

Mgr inż. Adrian MRÓZ, mgr inż. Mariusz JANCZAK, mgr inż. Joanna SULEJ-CHOJNACKA,
mgr inż. Tomasz RYBAK, prof. dr hab. inż. Monika GIERZYŃSKA-DOLNA
Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań
e-mail: tomasz.rybak@inop.poznan.pl

Wpływ kąta ustawienia panewki endoprotezy stawu biodrowego na obciążenie tribologiczne pary trącej „głowa-panewka”

Influence of the angle of acetabular hip replacement on the load of tribological friction pair "head-cup"

Streszczenie

W artykule przedstawiono wyniki badań tribologicznych pary trącej „głowa-panewka” stanowiącej układ ruchowy endoprotezy stawu biodrowego, o średnicy głowy $\Phi 44$ mm. Zarówno głowa, jak i panewka zostały wykonane ze stopu CoCrMo. Badania przeprowadzono na symulatorze SBT-01 przy dwóch różnych kątach ustawienia panewki względem kierunku docisku głowy. Przedstawiono zależności momentu tarcia, siły docisku od kąta obrotu, porównano zużycie elementów oraz wartości pracy tarcia i temperatury dla obu zakresów kątowych. Pracę wykonano w Laboratorium Inżynierii Powierzchni i Tribologii Instytutu Obróbki Plastycznej w Poznaniu.

Abstract

The article presents the results of tribological results of friction couple "head-cup" which is the system hip replacement, with a diameter of $\Phi 44$ mm head. Both the head and the cup are made of CoCrMo alloy. The study was conducted on the simulator SBT-01 at two different cup rotation angle ranges to the head. The relations of moment of friction, normal load from the angle of rotation, compared to the wear and work of friction values and temperature ranges for both angle ranges. The work was performed at the Laboratory of Surface Engineering and Tribology in Metal Forming Institute in Poznan.

Słowa kluczowe: endoproteza stawu biodrowego, symulator SBT-01, para trąca głowa-panewka, ustawienie wzajemne elementów endoprotezy

Key words: hip endoprosthesis, SBT-01 simulator, friction couple head-cup, setting of endoprosthesis elements

1. WSTĘP

Endoprotezoplastyka stawu biodrowego stała się w ostatnich dziesięcioleciach najczęściej wykonywaną procedurą ortopedyczną. Jest wykorzystywana w leczeniu zmian zwyrodnieniowych pierwotnych, jak również wtórnych, tzn. wynikających z wcześniejszych zaburzeń mechaniki stawu na podłożu chorób wieku dziecięcego czy urazów narządu ruchu [1].

Stosowanie protezoplastyki stawów ma na celu uwolnienie pacjentów od bólu i przywrócenie prawidłowej ruchliwości stawu.

1. INTRODUCTION

Hip replacement has become most frequently performed orthopedic procedure in recent decades. It is used in the treatment of primary osteoarthritis, as well as secondary, resulting from earlier mechanical disturbance of the joint on the ground childhood diseases, injuries of the locomotor system [1].

The use of joint arthroplasty is aimed at freeing patients from pain and restoration of normal joint mobility.

Jednakże, obluzowania endoprotez, dostrzegalne są, jako jedną z głównych przyczyn niedogodności tego zabiegu [2]. Obok obluzowań, zwichnięcia są głównymi powikłaniami występującym po całkowitej wymianie stawu (total hip arthroplasty THA), a ich konsekwencją może być utrata stabilności mocowania endoprotezy, a przez to zmniejszenie aktywności fizycznej i występowanie bólu u pacjentów. Ryzyko występowania zwichnięć zmniejsza się w momencie zastosowania głów i panewek o większych średnicach [3]. Przed zwichnięciem główka o dużej średnicy musi przebyć większą drogę aniżeli główka o małej średnicy (ang. jump distance). Odległość tego przeskoku znacząco różni się dla główki o średnicy $\phi 44$ mm, w stosunku do główki $\phi 28$ mm i wynosi teoretycznie 8 mm [4].

Dużymi główkami i panewkami przyjęto nazywać elementy endoprotez o wymiarach od $\phi 36$ do $\phi 60$ mm. i większych (rys. 1). Duże średnice głowy i panewki mają trzy zasadnicze zalety [5]:

- zapewniają większy zakres ruchu,
- zwichnięcie wymaga większego przemieszczenia głowy względem panewki,
- są mniej podatne na zwichnięcie.

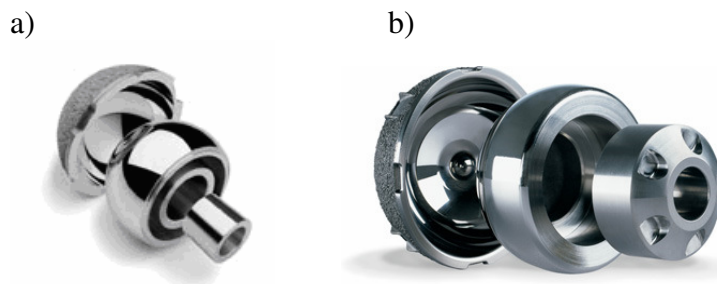
Czynnikiem warunkującym uzyskanie dobrego rezultatu zabiegu wymiany stawu biodrowego jest poprawne ułożenie geometryczne elementów implantu. Dla zapewnienia trwałości implantu i wysokiego stopnia ruchomości kończyny dolnej, sztuczna panewka biodrowa musi zostać wszczepiona we właściwej anatomicznie pozycji.

However, loosening of prostheses, are perceived as one of the main causes of inconvenience of this procedure [2]. In addition to loosening, dislocation are major complications occurring total hip replacement (Total Hip Arthroplasty THA) and they may result in loss of stability of anchorage of the prosthesis, thereby reducing physical activity and occurrence of patients pain. The risk of dislocation is reduced at the time of application heads and cups with larger diameters [3]. Large diameter head have to displace more than the head with small diameter for hip dislocation (jump distance). The distance of this jump is significantly different for the head with a diameter of $\phi 44$ mm, in relation to the head $\phi 28$ mm and it's value is 8 mm theoretically [4].

Large femoral heads and acetabular cups are the elements of implants with dimensions from $\phi 36$ to $\phi 60$ mm and larger (Fig. 1). Large diameter head and the acetabular cup have three major advantages [5]:

- *provide a greater range of motion,*
- *dislocation of the head requires a greater displacement of the acetabulum,*
- *are less prone to dislocation.*

Factor in obtaining a good result for hip replacement surgery is the correct geometric arrangement of the elements of the implant. To ensure stability of the implant and a high degree of mobility of lower limb, the artificial acetabular cup must be implanted in the correct anatomical position.



Rys. 1. Widok główki i panewki o dużej średnicy: a) Metasul™ LDH firmy Zimmer, b) M2a-Magnum™ firmy Biomet [6]

Fig. 1. Large diameter head and cup: a) Metasul™ LDH, Zimmer, b) M2a-Magnum™, Biomet [6]

Wzajemne ułożenie elementów endoprotez wpływa w istotny sposób na trwałość eksploatacyjną endoprotez.

Celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu zmiany kąta ustawienia główki o średnicy $\phi 44$ mm względem osi symetrii panewki na opory tarcia i zużycie.

Wyznaczanie parametrów tarcia i zużycia w zależności od wzajemnego ułożenia elementów endoprotezy pozwoli określić jednoznacznie błędne ustawienia trzpienia z głową względem osi symetrii panewki w aspekcie zużycia elementów ciernych endoprotezy oraz sił występujących w węźle tarcia.

2. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

W przeprowadzonych badaniach parę trącą stanowiła panewka metalowa o średnicy $\phi 44$ mm oraz główka metalowa o średnicy $\phi 44$ mm. Badane elementy wykonano ze stopu CoCrMo. Analizowane pary trące Instytut Obróbki Plastycznej otrzymał od amerykańskiej firmy Zimmer.

Badania tarciovo-zużyciowe panewek o zwiększonych średnicach zrealizowano na prototypowym symulatorze (SBT-01) do badań tarciovo-zużyciowych endoprotez stawu biodrowego. Prace zrealizowano w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu, w Laboratorium Inżynierii Powierzchni i Tribologii. Rysunek 2 przedstawia widok symulatora.

The mutual arrangement of the elements of endoprostheses influences effectively on the durability of endoprostheses.

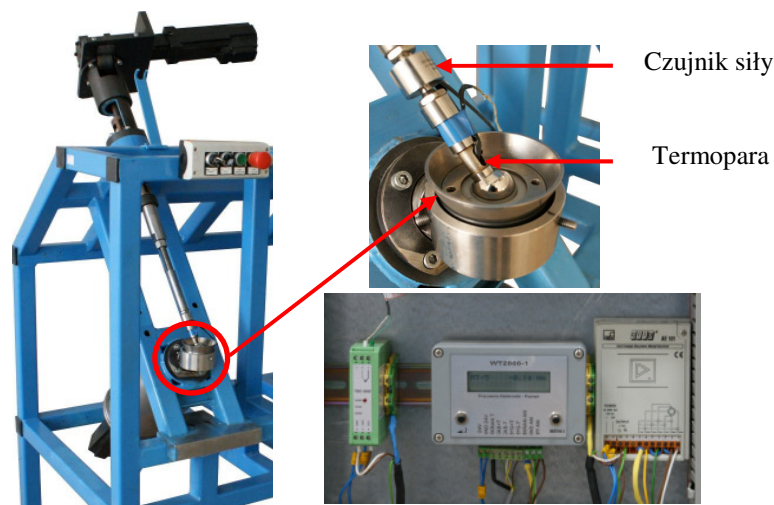
The aim of the study was to determine the effect of changing the angle of the head with a diameter of $\phi 44$ mm to the axis of symmetry of the acetabular cup on the friction and wear.

Determination of the parameters of friction and wear, depending on the mutual arrangement of parts will clearly show incorrect settings of the head relative to the cup in terms of wear of friction elements and the forces in the joint.

2. MATERIALS AND METHODS

In present study friction couple was metal cup with $\phi 44$ mm diameter and metal head with a diameter of $\phi 44$ mm. Investigated samples were made from CoCrMo alloy. Analyzed friction couples was get by Metal Forming Institute from the U.S. company Zimmer.

Friction-wear tests of elements with increased diameter was carried out on the prototype simulator (SBT-01) to study friction-wear hip endoprosthesis. The work was carried out in for Metal Forming Institute in Poznan, in the Laboratory of Surface Engineering and Tribology. Figure 2 shows a view of the simulator.



Rys. 2. Widok symulatora (SBT-01) do badań elementów trących endoprotez

Fig. 2. SBT-01 simulator for endoprostheses friction tests

Prace badawcze dla pary trącej metal-metal przeprowadzono dla zakresu kąta ustawienia panewki (-20° ; $+20^{\circ}$) oraz (-10° ; $+30^{\circ}$). Badania tarciovo-zużyciowe endoprotez prowadzone na symulatorze pozwoliły na wyznaczenie wartości siły tarcia oraz momentu tarcia. Współczynnik tarcia wyznaczono jako iloraz siły tarcia (iloraz momentu tarcia i promienia głowy endoprotezy) do siły docisku [7].

Aby uniknąć mocowania panewek cementem kostnym, którego cząstki zakłócały pomiary i przyspieszały zużycie elementów endoprotez, na symulatorze SBT-01 wykonano specjalne uchwyty do mocowania próbek (rys. 3) [8]. Uchwyty wykonano dla standardowych panewek z UHMWPE o średnicy $\phi 28$ mm jak i dla panewek metalowych o średnicy $\phi 44$ mm. Mechaniczne mocowanie panewki pozwala również uniknąć błędów poziomowania, które przy wklejaniu zależne były od grubości warstwy cementu kostnego jak i od gęstości przygotowanej masy.

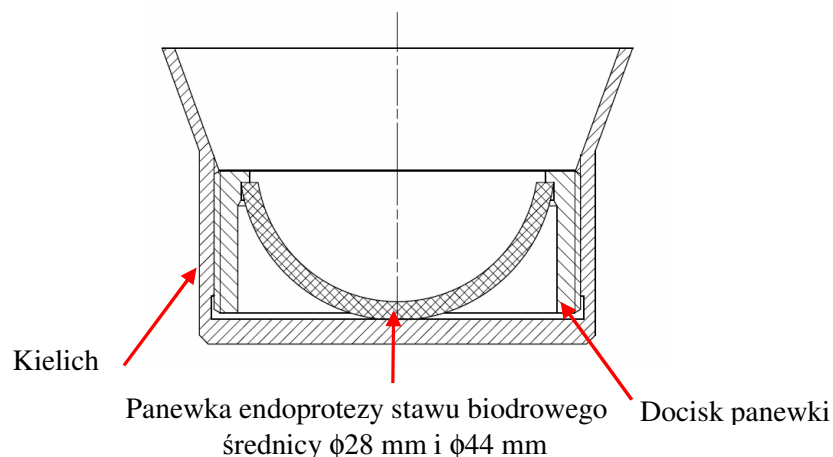
Przeprowadzono także pomiary chropowatości powierzchni współpracujących głów i panewek endoprotez stawu biodrowego. Badania chropowatości powierzchni przeprowadzono za pomocą profilometru Hommelwerke T8000. Wykonano pomiary chropowatości powierzchni trących głów i panewek w stanie wyjściowym oraz po przeprowadzonym teście tarciovo-zużyciowym na symulatorze SBT-01. Badania wykonano w obszarach zatarcia i poza nimi.

Research of metal-metal friction couple were performed for acetabular cup angle range (-20° , $+20^{\circ}$) and (-10° , $+30^{\circ}$). Friction-wear tests were conducted on the simulator allowed to determine the values of friction force and friction moment. The friction coefficient was determined by dividing the friction force (friction moment per head radius) to the normal load [7].

To avoid mounting cups with bone cement, which interfere with the particles interferenced measurements and accelerated wear on the prosthesis, it was made a special mountings for the cups (Fig. 3) [8]. Handles were made to the standard of UHMWPE acetabular cups with diameter of $\phi 28$ mm and for metal cups with a diameter of $\phi 44$ mm.

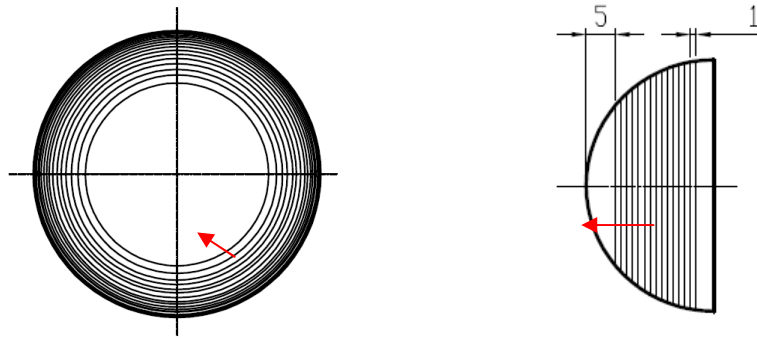
Mechanical mounting of cup also helps to avoid errors in leveling, which using bone cement depended on the thickness of glue layer and the density of the prepared ground.

There were also measurements of surface roughness of heads and acetabular cups performed. The study of surface roughness was performed using Hommelwerke T8000 profilometer. Measurements of friction surface roughness of heads and cups in the initial state and after friction-wear tests on SBT-01 simulator were made. Investigations were conducted in areas of seizure and beyond them.

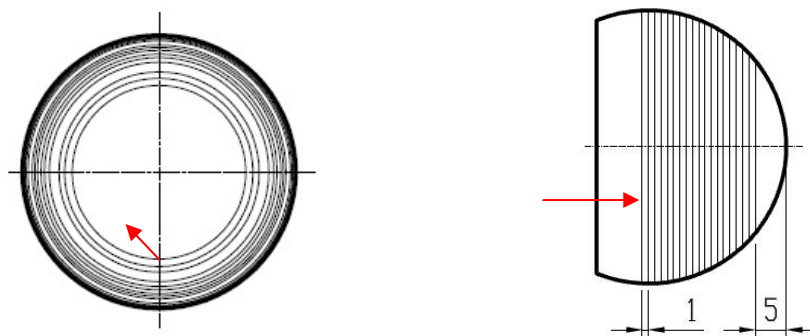


Rys. 3. Uchwyt do mocowania panewek endoprotez stawu biodrowego

Fig. 3. Acetabular cups housing



Rys. 4. Schemat pomiarowy panewki
Fig. 4. Acetabular cup measurement scheme



Rys. 5. Schemat pomiarowy głowy
Fig. 5. Femoral head measurement scheme

Badania zmian geometrii elementów trących przeprowadzono na Politechnice Poznańskiej w Instytucie Technologii Mechanicznej w Zakładzie Metrologii i Systemów Pomiarowych. Analizę przeprowadzono za pomocą aparatu Hommel-Etamic V 8.20 niemieckiej firmy Jenoptik. W celu zbadania zmian geometrii głów i panewek mierzono ich promienie przed badaniem tarciovo-zużyciowym oraz po badaniu w tych samych płaszczyznach. Wykresy zmiany geometrii przedstawiają różnice w wartościach promieni głów i panewek endoprotez (rys. 11-14). Panewki mierzono w zakresie 15 mm, w kierunku dna panewki - rys. 4. Głowy mierzono w zakresie 19 mm w kierunku bieguna głowy – rys. 5. Czerwonymi strzałkami oznaczono kierunki wykonywania kolejnych pomiarów.

The study of geometry elements of friction were carried out at Poznan University of Technology Institute of Mechanical Technology at the Department of Metrology and Measurement Systems. The analysis was performed using Hommel-Etamic V 8.20 Jenoptik, Germany. In order to examine changes in geometry heads and shells radius was measured before the friction-wear and after the test in the same planes. Graphs show the changes in geometry differences in the heads and cups radius (Fig. 11-14). Acetabular cups were measured in the range of 15 mm, towards the bottom of the cup - Figure 4. Heads were measured in the range of 19 mm towards the pole of the head - Figure 5. Red arrows shows the directions of measurement.

3. WYNIKI BADAŃ

Operacje spowodowane zwichnięciem endoprotezy stawu biodrowego stanowią nawet 25% wszystkich operacji rewizyjnych. Z punktu widzenia prawidłowego ustawienia endoprotezy określono tzw. strefę bezpieczeństwa ułożenia endoprotezy stawu biodrowego, która wynosi dla kątów odwiedzenia $-45^{\circ} \div 55^{\circ}$ oraz $10^{\circ} \div 20^{\circ}$ dla antywersji i przyjmowana jest za prawidłowe ustawienie panewki. Poza odpowiednim ustawieniem pary trącej w osi symetrii, na procesy tarciovo-zużyciowe wpływa również odpowiedni dobór wielkości głowy do wielkości panewki.

Wyniki przeprowadzonych badań tribologicznych dla głowy o średnicy $\Phi 44$ mm przedstawiono na rysunkach 6 i 7. Na rysunku 6 przedstawiono zmiany siły docisku w funkcji kąta obrotu panewki ($-20^{\circ}; +20^{\circ}$) oraz ($-10^{\circ}; +30^{\circ}$), zarejestrowanego dla pojedynczego cyklu przy 1 mln cykli pracy. Rysunek 7 przedstawia przebieg momentu tarcia w funkcji kąta ustawienia panewki zarejestrowany dla pojedynczego cyklu badawczego.

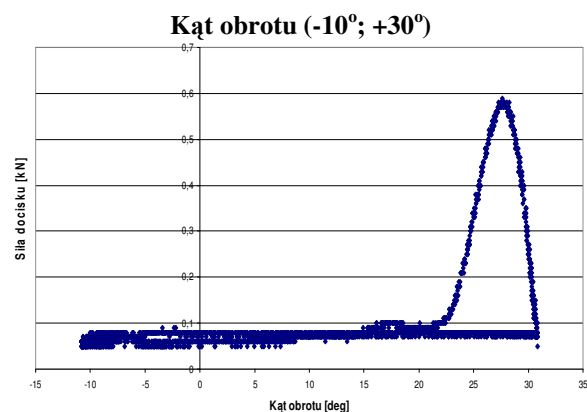
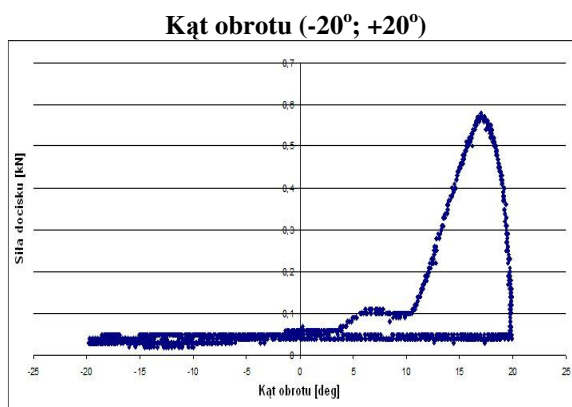
W tabelicy 1 zestawiono maksymalne wartości siły docisku oraz momentu tarcia uzyskane po 1 mln cykli pracy dla różnych ustawień kąta obrotu panewki.

3. RESULTS

Operations caused by the dislocation of the hip prosthesis are up to 25% of all operations of hip revision. From the point of view of the proper settings for the so-called replacement set, a safety zone hip replacement, which is an angle range of -45° to 55° for abduction and 10° to 20° for antiversion and shall be considered the correct setting of the cup. Besides appropriate setting of the friction couple in the axis of symmetry, the friction and wear processes is also influenced by an appropriate choice of femoral head size to the size of the acetabular cup.

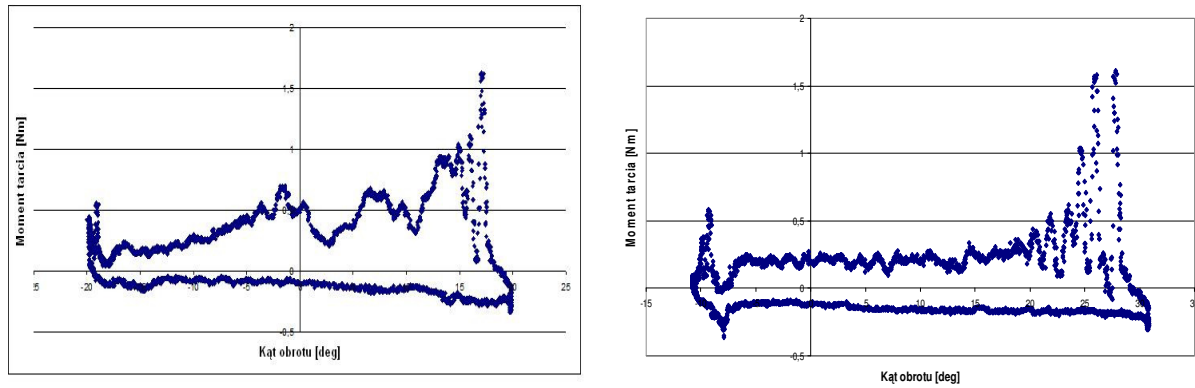
The tribological tests results for the head with a diameter of $\Phi 44$ mm are shown in Figures 6 and 7. Figure 6 shows the change of normal load as a function of angle of rotation of the acetabular cup ($-20^{\circ}, +20^{\circ}$) and ($-10^{\circ}, +30^{\circ}$), registered for a single cycle at 1 million cycles. Figure 7 shows the course of the friction moment as a function of the angle of the acetabular cup registered for a single test cycle.

Table 1 shows the maximum value of the normal load and friction moment obtained after 1 million cycles for the different settings of cup rotation angle.



Rys. 6. Siła docisku w funkcji kąta obrotu panewki zarejestrowana przy 1 000 000 cykli

Rys.6. Normal load as a function of cup rotation angle for 1 000 000 cycles



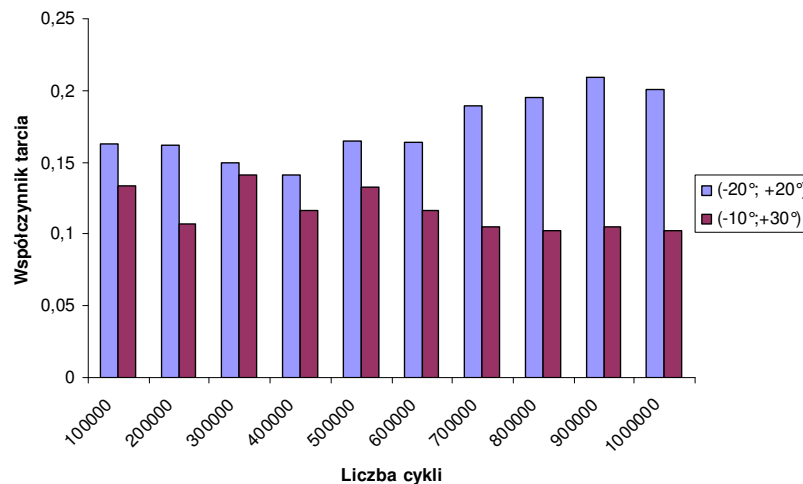
Rys. 7. Moment tarcia w funkcji kąta obrotu panewki zarejestrowany przy 1 000 000 cykli

Fig. 7. Friction moment as a function of cup rotation angle for 1 000 000 cycles

Tablica 1. Maksymalne wartości siły docisku oraz momentu tarcia po 1 mln cykli

Table 1. The maximum value of the normal load and friction moment after 1 million cycles

Wartość mierzona <i>Measured value</i>	Kąt obrotu (-20°; +20°) <i>Rotation angle (-20°; +20°)</i>	Kąt obrotu (-10°; +30°) <i>Rotation angle (-10°; +30°)</i>
Siła docisku [kN] <i>Normal load [kN]</i>	0,59	0,60
Moment tarcia [Nm] <i>Friction moment [Nm]</i>	1,70	1,55



Rys. 8. Przebieg zmian współczynnika tarcia w czasie trwania testu

Fig. 8. Friction coefficient changes during test

Zmiany współczynnika tarcia w czasie trwania testu tribologicznego przedstawiono na rysunku 8. Współczynnik tarcia dla zakresu kąta obrotu panewki (-10°; +30°) przyjmuje niższe wartości, niż dla zakresu kąta obrotu (-20°; +20°). Współczynnik tarcia przyjmuje wartości 0,11÷0,14 przy zakresie kąta obrotu (-10°; +30°).

Changes in friction coefficient during the tribological test are shown in Figure 8. The coefficient of friction for a range of angle (-10°, +30°) occurs a lower value than for the rotation angle range (-20°, +20°). The friction coefficient value is in range of 0.11÷0.14 at the angle of rotation (-10°; +30°).

Pomiary chropowatości powierzchni trących głów i panewek wykonano przed i po zakończonym teście tarciovo-zużyciowym na symulatorze SBT-01. Otrzymane wyniki badań chropowatości zestawiono w tablicy 2.

Jak wynika z przedstawionych danych, po teście tarciovo-zużyciowym następuje znaczący wzrost chropowatości panewki i głowy. Średni przyrost parametru R_a wynosi ok. $1,02 \mu\text{m}$.

Na rysunku 9 i 10 przedstawiono obrazy powierzchni panewki po badaniu na symulatorze SBT-01 po 1 milionie cykli przy zakresie kąta obrotu (-20° ; $+20^\circ$). Widoczne są obszary zaciemnione, które wskazują na zatarcia panewki.

Measurements of surface roughness for heads and cups were performed before and after the friction-wear test on SBT-01 simulator. Obtained results of roughness measurements are summarized in Table 2.

As is apparent from the presented data, there is a significant increase in roughness of the cups and heads after the friction-wear test. The average increase of the R_a parameter is about 1.02 microns.

In Figure 9 and 10 shows images of the surfaces of the acetabular cups after the test on the SBT-01 simulator at 1 million cycles at the angle of rotation (-20° , $+20^\circ$). Shown dark areas indicates seizure of the acetabular cup.

Tablica 2. Chropowatość elementów trących przed i po teście
Table 2. Roughness of friction elements surfaces before and after the test

Chropowatość R_a Roughness R_a [μm]				
	(-20°; +20°)		(-10°; +30°)	
	Przed testem <i>Before test</i>	Po teście <i>After the test</i>	Przed testem <i>Before test</i>	Po teście <i>After the test</i>
Głowa <i>Femoral head</i>	0,015	0,95	0,015	1,13
Panewka <i>Acetabular cup</i>	0,017	1,05	0,017	1,01



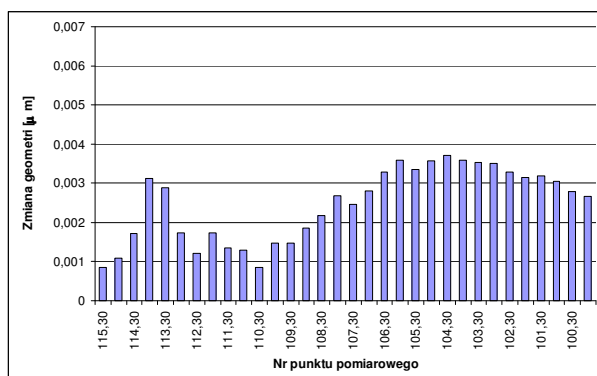
Rys. 9. Powierzchnia robocza panewki CoCrMo po teście tarciovo-zużyciowym na symulatorze SBT-01- przy zakresie kąta obrotu (-20° ; $+20^\circ$)

Fig. 9. Working CoCrMo surface after friction-wear test on SBT-01 – with cup rotation angle range (-20° ; $+20^\circ$)



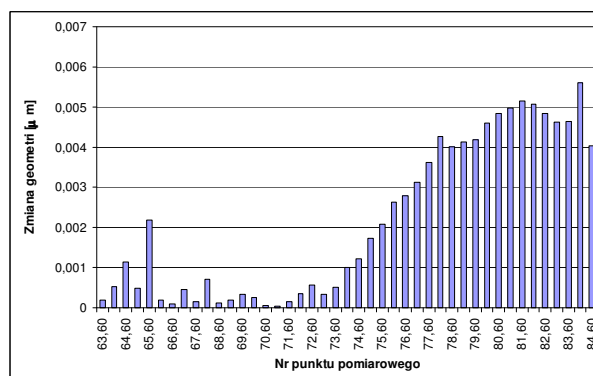
Rys. 10. Powierzchnia robocza panewki CoCrMo po teście tarciovo-zużyciowym na symulatorze SBT-01- przy zakresie kąta obrotu (-10° ; $+30^\circ$)

Fig. 10. Working CoCrMo surface after friction-wear test on SBT-01 – with cup rotation angle range (-10° ; $+30^\circ$)



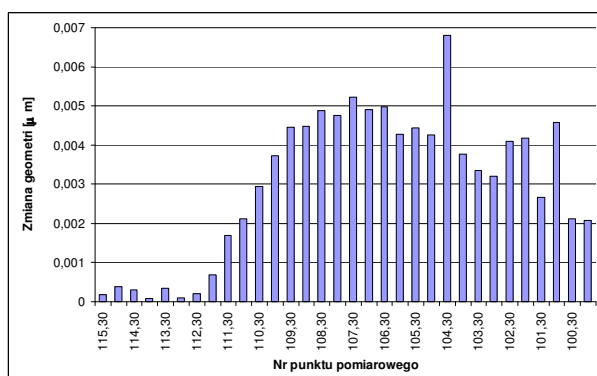
Rys. 11. Zmiana geometrii panewki dla układu pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$

Fig. 11. Cup geometry changes in metal-metal system metal ($\phi 44$) for cup angle range $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$



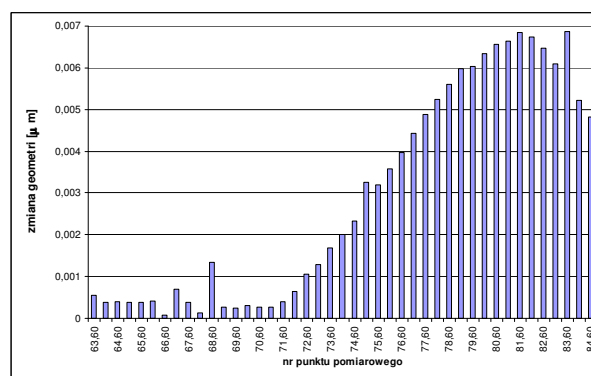
Rys. 12. Zmiana geometrii głowy dla układu pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$

Fig. 12. Head geometry changes in metal-metal system metal ($\phi 44$) for rotation angle range $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$



Rys. 13. Zmiana geometrii panewki dla układu pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu $(-10^{\circ}; +30^{\circ})$

Fig. 13. Cup geometry changes in metal-metal system metal ($\phi 44$) for rotation angle range $(-10^{\circ}; +30^{\circ})$



Rys. 14. Zmiana geometrii głowy dla układu pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu $(-10^{\circ}; +30^{\circ})$

Fig. 14. Head geometry changes in metal-metal system metal ($\phi 44$) for rotation angle range $(-10^{\circ}; +30^{\circ})$

Na rysunku 11 i 12 przedstawiono odpowiednio zmiany geometrii panewki i głowy metalowej o średnicy $\phi 44$ mm pracującej przy zakresie kąta obrotu $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$. Na rysunku 11 widoczne są 2 obszary wyraźnego zużycia panewki. Obszar największego zużycia panewki znajduje się około 4 mm od dna próbki a największe zużycie głowy zarejestrowano około 3 mm od jej najwyższego punktu.

Rysunek 13 i 14 przedstawia zmianę geometrii panewki i głowy dla testu prowadzonego przy zakresie kąta obrotu $(-10^{\circ}; +30^{\circ})$. Największe zużycie zaobserwowano około 7 mm od dna panewki i 3 mm od najwyższego punktu głowy.

Figures 11 and 12 shows changes in geometry of metal cups and heads with a diameter of $\phi 44$ mm working in the rotation angle range $(-20^{\circ}; +20^{\circ})$. On figure 11 there are shown two clear areas of wear of the acetabular cup. The area of greatest wear of the acetabular cup is located approximately 4 mm from the bottom of the sample and the greatest wear of the femoral head is recorded about 3 mm from its highest point.

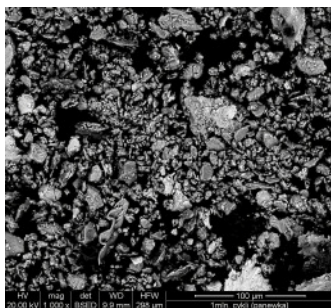
Figure 13 and 14 shows the change in geometry of the cups and heads for the test performed in the rotation angle range $(-10, +30)$. The highest consumption was observed approximately 7 mm from the bottom of the cup, and 3 mm from the highest point of the head.

Na rys 15 i 16 przedstawiono morfologię produktów zużycia, powstałych w trakcie testu tribologicznego pary trącej typu „metal-metal”. Z obserwacji wynika, iż średnia wielkość cząstek mieści się w granicach $10 \div 250 \mu\text{m}$, a powstające produkty zużycia mają tendencję do „zlepiania się” w większe konglomeraty.

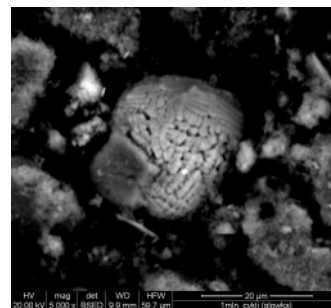
Dla pary trącej typu „metal-metal” (tablica 3 i 4) dominującymi pierwiastkami, występującymi w produktach zużycia są: Mo w ilości średnio 4,50%, Cr w ilości średnio 20%, Co w ilości średnio 39%. Ponadto w produktach zużycia występują w niewielkich ilościach takie pierwiastki, jak: Al, Si, Fe. Zawartość tych pierwiastków odpowiada składowi chemicznemu stopu Metasul®, z którego wykonane są głowy i panewki. W produktach zużycia zidentyfikowano także atomy tlenu, co świadczy o tym, iż w procesie tarcia produkty zużycia ulegają utlenianiu.

Figures 15 and 16 shows the morphology of wear debris generated during testing of the tribological metal-metal couple. Observations show that the average particle size is within 10 to 250 microns, and the resulting wear products tend to "stick together" in the larger conglomerates.

For a metal-metal friction couple (Table 3 and 4) the dominant elements, in wear debris are: Mo the average amount of 4.50%, Cr in an amount of an average 20% and Co in the amount of an average 39%. Additionally, wear debris includes small quantities of such elements as: Al, Si and Fe. The contents of these elements corresponds to the chemical composition of the alloy Metasul®, which the femoral head and the acetabular cup are made of. The wear debris were identified as oxygen atoms, which proves that in the frictional wear products are oxidized.

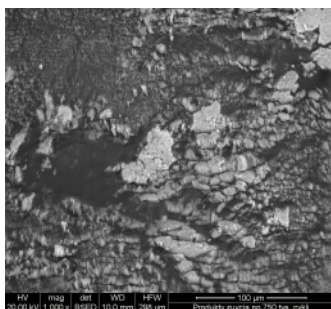


a)

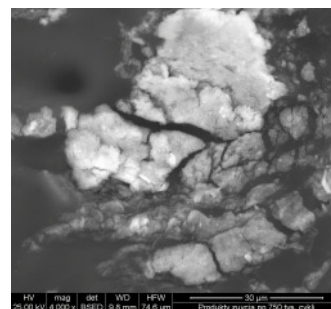


b)

Rys. 15. Produkty zużycia pary trącej metal – metal 1 po 1 mln cykli przy powiększeniu: a) 1000x, b) 5000x
Fig. 15. Metal-on-metal test 1 wear debris after 1 million cycles



a)



b)

Rys. 16. Produkty zużycia pary trącej metal – metal 2 po 750 tys. cykli przy powiększeniu: a) 1000x, b) 4000x
Fig. 16. Metal-on-metal test 2 wear debris after 750 thousands cycles

Tablica 3. Skład chemiczny produktów zużycia pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu (-20° ; $+20^\circ$), wyznaczony metodą bezwzorcową EDS z korekcją ZAF

Table 3. Chemical composition of wear Debris for metal-metal ($\phi 44$) friction couple tested in angle range (-20° ; $+20^\circ$), designated by EDS method with ZAF correction

Element	Wt%	At%
O(K)	33,90	64,04
Al(K)	00,58	00,66
Si(K)	00,85	00,92
Mo(K)	04,73	01,50
Cr(K)	22,50	13,16
Mn(K)	01,35	00,75
Co(K)	36,09	18,62

Tablica 4. Skład chemiczny produktów zużycia pary trącej metal – metal ($\phi 44$) przy zakresie kąta obrotu (-10° ; $+30^\circ$), wyznaczony metodą bezwzorcową EPS z korekcją ZAF

Table 4. Chemical composition of wear Debris for metal-metal ($\phi 44$) friction couple tested in angle range (-10° ; $+30^\circ$), designated by EDS method with ZAF correction

Element	Wt%	At%
C(K)	16,75	32,20
O(K)	33,16	47,86
Mo(K)	03,44	00,83
Cr(K)	15,97	07,09
Co(K)	30,68	12,02

4. PODSUMOWANIE

Dla głów i panewek metalowych o średnicy $\phi 44$ mm porównano wpływ zakresu kąta ustawienia panewki na:

- wartości współczynnika tarcia,
- wartości maksymalnego momentu tarcia,
- wartości pracy tarcia,
- wartości temperatury styku pary trącej,
- zużycie powierzchniowe elementów.

Przeanalizowano produkty zużycia ciernego, gdzie stwierdzono przewagę pierwiastków Co, Cr i Mo, które przeważają w składzie chemicznym badanych materiałów głowy i panewki.

Stwierdzono, iż bardziej korzystnym zakresem kąta ustawienia panewki od symetrycznego zakresu (-20° ; $+20^\circ$) jest zakres (-10° ; $+30^\circ$).

4. CONCLUSION

For the metal heads and cups with a diameter of $\Phi 44$ mm compared the effects of setting of the femoral head and the acetabular cup angle on:

- friction coefficient,
- the maximum moment of friction,
- the work of friction,
- temperature of the contact friction pair,
- wear of surface elements.

Authors has analyzed the wear debris, which stated the advantage of elements Co, Cr and Mo, dominating elements in the chemical composition of tested materials - the femoral head and the acetabular cup.

It was found that the more preferred range of angle of the acetabular cup from the symmetric range (-20° , $+20^\circ$) is the range (10° , $+30^\circ$).

LITERATURA/REFERENCES

- [1] Wendland J., Wiśniewska-Weinert H., Leshchynsky V., Rybak T. Gierzyńska-Dolna M.: Badania wstępne nowych rozwiązań w zakresie biomateriałów stosowanych na elementy trące endoprotez. Obróbka Plastyczna Metali 2008 t. XIX nr 1.
- [2] Burroughs B.R., Hallstrom B., Golladay G.J., et al.: Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. J Arthroplasty 2005, 20:11.
- [3] Agarwal S.: Metal-on-metal large diameter head total hip replacement. Medicine Update: 2008 vol. 15 no. 9.
- [4] Kowalczewski J.B., Milecki M., Marczak D.: Stare i nowe materiały stosowane w endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska 71 (1), 2006, 25-28.

- [5] Hall R.M., Elfick A.P, Pinder I.M. et al.: Wear in retrieved acetabular components-effect of femoral head radius and patent parameters. *Journal of Arthroplasty* 13 (1998) 291-299.
- [6] <http://www.zimmer.com>
- [7] Gierzyńska-Dolna M., Rybak T., Wendland J., Wiśniewska-Weinert H.: Metodyka badań materiałów i elementów endoprotez stawu biodrowego w Instytucie Obróbki Plastycznej. *Tribologia* 4/2010 s. 107-116.
- [8] Praca statutowa BS 901 56 z 2009 roku.
- [9] Gierzyńska-Dolna M.: *Biotribologia*. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej.