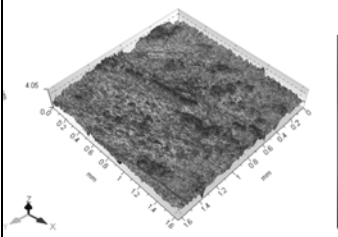
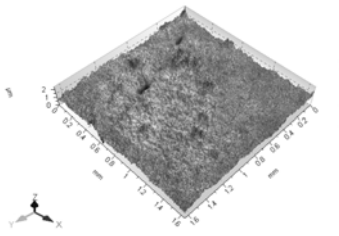
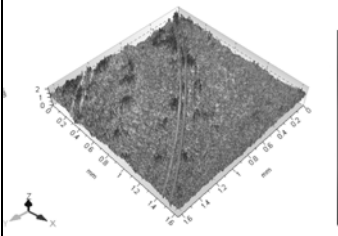
Po- miar	TWW			EWW		
PANEWKA						
	$\Delta_{AA} = 3,2 \mu\text{m}$	$\Delta_{BB} = 2,1 \mu\text{m}$	$\Delta_{CC} = 2,3 \mu\text{m}$	$\Delta_{AA} = 4,8 \mu\text{m}$	$\Delta_{BB} = 7,9 \mu\text{m}$	$\Delta_{CC} = 7,0 \mu\text{m}$
GŁÓWKA						
	$\Delta_{AA} = 5,1 \mu\text{m}$	$\Delta_{BB} = 4,4 \mu\text{m}$	$\Delta_{CC} = 3,3 \mu\text{m}$	$\Delta_{AA} = 4,9 \mu\text{m}$	$\Delta_{BB} = 4,4 \mu\text{m}$	$\Delta_{CC} = 2,1 \mu\text{m}$

Przeprowadzone pomiary i analiza dokładności wykonania TWW elementów endoprotezy stawu biodrowego wykazały, że błąd kształtu (odchyłka okrągłości Δ) nie przekraczała $10 \mu\text{m}$, co jest zgodne z wymaganiami normy [L. 2]. Pomiary zmiany makrogeometrii elementów pary trącej po badaniach tribologicznych wykazały, że błąd kształtu w przypadku panewki zwiększył się trzykrotnie (z $2,3 \mu\text{m}$ dla TWW do $7,0 \mu\text{m}$ dla EWW), co świadczy o zużywaniu się podczas współpracy elementu polimerowego. Odwrotna sytuacja wystąpiła w przypadku główki, dla której błąd kształtu zmniejszył się (z $3,3 \mu\text{m}$ dla TWW do $2,1 \mu\text{m}$ dla EWW). Oznacza to, że w wyniku współpracy panewka polimerowa ulegała stopniowemu zużyciu (wycierała się), a produkty zużycia przenoszone na powierzchnię metalowej główki powodowały uzupełnianie zagłębień na niej występujących.

Produkty zużycia na powierzchniach panewki i główki endoprotezy stawu biodrowego zaobserwowano przy wykorzystaniu urządzeń pomiarowych, tzn. *WLI* oraz *SEM*.

Parametry topografii powierzchni [L. 8] ujęte w tabeli 2 oznaczają: S_z – maksymalna wysokość powierzchni, S_{sk} – asymetria powierzchni, S_{ku} – kurtოza powierzchni, S_{pd} – gęstość plików powierzchni.

Tabela 2. Wyniki pomiaru za pomocą WLI elementów węzła tarcia: panewka–główka
Table 2. WLI measurement results of friction pair elements: socket-and-ball

Pomiar	TWW		EWW	
PANEWKA				
	$S_z = 12,7 \mu\text{m}$	$S_{sk} = 0,209$	$S_z = 4,08 \mu\text{m}$	$S_{sk} = -0,476$
	$S_{pd} = 148 \text{ 1/mm}^2$	$S_{ku} = 3,20$	$S_{pd} = 1538 \text{ 1/mm}^2$	$S_{ku} = 3,96$
GŁÓWKA				
	$S_z = 2,40 \mu\text{m}$	$S_{sk} = 0,059$	$S_z = 2,26 \mu\text{m}$	$S_{sk} = 0,168$
	$S_{pd} = 2264 \text{ 1/mm}^2$	$S_{ku} = 3,93$	$S_{pd} = 4940 \text{ 1/mm}^2$	$S_{ku} = 4,41$

Wyniki pomiarów topografii powierzchni otrzymane dla elementów węzła tarcia panewka–główka (przykładowe wyniki dla pomiarów w płaszczyźnie CC) wskazują na zużywanie komponentu polimerowego oraz przenoszenie produktów zużycia (materiału polimerowego) na powierzchnię komponentu metalowego. W trakcie badań tribologicznych skojarzenia materiałowego polimer–metal przeprowadzone za pomocą symulatora imitującego rzeczywiste ruchy podczas chodu człowieka, następowało stopniowe zużywanie komponentu polimerowego (panewki), a wraz z tym zmieniało się ukształtowanie jego powierzchni.

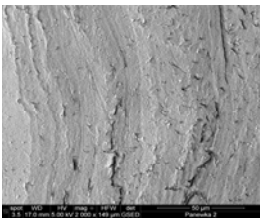
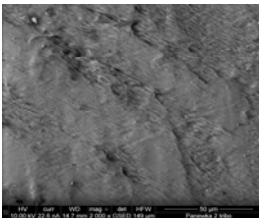
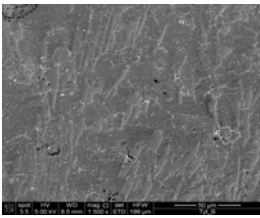
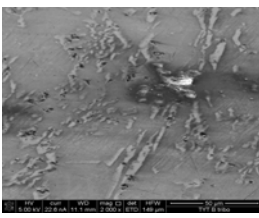
Powierzchnię wewnętrzną panewki charakteryzowały symetrycznie rozłożone okręgi – wgłębienia ($S_{ku} = 3,20$), charakterystyczne dla obróbki toczeniem z polerowaniem wykończeniowym. Maksymalna wysokość nierówności

powierzchni S_z wynosiła $12,7 \mu\text{m}$. Wzniesienia o stromych zboczach oraz zaokrąglonych wierzchołkach ($S_{sk} = 0,209$) uległy starciu ($S_{sk} = -0,476$) w wyniku oddziaływania nierówności występujących na powierzchni metalowej główki. Wysokość nierówności uległa znacznemu zmniejszeniu ($S_z = 4,08 \mu\text{m}$). Natomiast przeszło 10-krotnie zwiększyła się gęstość wzniesień (pików powierzchni). Również wartość parametru S_{ku} zwiększyła się, co świadczy o zaburzeniu równomiernego (uzyskanego w wyniku procesu technologicznego) rozkładu nierówności na roboczej powierzchni panewki.

Na powierzchni metalowej główki występowały nierówności o maksymalnej wysokości $S_z = 2,40 \mu\text{m}$. Nierówności powierzchni charakteryzowały strome zbocza oraz zaokrąglone wierzchołki ($S_{sk} = 0,059$), które w wyniku współpracy z polimerową panewką, z uwagi na większą twardość materiału główki, powodowały niszczenie powierzchni panewki. Jednocześnie produkty zużycia, będące wynikiem takiego oddziaływania, przenosiły się na powierzchni główki, wypełniając wgłębienia oraz tworząc obszary. Wpłynęło to na zmianę wartości parametrów charakteryzujących topografię powierzchni główki – zmniejszyła się maksymalna wysokość nierówności ($S_z = 2,26 \mu\text{m}$), trzykrotnie zwiększyła się wartość parametrów S_{sk} oraz S_{ku} . Poza tym ponad dwukrotnie wzrosło również zagęszczenie wzniesień S_{pd} .

Tabela 3. Obrazy uzyskane za pomocą SEM elementów węzła tarcia: panewka–główka

Table 3. SEM pictures of friction pair elements: socket-and-ball

Pomiar	TWW	EWW
PANEWKA		
GLÓWKA		

Obrazy powierzchni (przykładowe wyniki dla pomiarów w płaszczyźnie CC) elementów węzła tarcia panewka–główka otrzymane za pomocą SEM (Tab. 3) przedstawiają charakterystykę ukształtowania tych powierzchni w procesie wytwarzania (TWW) oraz po procesie eksploatacji (EWW).

Wyniki dotyczące TWW ukazują charakter początkowego ukształtowania powierzchni elementów pary trącej, natomiast wyniki dotyczące EWW oddają charakter zużywania polimerowej panewki oraz przenoszonych na powierzchnie metalowej główki produktów zużycia.

Wyniki badań *SEM* stanowią uzupełnienie informacji otrzymanych za pomocą *CMM* oraz *WLI*, umożliwiając kompletną analizę badanych układów.

PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Mechanizm zużywania (głównie polimerowych panewek) oraz powstające produkty zużycia stanowią efekt odkształceń plastycznych, ścierania, zmęczenia czy adhezji warstw wierzchnich, które kształtowano podczas współpracy pary trącej panewka–główka endoprotezy stawu biodrowego.

Współpraca elementów węzła tarcia panewka–główka i towarzyszące temu naciski, odpowiadające rzeczywistym warunkom funkcjonowania stawu biodrowego, powodowały lokalne odkształcenia wnętrza polimerowej panewki. Wystąpienie odkształceń plastycznych potwierdza zmiana makrogeometrii panewki – zwiększenie wartości błędu kształtu (odchyłki okrągłości) w badanych płaszczyznach (**Tab. 1**).

Makrogeometria (występowanie błędów kształtu – odchyłek okrągłości) oraz mikrogeometria (charaktery wzniesień oraz ich rozmieszczenie na powierzchni) zarówno polimerowej panewki, jak też metalowej główki, determinowały charakter bezpośredniego kontaktu powierzchni współpracujących podczas badań tribologicznych. Wynikiem tego miejscowego kontaktu, pomimo obecności substancji smarującej (płyn Ringera) w obszarze tarcia, było szepianie powierzchni trących, które na skutek dalszego wzajemnego przemieszczania ulegały niszczeniu (zużycie adhezyjne). Materiał polimerowy panewki (o mniejszej wytrzymałości zmęczeniowej) pękał, ulegał rozwarstwieniu oraz był wrywany i przenoszony na powierzchnię metalowej główki (**Tab. 2**), tworząc miejscowe skupiska (**Tab. 3**).

W wyniku wzajemnego przemieszczania współpracujących powierzchni nierówności (wierzchołki wzniesień), występujące na powierzchni metalowej główki, powodowały ścieranie nierówności, występujących na wewnętrznej powierzchni polimerowej panewki (zużycie ścierne). Wynikiem takiego oddziaływania była zmiana topografii powierzchni obydwu elementów. Na powierzchni główki zaobserwowano zwiększenie gęstości wzniesień (przeniesiony materiał polimerowy). Natomiast w przypadku panewki nastąpiło obniżenie wzniesień oraz zwiększenie ich zagęszczenia na powierzchni (**Tab. 2**), jak również pojawienie się rys (**Tab. 3**).

Praca naukowa finansowana ze środków budżetowych na naukę w latach 2011–2014 (0384/IP2/2011/71).

LITERATURA

1. ASTM F732-00: Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses, 2006.
2. ASTM F2033-12: Standard Specification for Total Hip Prosthesis and Hip Endoprosthesis Bearing Surfaces Made of Metallic, Ceramic and Polymeric Materials, 2012.
3. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Wybrane zagadnienia. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
4. Burcan J., Cwanek J., Gierzyńska-Dolna M., Korzyński M.: Tribologiczne aspekty smarowania naturalnych stawów człowieka. Tribologia – teoria i praktyka 4(1996), s. 321÷337.
5. Dąbrowski J., Nałęcz M. – red.: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. T. 5 – Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004, s. 432÷444.
6. Gierzyńska-Dolna M.: Problemy tribologiczne w naturalnych i zastępczych stawach człowieka. Inżynieria Biomateriałów 1(1997), s. 8÷12.
7. Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
8. ISO 25178-2:2012 – Geometrical Product Specifications (GPS) Surface texture: Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters.
9. Jezierski J.: Analiza tolerancji i niedokładności pomiarów w budowie maszyn. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1994.
10. Kubacki J.: Alloplastyka stawów. Wydawnictwo AWF, Katowice 1996.
11. Niemczewska-Wójcik M., Mathia T., Wójcik A.: Measurement techniques used for analysis of the geometric structure of machined surfaces. Management and production engineering review, vol. 5, number 2, 2014, pp. 27÷32.
12. Niemczewska-Wójcik M., Mańkowska-Snopczyńska A., Piekoszewski W.: Badania tribologiczne materiałów do zastosowań w technice medycznej Tribologia: teoria i praktyka 4/2015, s. 111÷122.
13. Pinchuk L.S., Nikolaev V.I., Tsvetkova E.A., Goldade V.A.: Tribology and biophysics of artificial joint. Elsevier B.V. Amsterdam 2006.
14. Pytko St., Pytko-Polończyk J.: Stawy człowieka – najdoskonalsze łożyska. Tribologia – teoria i praktyka 4(1992), s. 74÷79.

Summary

The paper presents a hip joint as an ideal system. The causes of the damage to a natural human hip joint and the ways of restoring its lost functions along with hip joint alloplasty are discussed. In the research part of this paper, based on in vitro study, the reasons for the loss of artificial hip joint durability are described. The subject of the research was the socket-and-ball friction pair, making the elements of a hip joint endoprosthesis. The surfaces of the analysed samples were prepared in accordance with the guidelines of the standards. The tribological tests were conducted in the

environment of Ringer's solution. The examination of the surface topography before and after tribological tests was carried out with three units: a coordinate measurement machine, white light interferometry, and a scanning electron microscope. The results were analysed in terms of tribological processes (wear mechanisms) occurring in the friction pair consisting of the polymer socket and the metal head of a hip joint endoprosthesis.