

Mgr inż. Joanna SULEJ-CHOJNACKA, mgr inż. Tomasz RYBAK

Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań

Dr n.med. Jacek MARKUSZEWSKI, dr n.med. Waldemar WOŹNIAK

Klinika Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego, Poznań

# Badanie wpływu wzajemnego ustawienia elementów endoprotez stawu biodrowego na wybrane parametry procesu tarcia

## *Testing of influence of mutual arrangement of hip endoprosthesis elements upon selected parameters of the friction process*

### **Streszczenie**

Całkowita wymiana stawu biodrowego jest obecnie wysoce skuteczną i efektywną metodą przywracania funkcjonowania tego stawu. Podstawową cechą, która powinna cechować sztuczne stawy jest ich stabilność. W artykule opisano wyniki badań wpływu wzajemnego ustawienia elementów endoprotezy stawu biodrowego na wybrane parametry procesu tarcia. Badaniom poddano dwie pary trące o różnych średnicach, wykonane z różnych materiałów. Eksperyment wykonano na zaprojektowanym i zbudowanym w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu symulatorze do badań elementów endoprotez stawu biodrowego SBT-01. Praca wykonana została we współpracy z Kliniką Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii na Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

### **Abstract**

Total hip replacement is very effective method in case of human joint functionality restoring. The most important property of artificial joints is their functional stability. Results of influence of reciprocal endoprosthesis components setting on chosen friction parameters are presented. Two friction couples with different diameter made of different materials has been tested. Experiment has been performed using hip endoprosthesis simulator SBT-01 designed and constructed in Metal Forming Institute hip endoprosthesis simulator SBT-01. Work was carried out in cooperation with General Orthopaedics, Oncology and Traumatology Clinic at Karol Marcinkowski Poznan University of Medical Sciences.

**Słowa kluczowe:** symulator stawu biodrowego, badania tarciowo-zużyciowe, endoproteza stawu biodrowego

**Key words:** hip simulator, friction-wear tests, hip endoprosthesis

## **1. WSTĘP**

Pierwszą wymianę stawu biodrowego przeprowadzono w 1960 roku. Wydarzenie to stanowiło jedno z najważniejszych postępów ostatnich czasów w ortopedii i traumatologii. Od tego wydarzenia wprowadzono wiele ulepszeń w technice chirurgicznej, co znacznie zwiększyło skuteczność przeprowadzanych operacji.

## **1. INTRODUCTION**

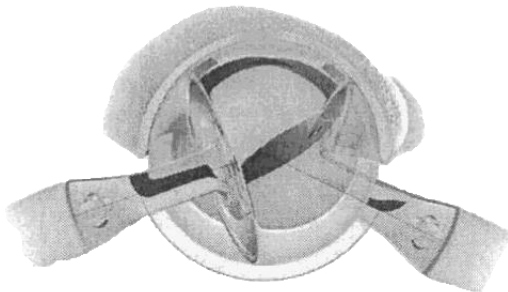
The first hip replacement surgery was performed in 1960. This was one of the most significant developments in the field of orthopaedics and traumatology in recent times. Since that time numerous improvements have been made in the surgery technique, which increased the effectiveness of surgeries considerably.

Całkowita wymiana stawu (total hip replacement THR) biodrowego jest obecnie metodą wysoce skuteczną i efektywną pod względem przywracania funkcjonowania stawów milionów pacjentów [1]. Jednym z głównych kierunków rozwoju oprócz badań mających na celu polepszenie własności tribologicznych endoprotez i zwiększenia ich trwałości, było zmniejszenie inwazyjności oraz wielkości nacięć przy operacji [2, 3].

Najczęstszą komplikacją występującą po całkowitej wymianie stawu (THR), poza aseptycznym obluzowaniem są zwichnięcia. Następstwem zwichnięć może być utrata stabilności mocowania endoprotezy, a przez to zmniejszenie aktywności fizycznej pacjentów. Stabilność działania endoprotez jest podstawową cechą, którą powinny spełniać sztuczne stawy. Ryzyko zwichnięcia endoprotezy zwiększa się wraz z wiekiem pacjenta oraz czasem eksploatacji endoprotezy. Natomiast ryzyko zmniejsza się w wyniku zastosowania elementów o większych średnicach. Użycie elementów ciernych endoprotez o większych średnicach ma sens wówczas, gdy ich zużycie cierne będzie dostatecznie małe. Autorzy [3, 4] za „duże średnice” uważają główki i panewki o wymiarach  $\text{Ø}36$  mm i większe. Duże średnice głowy i panewki mają trzy zasadnicze zalety:

- większy zakres ruchu (rys. 1),
- zwichnięcie następuje przy większym przemieszczeniu głowy względem panewki (rys. 2),
- są mniej podatne na zwichnięcie.

Dzięki temu zwiększają trwałość zainplantowanych endoprotez.



Rys. 1. Większy zakres ruchu przy zastosowaniu elementów endoprotezy o większej średnicy

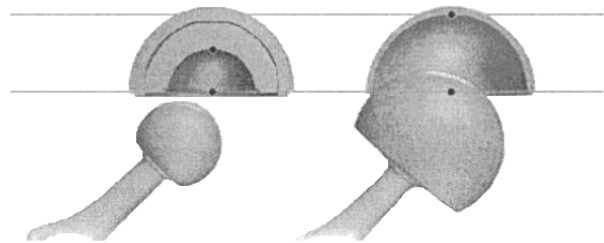
Fig. 1. Greater range of movement, if endoprosthesis elements with greater diameters are used

Presently, total hip replacement (THR) is a highly effective method as regards restoration of joint functions in millions of patients [1]. Apart from the research aimed at improvement of tribological properties of endoprostheses and increase of their durability, one of the main trends of development involved decrease of invasiveness and size of incisions during surgeries [2, 3].

Apart from aseptic loosening, one of the most common complication following total hip replacement (THR) involves dislocations. The effects of dislocations may include loss of stability of endoprosthesis fixation and, consequently, decrease of physical activity of patients. The stability of endoprostheses is a basic requirement to be fulfilled by artificial joints. The risk of endoprosthesis dislocation increases with the patient's age and period of use of endoprostheses. However, the risk decreases with the use of elements with greater diameters. The use of friction elements of endoprostheses with greater diameters is reasonable, if friction wear of the elements is little enough. The authors [3, 4] consider heads and acetabulum cups with the diameter of 36 mm and greater as "large diameters". Large diameters of the head and acetabulum cups have three basic strong points:

- greater range of movement (fig. 1),
- dislocation occurs, when displacement of the head in relation to the acetabulum cup is greater (fig. 2),
- lesser susceptibility to dislocations.

These characteristics increase durability of implanted endoprostheses.



Rys. 2. Zwichnięcie endoprotezy o większej średnicy elementów trących wymaga większego przemieszczenia

Fig. 2. Dislocation of endoprosthesis with larger diameters of friction elements requires greater displacement

## 2. CEL BADAŃ

Celem przeprowadzonych w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu badań było określenie wpływu zmiany kąta docisku główki względem osi symetrii panewki na opory tarcia i zużycie tych elementów. Uzyskane wyniki pozwoliły określić niewłaściwe wzajemne położenia komponentu udowego względem panewki endoprotezy, przy których występował znaczny wzrost sił tarcia oraz wyższe zużycie elementów endoprotez.

Wyniki badań zostaną wykorzystane w pracach i badaniach prowadzonych w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu w zakresie opracowywania i badania nowych materiałów przeznaczonych na elementy protez stawów: biodrowego i kolanowego oraz ich trwałości. Prace prowadzone są przy współpracy z Kliniką Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii, Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu.

## 3. MATERIAŁY I METODYKA BADAŃ

Badania wpływu zmiany wzajemnego położenia elementów endoprotezy przeprowadzono dla panewki o średnicy  $\varnothing 28\text{mm}$  wykonanej z UHMWPE i głowy o średnicy  $\varnothing 28\text{ mm}$  wykonanej ze stopu CoCrMo. Drugą parę trącą stanowiła głowa i panewka metalowa średnicy  $\varnothing 48\text{mm}$ . Przebadano reakcję układu przy osiowym ustawieniu elementów endoprotezy, następnie zmieniano zakres odchylenia kąta obrotu panewki oraz odsuwano panewkę od osi symetrii głowy.

Określenie wpływu wzajemnego położenia elementów oraz wpływu kąta oscylacji panewki w endoprotezie stawu biodrowego na siły tarcia i zużycie pary trącej prowadzono w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu na prototypowym symulatorze do badania elementów ciernych endoprotez stawu biodrowego SBT-01 (rys. 3). Symulator SBT-01 zaprojektowano i wykonano w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu.

## 2. THE AIM OF THE TESTS

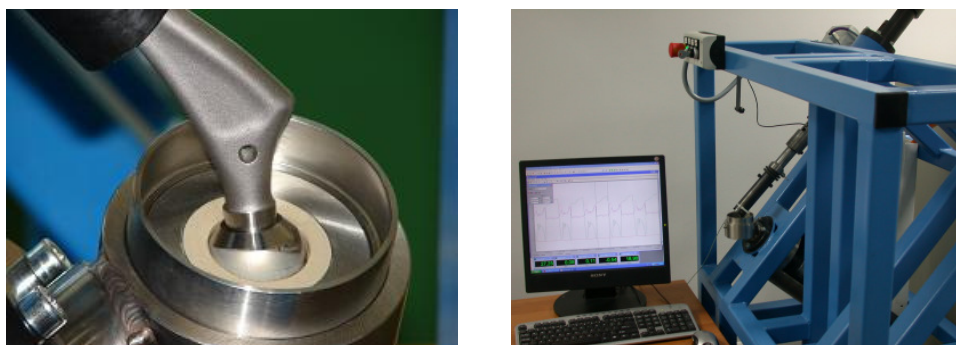
*The aim of the tests conducted in the Metal Forming Institute in Poznań was to determine influence of change of head pressure angle in relation to the acetabulum cup symmetry axis upon friction resistance and wear of the elements. The results obtained made it possible to determine inappropriate mutual arrangements of femoral component in relation to the acetabulum cup, which caused considerable increase of friction forces and greater wear of endoprosthesis elements.*

*The test results will be used in studies and research conducted in the Metal Forming Institute for the purposes of development and testing of new materials designed for knee and hip prosthesis elements as well as durability of such elements. The research is conducted in cooperation with the General Orthopaedics, Oncology and Traumatology Clinic of the Poznań University of Medical Sciences.*

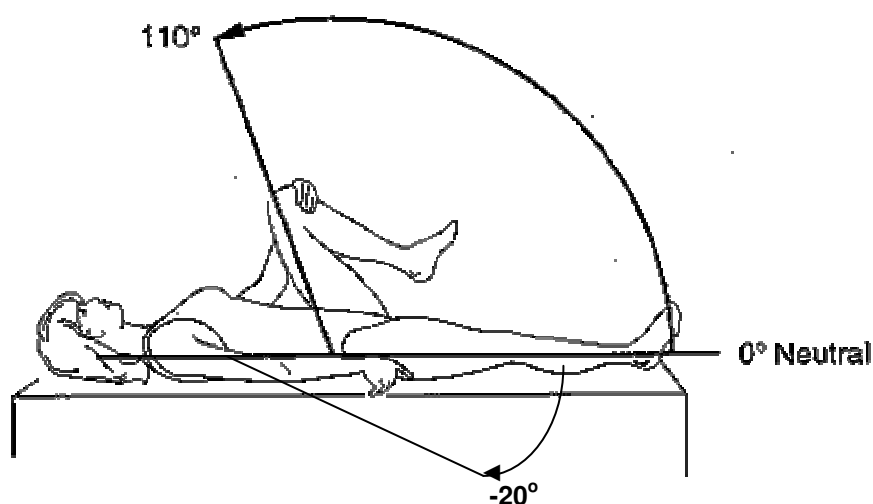
## 3. MATERIAL AND METHODOLOGY OF TESTS

*The tests on influence of changes in mutual arrangements of endoprosthesis elements were conducted for an acetabulum cup with the diameter of 28 mm as made of UHMWPE and a head with the diameter of 48 mm as made of CoCrMo alloy. The other friction pair included a head and metal acetabulum cup with the diameter of 48 mm. The reaction of system was tested for axial arrangement of the endoprosthesis elements. Next, the range of acetabulum rotating angle was changed and the acetabulum was shifted from the head symmetry axis.*

*The influence of mutual arrangement of the elements and influence of the acetabulum oscillating angle in the hip endoprosthesis upon friction forces and wear of the friction pair was determined in the Metal Forming Institute in Poznań with the use of a prototype simulator SBT-01 for testing of friction elements of hip endoprosthesis elements (fig. 3). The simulator SBT-01 was designed and manufactured in the Metal Forming Institute in Poznań.*



Rys. 3. Symulator do badań endoprotez stawu biodrowego  
*Fig. 3. The simulator for testing of hip endoprosthesis*



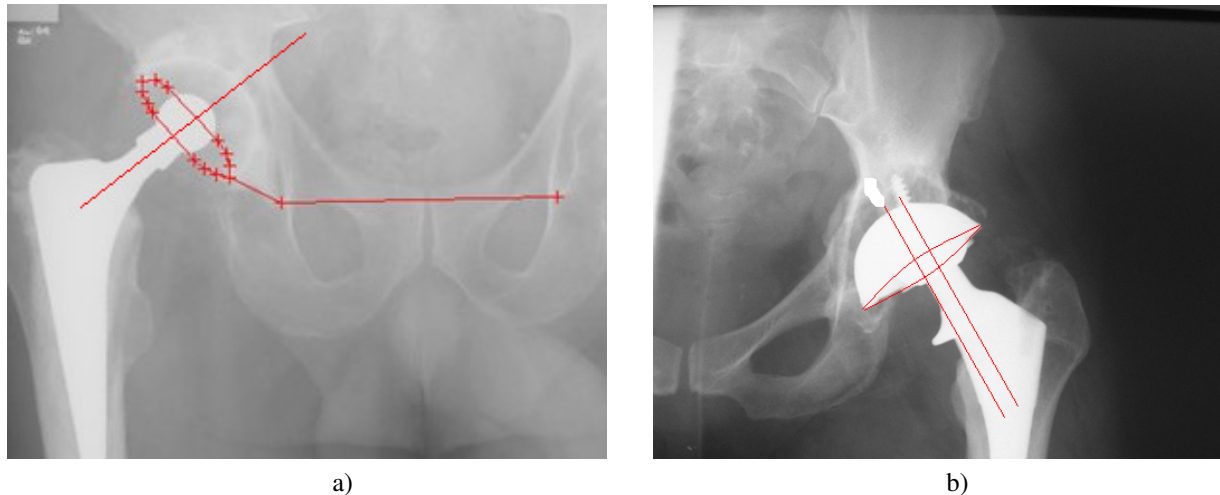
Rys. 4. Schemat zakresu kątownego pracy stawu biodrowego z zaznaczoną pozycją 0°  
*Fig. 4. The diagram of angular range of operation of the hip prosthesis with marked 0° position*

Badania na symulatorze prowadzono dla różnych zakresów kąta obrotu panewki:  $-20^{\circ}/+20^{\circ}$ ;  $-15^{\circ}/+25^{\circ}$ ;  $-10^{\circ}/+30^{\circ}$  (rys. 4) oraz przy współosiowym ustawieniu szyjki trzpienia głowy i panewki, a także przy przesunięciu o 2 mm osi symetrii szyjki trzpienia względem osi symetrii panewki (odsunięcie osi symetrii panewki od osi obrotu na symulatorze) – rys. 5.

Badania tarciovo-zużyciowe endoprotez prowadzone na symulatorze pozwoliły na wyznaczenie wartości sił tarcia oraz momentu tarcia. Ponadto symulator SBT-01 pozwala na modelowanie geometrii styku węzła ruchowego, modelowanie kinematyki ruchu, a także umożliwia prowadzenie badań z zastosowaniem medium smarującego [5].

*Tests with the use of the simulator were performed for various ranges of the acetabulum rotating angle:  $-20^{\circ}/+20^{\circ}$ ;  $-15^{\circ}/+25^{\circ}$ ;  $-10^{\circ}/+30^{\circ}$  (fig. 4) and for co-axial position of the neck, head stem and acetabulum and for 2-mm displacement of the neck stem symmetry in relation to the acetabulum symmetry axis (shift of the acetabulum symmetry axis from the rotating axis on the simulator) – fig. 5.*

*The friction and wear testing of endoprostheses as conducted with the use of the simulator made it possible to determine values of friction forces and moment. Moreover, the simulator SBT-01 makes it possible to model geometry of the running knot contact, model kinematics of motion and conduct tests with the use of greasing agents [5].*



Rys. 5. Wzajemne położenie elementów endoprotezy stawu biodrowego (obrazy RTG):  
a) oś symetrii panewki w osi symetrii szyjki trzpienia, b) oś symetrii panewki odsunięta od osi symetrii trzpienia

*Fig. 5. Mutual arrangement of hip endoprosthesis elements (X-Ray images):  
a) acetabulum symmetry axis in relation to neck stem symmetry axis, b) acetabulum symmetry axis shifted from stem symmetry axis*

#### 4. WYNIKI BADAŃ

Jednym z ważnych czynników warunkujących 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. Niepoprawne ułożenie sztucznej panewki biodrowej może przyspieszać zużycie implantu i ograniczać zakres ruchu stawu. Zwiększa ono również prawdopodobieństwo zwichnięcia stawu [6]. Wyznaczanie parametrów tarcia i zużycia w zależności od wzajemnego ułożenia elementów endoprotezy jest nowym kierunkiem badań, który pozwoli określić jednoznacznie błędne pozycje ustawienia trzpienia z głową względem osi symetrii panewki w aspekcie zużycia elementów ciernych endoprotezy oraz sił występujących w węźle tarcia [7, 8, 9]. Brak dostępnych danych literaturowych na temat wpływu zmian kąta docisku główki na siły tarcia i zużycie potwierdza zasadność badań tej zależności.

#### 4. TEST RESULTS

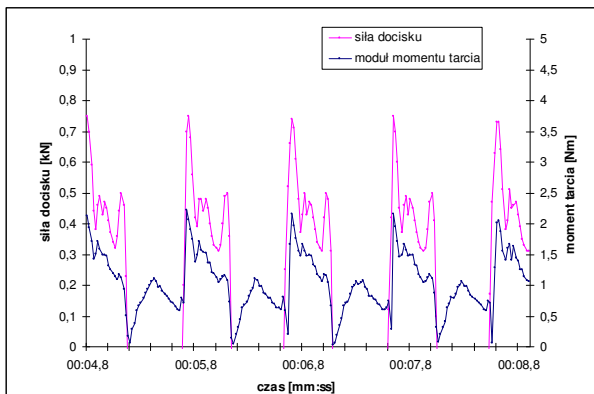
*One of the most significant factors determining obtaining of good results of hip replacement is correct geometrical arrangement of the implant elements. In order to ensure implant durability and high degree of mobility of the lower limb, an artificial acetabulum cup has to be implanted in an appropriate anatomical position. Inappropriate positioning of the artificial acetabulum cup may accelerate implant wear and restrict the range of joint movements. It also increases likelihood of joint dislocations [6]. Determination of friction and wear parameters depending on mutual arrangement of the endoprosthesis elements constitutes a new trend of research, which will make it possible to identify obvious incorrect positions of the stem with head in relation to the acetabulum symmetry axis as regards wear of friction elements of the endoprosthesis and forces occurring in the friction knot [7, 8, 9]. The absence of literature on influence of changes of the head pressure angle upon friction forces and wear confirms that research on the relation is justified.*



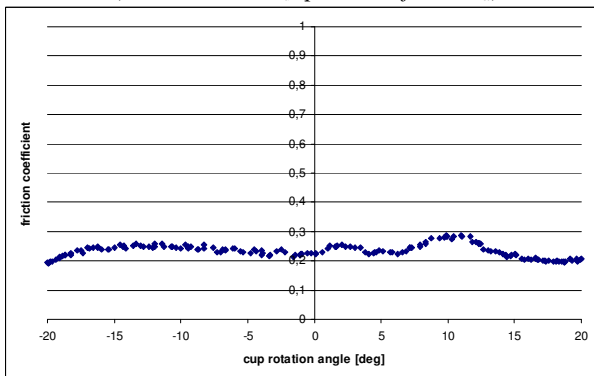
Wyniki pomiarów i obliczeń dla głów endoprotez o różnych średnicach:  $\varnothing 28$  mm oraz  $\varnothing 48$  mm przedstawiono na rysunkach 6-8. Rysunek 6 przedstawia wyniki pomiarów siły docisku i momentu tarcia oraz obliczeń współczynnika tarcia przy ustawieniu osi symetrii panewki w osi symetrii szyjki trzpienia oraz zakresie kąta obrotu panewki (od  $-20^\circ$  do  $+20^\circ$ ).

The results of measurements and calculations for endoprosthesis heads with various diameters such as 28 and 48 mm are presented in figs. 6-8. Fig. 6 presents results of measurements of pressure force and friction moments as well as calculations of the friction coefficient for positioning of the acetabulum symmetry axis in the stem neck symmetry axis and within the range of the acetabulum rotating angle ( $-20^\circ/+20^\circ$ ).

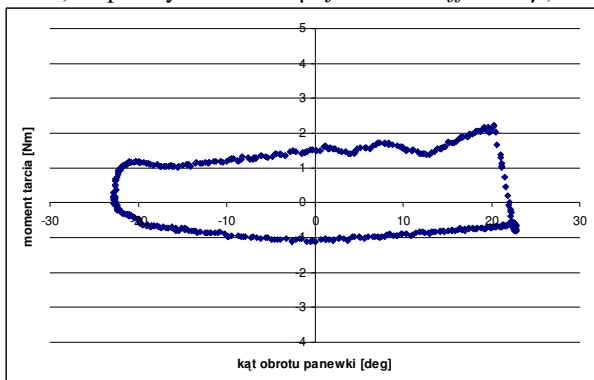
**Główna CoCrMo / Panewka UHMWPE  $\varnothing 28$  mm**  
CoCrMo head / UHMWPE acetabulum  $\varnothing 28$  mm



a) siła docisku  $F_d$  (pressure force  $F_d$ )

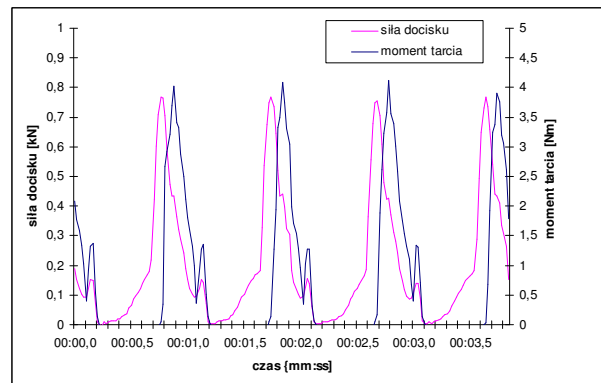


c) współczynnik tarcia  $\mu$  (friction coefficient  $\mu$ )

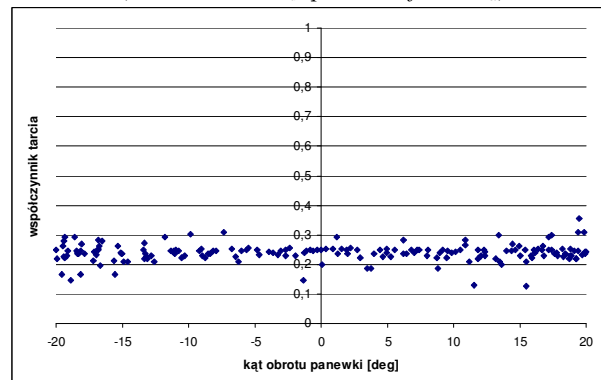


e) moment tarcia  $M$  (friction moment  $M$ )

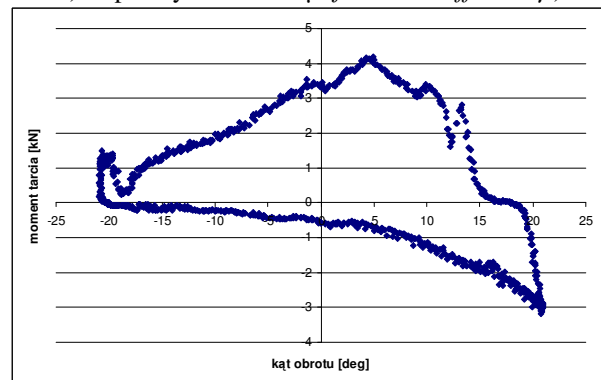
**Główna CoCrMo / Panewka metalowa  $\varnothing 48$  mm**  
CoCrMo head / Metal acetabulum  $\varnothing 48$  mm



b) siła docisku  $F_d$  (pressure force  $F_d$ )



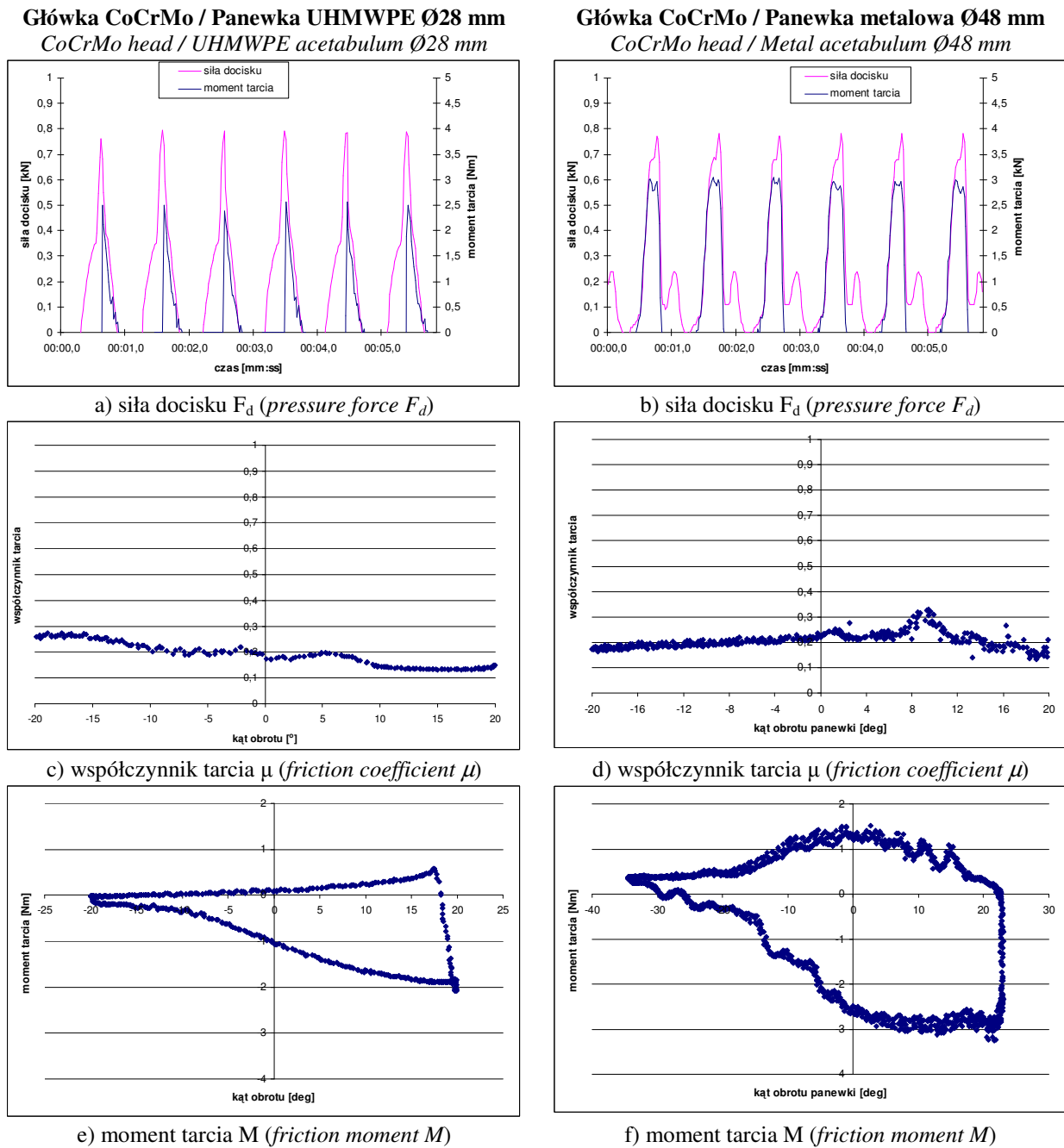
d) współczynnik tarcia  $\mu$  (friction coefficient  $\mu$ )



f) moment tarcia  $M$  (friction moment  $M$ )

Rys. 6. Wyniki pomiarów i obliczeń dla głów endoprotez o różnych średnicach przy ustawieniu osi symetrii panewki w osi symetrii szyjki trzpienia oraz zakresie kąta obrotu ( $-20^\circ/+20^\circ$ )

Fig. 6. Results of measurements and calculations for endoprosthesis heads with various diameters for positioning of the acetabulum symmetry axis in the stem neck symmetry axis and within the range of the acetabulum rotating angle ( $-20^\circ/+20^\circ$ )



Rys. 7. Wyniki pomiarów i obliczeń dla głów endoprotez o różnych średnicach dla osi symetrii panewki odsuniętej od osi obrotu o 2mm w prawo oraz zakresie kąta obrotu  $(-20^\circ/+20^\circ)$

Fig. 7. Results of measurements and calculations for endoprosthesis heads with various diameters for the acetabulum symmetry axis shifted 2 mm right from the rotating axis and within the rotating angle  $(-20^\circ/+20^\circ)$

Z porównania wyników badań zestawionych na rys. 6 a-f wynika, iż zarówno w przypadku pary trącej CoCrMo/UHMWPE jak i pary trącej metal-metal CoCrMo/CoCrMo występują podobne wartości współczynnika tarcia  $\mu = 0,25$ .

Kolejny rysunek przedstawia wyniki testów przeprowadzonych dla głów o średnicy Ø28 mm (rys. 7 a, c, e) oraz dla głów o średni-

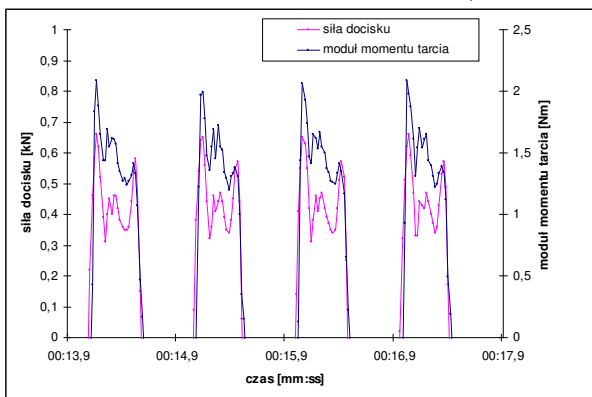
From comparison of the test results presented in figs. 6 a-f it results that similar value of friction coefficient  $\mu = 0,25$  are obtained both for CoCrMo/UHMWPE friction pair and metal-metal CoCrMo/CoCrMo friction pair.

Another drawing presents results of tests on heads with the diameter of 28 mm (fig. 7 a, c, e) and heads with the diameter of 48 mm (fig. 7 b, d, f) for the acetabulum symmetry

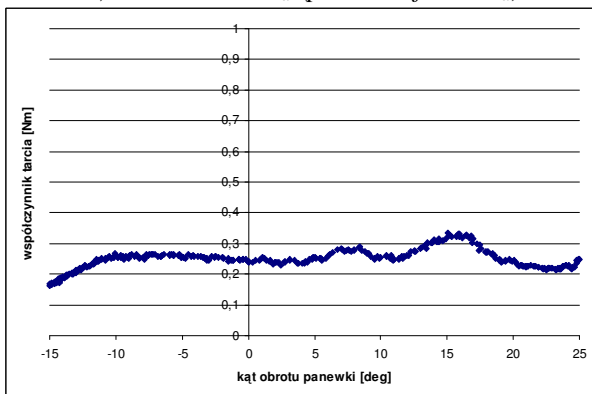
cy  $\varnothing 48$  mm (rys.7 b, d, f), przy osi symetrii panewki przesuniętej o 2 mm w prawo od osi symetrii szyjki trzpienia. Wartości współczynnika tarcia dla obu par trących są na zbliżonym poziomie  $\mu = 0,2 \pm 0,25$ . Jednakże dla głowy o większej średnicy  $\varnothing 48$  mm i panewki metalowej obserwuje się znacznie większy moment tarcia, aniżeli w przypadku głowy o mniejszej średnicy.

axis shifted by 2 mm right to the stem neck symmetry axis. The values of friction coefficient for the two pairs are comparable and amount to  $\mu = 0,2 \pm 0,25$ . However, a slightly greater value of the friction moment may be observed for the head with the diameter of 48 mm and metal acetabulum than for the head with the smaller diameter.

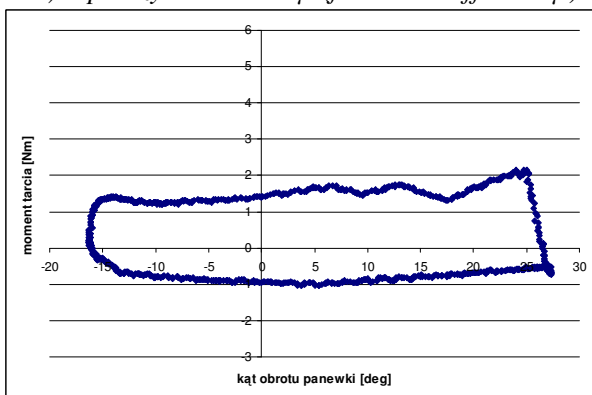
**Główka CoCrMo / Panewka UHMWPE  $\varnothing 28$  mm**  
CoCrMo head / UHMWPE acetabulum  $\varnothing 28$  mm



a) siła docisku  $F_d$  (pressure force  $F_d$ )

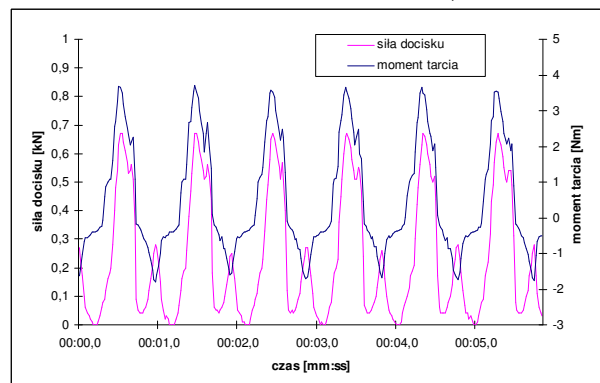


c) współczynnik tarcia  $\mu$  (friction coefficient  $\mu$ )

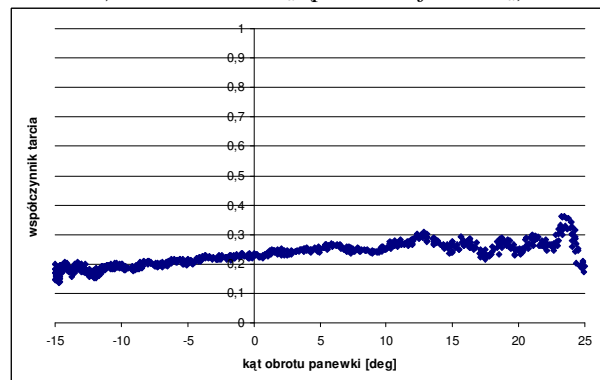


e) moment tarcia  $M$  (friction moment  $M$ )

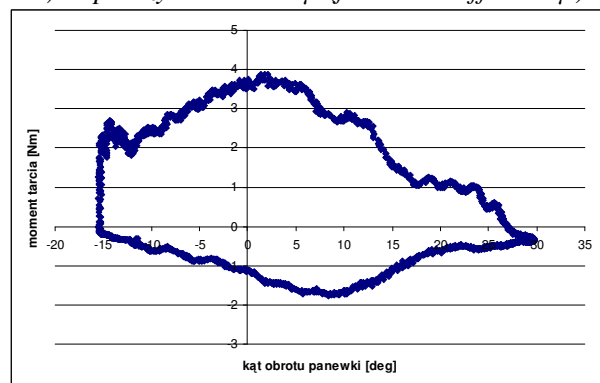
**Główka CoCrMo / Panewka metalowa  $\varnothing 48$  mm**  
CoCrMo head / Metal acetabulum  $\varnothing 48$  mm



b) siła docisku  $F_d$  (pressure force  $F_d$ )



d) współczynnik tarcia  $\mu$  (friction coefficient  $\mu$ )



f) moment tarcia  $M$  (friction moment  $M$ )

Rys. 8. Wyniki pomiarów i obliczeń dla głów endoprotez o różnych średnicach – zakres kąta obrotu ( $-15^\circ/+25^\circ$ )

Fig. 8. Results of measurements and calculations for endoprosthesis heads with various diameters - the range of rotating angle ( $-15^\circ/+25^\circ$ )



Na rysunku 8 zestawiono wyniki testów otrzymane po odsunięciu panewki od środka obrotu przy zakresie kąta obrotu ( $-15^\circ/+25^\circ$ ). Podobnie jak dla przypadków przedstawionych powyżej, także w tym teście otrzymano podobne wartości współczynnika tarcia dla różnych par trących (metal/polimer oraz metal/metal), natomiast różne są wartości momentów tarcia.

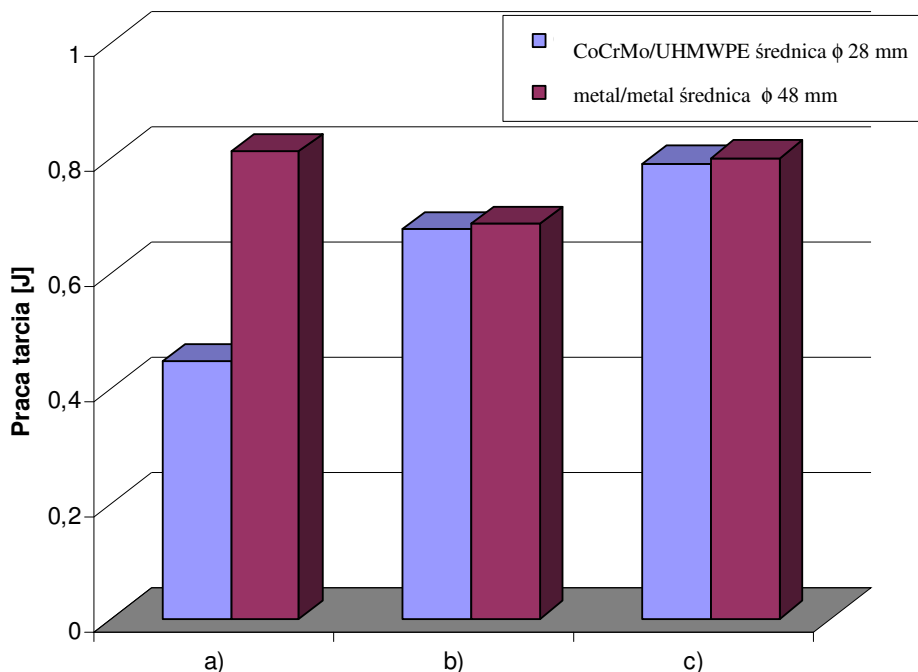
Wartości pracy tarcia dla głowy o średnicy  $\varnothing 28$  mm,  $\varnothing 48$  mm i panewek wykonanych z: polietylenu UHMWPE oraz panewek metalowych zestawiono na rysunku 9.

Z przeprowadzonych pomiarów wynika, iż zastosowanie panewek metalowych i głów o dużej średnicy powoduje wzrost wartości momentu tarcia i pracy tarcia, co jest spowodowane głównie zwiększeniem powierzchni tarcia. Odchylenie panewki od osi obrotu powoduje wyraźny wzrost momentu tarcia głównie w przypadku głów o mniejszej średnicy. Dla głów endoprotez o większej średnicy zmiana położenia panewki (odchylenie od osi) skutkuje niewielkim wzrostem wartości pracy tarcia.

Fig. 8 presents tests results obtained following shift of the acetabulum from the rotation centre within the range of rotating angle ( $-15^\circ/+25^\circ$ ). As in the above-mentioned cases, values of friction coefficient for various friction pairs (metal/polymer and metal/metal) are also similar for this test. However, the values of friction moments are different.

The values of friction work for the head with the diameter of 28 mm and 48 mm and acetabulum cups made of UHMWPE and metal are presented in the fig. 9.

It results from the measurements that use of metal acetabulum cups and heads with large diameters causes increase of value of friction moment and work, which is mainly due to increase of the friction surface. The shift of acetabulum from the rotating axis causes distinct increase of the value of friction moment mainly in the case of heads with smaller diameters. For heads with larger diameters, the change in position of the acetabulum (shift from the axis) results in a slight increase of the friction work.



Rys. 9. Zestawienie wartości pracy tarcia dla głowy  $\varnothing 28$  mm i pary trącej CoCrMo/UHMWPE oraz głowy  $\varnothing 48$  mm i pary trącej metal-metal: a - panewka w osi obrotu ( $-20^\circ/+20^\circ$ ), b - panewka w osi obrotu ( $-15^\circ/+25^\circ$ ), c - panewka 2 mm w prawo od osi obrotu ( $-20^\circ/+20^\circ$ )

Fig. 9. The statement of values of friction work for head with the diameter of 28 mm and friction pair of CoCrMo/UHMWPE and head with the diameter of 48 mm and friction pair of metal-metal: a - acetabulum in the rotating axis ( $-20^\circ/+20^\circ$ ), b - acetabulum in the rotating axis ( $-15^\circ/+25^\circ$ ), c - acetabulum shifted 2 mm right from the rotating axis ( $-20^\circ/+20^\circ$ )

Kolejnym etapem badań było przeprowadzenie testu, na symulatorze, pary trącej składającej się z głowy ze stopu CoCrMo oraz panewki wykonanej z tego samego materiału. Zasymulowano ruch stawu biodrowego podczas chodu człowieka o masie ciała 90 kg. Po konsultacjach z pracownikami Kliniki Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii UM w Poznaniu ustalono zakres obrotu panewki ( $-20^{\circ}/+30^{\circ}$ ) przy pozycji startowej:  $-10^{\circ}$ . Obrót panewki realizowany był sinusoidalnie. Badanie prowadzono w wodzie destylowanej. Test zakończył się zatarciem pary trącej po 745000 cyklach (rys. 10-11 oraz 12).

Another stage of the research involved testing of a friction pair with heads of CoCrMo alloy and CoCrMo acetabulum with the use of the simulator. The authors simulated movement of the hip joint for a 90-kg man walking. Upon consultations with employees of the General Orthopaedics, Oncology and Traumatology Clinic of the Poznań University of Medical Sciences, the authors established the range of acetabulum rotation ( $-20^{\circ}/+30^{\circ}$ ) for the starting point of:  $-10^{\circ}$ . The acetabulum rotated in a sinusoidal manner. The test as conducted in distilled water. It ended with seizure of the friction pair upon completion of 745000 cycles (figs. 10-11 and 12).



Rys. 10. Głowa endoprotezy z widocznym śladem zatarcia oraz warstwą cementu kostnego na powierzchni  
*Fig. 10. Endoprosthesis head with visible seizure traces and bone cement on the surface*



Rys. 11. Panewka metalowa po teście zakończonym zatarciem  
*Fig. 11. Metal acetabulum after the test ending with seizure*



Rys. 12. Głowa endoprotezy po teście na symulatorze SBT-01 z widocznym śladem zatarcia  
*Fig. 12. Endoprosthesis head after the test with the use of SBT-01 simulator – visible traces of seizure*

W czasie trwania testu zaobserwowano wypłukiwanie cementu kostnego mocującego panewkę. Podobne zjawisko obserwuje się w badaniach klinicznych [10, 11], gdzie płyn synowialny wypłukuje cement z obszaru pomiędzy panewką, a kością miednicy, co jest bardzo częstą przyczyną obluźnienia się panewek.

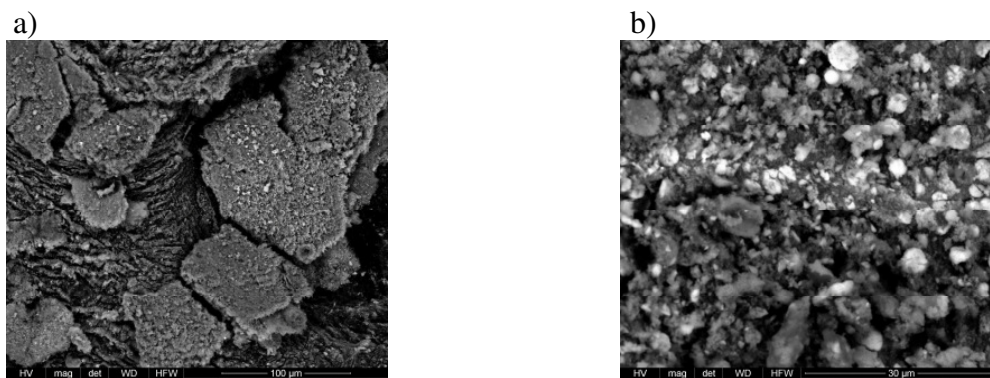
Po przeprowadzonym teście zbierano produkty zużycia, które poddano analizie mikrostrukturalnej oraz badaniu składu chemicznego za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) Inspect S firmy FEI wraz z mikroanalizatorem EDAX. Obrazy SEM zebranych cząstek przedstawiono na rysunku 13 a, b.

Na przedstawionych zdjęciach widoczne są produkty zużycia pochodzące z pary trącej CoCrMo/CoCrMo oraz z cementu kostnego. Rysunek 13a przedstawia widok skonglomerowanej mieszaniny produktów zużycia ciernego i cementu kostnego. Na rys. 13b przedstawiono strukturę pojedynczego konglomeratu. Przeprowadzona analiza składu chemicznego wykazała obecność dużej ilości C oraz obecności Ca (rys. 14), co potwierdza obecność cementu kostnego w mieszaninie produktów zużycia.

*During the test, rinsing put of bone cement fixing the acetabulum was observed. Similar phenomenon may be observed during clinical tests [10, 11], when synovial liquid rinses out cement from the area between the acetabulum and pelvis bone, which is a very common cause of acetabulum loosening.*

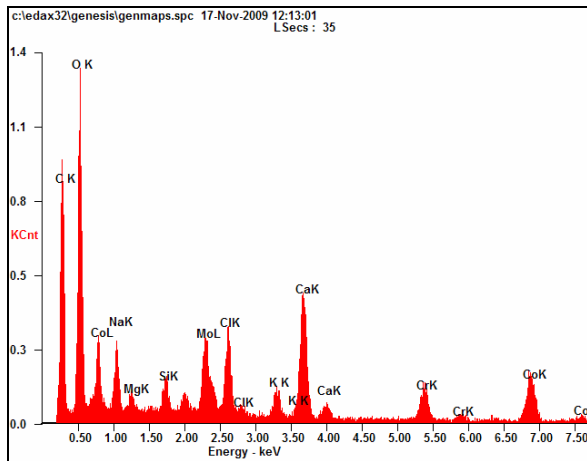
*After the test, wear products were collected and subject to microstructural analysis and testing of chemical composition with the use of a scanning electron microscope (SEM) Inspect S manufactured by FEI, including microanalyser EDAX. SEM images of the collected particles are presented in the fig. 13 a, b.*

*The presented photographs depict wear products from CoCrMo/CoCrMo friction pair and bone cement. Fig. 13a present a view of conglomerate mixture of friction wear products and bone cement. Fig. 13b presents a structure of a single conglomerate. The analysis of chemical composition confirmed presence of large quantities of C and presence of Ca (fig. 14), which confirms the presence of bone cement in the mixture of wear products.*



Rys. 13. Obrazy SEM produktów zużycia pary trącej metal-metal  
 a) skonglomerowana mieszanina produktów zużycia ciernego i cementu kostnego,  
 b) struktura pojedynczego konglomeratu

*Fig. 13. SEM images of wear products from metal-metal friction pair  
 a) a conglomerate mixture of friction wear products and bone cement,  
 b) a single conglomerate structure*



Rys. 14. Wyniki analizy składu chemicznego powstałych produktów zużycia  
 Fig. 14. Results of analysis of chemical composition of wear products

Element	WT%	At%
<b>CK</b>	41.20	56.76
<b>OK</b>	31.99	33.10
<b>NaK</b>	02.99	02.15
<b>MgK</b>	00.58	00.39
<b>SiK</b>	00.78	00.46
<b>MoL</b>	04.89	00.84
<b>CaK</b>	02.40	01.12
<b>KK</b>	01.07	00.45
<b>CaK</b>	04.97	02.05
<b>CrK</b>	02.68	00.85
<b>CoK</b>	06.44	01.81
<b>Matrix</b>	Correction	ZAF

## 5. WNIOSKI

Wstępnie przeprowadzone badania symulacyjne wykazały wpływ wzajemnego ustawienia elementów endoprotezy stawu biodrowego na wartości momentu tarcia. Zastosowanie panewek metalowych i głów o dużej średnicy powoduje wzrost wartości momentu tarcia, a co za tym idzie wartości pracy tarcia.

Dla małych głów obserwuje się wyraźny wzrost momentu tarcia w przypadkach, gdy panewki odchyłono od osi obrotu. Zmiana położenia panewek z głowami o większych średnicach, powoduje niewielki wzrost pracy tarcia.

W trakcie prowadzenia badań zaobserwowano wypłukiwanie się cementu kostnego z obszaru pomiędzy panewką, a kością miednicy. Wypłukane cząstki cementu kostnego przyspieszyły zatarcie elementów ciernych endoprotezy.

Przedstawione wyniki badań zostaną wykorzystane w pracach i badaniach prowadzonych w Instytucie Obróbki Plastycznej w Poznaniu w zakresie badania wpływu wzajemnego ustawienia komponentów endoprotezy stawu biodrowego na trwałość implantów. Prace prowadzone są przy współpracy z Kliniką Ortopedii Ogólnej, Onkologicznej i Traumatologii, Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu.

## 5. CONCLUSIONS

The preliminary simulation tests proved influence of mutual arrangement of hip endoprosthesis elements upon value of friction moment. The use of metal acetabulum and heads with larger diameters causes increase of value of friction moment and, consequently, increase of value of friction work.

A visible increase of friction moment is observed for small heads in the cases, in which acetabulum cups were shifted from the rotating axis. The change on position of acetabulum cups with heads of larger diameters causes a slight increase of friction work.

During the tests, the authors observed rinsing out of bone cement from the area between the acetabulum and pelvis bone. The particles of bone cement as rinsed out accelerated seizure of friction elements of the endoprosthesis.

The presented test results will be used in studies and research conducted in the Metal Forming Institute in Poznań for the purposes of testing of mutual influence of positioning of hip endoprosthesis elements upon durability of implants. The research is conducted in cooperation with the General Orthopaedics, Oncology and Traumatology Clinic of the Poznań University of Medical Sciences.

**Podziękowania**

*Autorzy dziękują Pani prof. dr hab. inż. Monice Gierzyńskiej-Dolnej za pomoc w realizacji pracy.*

**Courtesy**

*The authors would like to thank Mrs Prof. Monika Gierzyńska-Dolna D.Sc., Ph.D. for assistance in the research.*

**LITERATURA/REFERENCES**

- [1] Archibeck M.J., Jacobs J.J., Black J.: Alternate Bearing Surfaces in Total Joint Arthroplasty. *Clinical Orthopedics and Related Research*: 2000, 379: 12-21.
- [2] New Hip Replacement Technology Could Substantially Reduce Repeat Surgeries *Orthopedic Technology Review*, New York Jan 28, 2000, 24.
- [3] Agarwal S., Metal-on-metal large diameter head total hip replacement, *Medicine Update*: vol. 15, no. 9.
- [4] Thomas P., Schmarlzried The role of large diameter bearings in total hip arthroplasty, 2007 DePuy international limited.
- [5] Ozwoniarek J., Wiśniewska-Weinert H., Lisowski J., Kędzia Ł.: Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów, Część II. Stanowisko do badań zużyciowych elementów endoprotez stawu biodrowego, *Obróbka Plastyczna Metali* 2007 t. XVIII, nr 1.
- [6] [http://www.chifa.com.pl/\\_files/pacjenci/nawigacja\\_stawu\\_biodrowego\\_pl.pdf](http://www.chifa.com.pl/_files/pacjenci/nawigacja_stawu_biodrowego_pl.pdf).
- [7] Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip: a mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61:639.
- [8] Kiyama T., Naito M., Shitama H., Maeyama A., Effect of Superior Placement of the Hip Center on Abductor Muscle Strength in Total Hip Arthroplasty *The Journal of Arthroplasty* 2009 vol. 24 no. 2.
- [9] Charnley J., *Clin Ortho Rel Res* 1975;111:105–20, Pazzaglia UE, Ghisellini F, Barbieri D, Cecilian L. *Arch OrthoTraum Surg* 1988;107:195–202,33.
- [10] Leshchynsky V., Soifer Y., Wierusz-Kozłowska M., Markuszewski J., Woźniak W., Bielousova O., Wiśniewska-Weinert H., Badania doświadczalne zużycia główki endoprotezy stawu biodrowego ze stopu kobalt-chrom oraz z tlenku tytanu, *Obróbka Plastyczna Metali* 2009 t. XX nr 4.
- [11] Yan Y., Neville A., Dowson D., Williams S., Fisher J., Effect of metallic nanoparticles on the biotribocorrosion behaviour of Metal-on-Metal hip prostheses, *Wear* 267 (2009) 683–688.