

## CHARAKTERYSTYKI TRIBOLOGICZNE POLIETYLENU UHMWPE STOSOWANEGO NA WKŁADKI ENDOPROTEZ STAWU KOLANOWEGO

MAREK JAŁBRZYKOWSKI\*, ALEKSANDER IWANIAK\*\*, JAN R. DĄBROWSKI\*, PIOTR WOJCIECHOWSKI\*\*\*, DAMIAN KUSZ\*\*\*

\* KATEDRA MATERIAŁOZNAWSTWA, POLITECHNIKA BIAŁOSTOCKA, 15-351 BIAŁYSTOK, UL. WIEJSKA 45C

\*\* KATEDRA NAUKI O MATERIAŁACH, POLITECHNIKA ŚLĄSKA, 40-019 KATOWICE, UL. KRASIŃSKIEGO 8

\*\*\* KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDII I TRAUMATOLOGII NARZĄDÓW RUCHU, ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA, 40-635 KATOWICE, UL. ZIOŁOWA 45/47

### Streszczenie

*W pracy przedstawiono wyniki badań tribologicznych wkładki endoprotezy stawu kolanowego wykonanej z polietylenu UHMWPE. Wkładkę do badań uzyskano po zabiegu reimplantacji, po dwuletnim okresie jej użytkowania. Badania prowadzono na standardowym testerze tribologicznym typu trzpień/tarcza.*

*W pierwszym etapie badań właściwości tribologicznych polietylenowej wkładki wykonano testy w warunkach tarcia technicznie suchego. Następnie przeprowadzono próby tarcia z udziałem naturalnej cieczy stawowej. Z uwagi na zróżnicowany rozkład nacisków panujący na powierzchni polietylenowej wkładki, podczas jej pracy w rzeczywistych warunkach, próbki polietylenu pobrano z różnych miejsc powierzchni roboczej wkładki. Porównawczo wyznaczono właściwości tribologiczne polietylenu z miejsc nieobciążonych. Otrzymane wyniki badań tarcia wskazują na zróżnicowane właściwości tribologiczne badanych próbek.*

*Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),136-140*

### Wprowadzenie

Zmiany zwyrodnieniowe stawów obserwuje się już u pacjentów w wieku około 15 lat. Wraz z wiekiem wzrasta procentowy udział chorych w populacji. U ludzi powyżej 60 roku życia choroba zwyrodnieniowa stawów stanowi 50 - 60 % wszystkich przewlekłych chorób i po schorzeniach układu krążenia jest najczęstszą przyczyną inwalidztwa [1]. Istnieje kilka wypracowanych metod leczenia schorzeń zwyrodnieniowych stawów: począwszy od usprawniania ruchowego, leczenia farmakologicznego, a skończywszy na technikach operacyjnych. Należy jednak zaznaczyć, że obecnie jedynie zastąpienie endoprotezą, chorobowo zmienionego stawu, uwalnia chorego od bólu i przywraca pełną ruchomość stawu oraz daje szansę na powrót do normalnej aktywności życiowej [1,3].

Problem trwałości endoprotez stawu kolanowego dotyczy przede wszystkim ruchomych, współpracujących ze sobą, ich części, które z jednej strony narażone są na tarcie i zmienne, dynamiczne obciążenia, a z drugiej na korozyjne oddziaływanie płynów ustrojowych, między innymi maziowego. Analiza procesów niszczenia zarówno polietylenowej wkładki, jak i zjawisk zachodzących w warstwie wierzchniej części metalowej oraz ich wpływ na niszczenie samej wkładki, powinna wnieść istotny wkład w wyjaśnienie zjawisk biotribologicznych endoprotez stawu kolanowego [4,7].

## THE TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF A POLYETHYLENE UHMWPE OF AN ENDOPROSTHESIS FOR A KNEE JOINT

MAREK JAŁBRZYKOWSKI\*, ALEKSANDER IWANIAK\*\*, JAN R. DĄBROWSKI\*, PIOTR WOJCIECHOWSKI\*\*\*, DAMIAN KUSZ\*\*\*

\* KATEDRA MATERIAŁOZNAWSTWA, POLITECHNIKA BIAŁOSTOCKA, 15-351 BIAŁYSTOK, UL. WIEJSKA 45C

\*\* KATEDRA NAUKI O MATERIAŁACH, POLITECHNIKA ŚLĄSKA, 40-019 KATOWICE, UL. KRASIŃSKIEGO 8

\*\*\* KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDII I TRAUMATOLOGII NARZĄDÓW RUCHU, ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA, 40-635 KATOWICE, UL. ZIOŁOWA 45/47

### Abstract

*The paper presents the results of investigating the tribological properties of a knee joint endoprosthesis insert made of the UHMWPE. The insert was obtained during the procedure of reimplantation from an endoprosthesis used by a patient for a period of two years.*

*In the first stage of the examination, tests were carried out under conditions of dry friction. Then, friction tests were conducted in the presence of a natural synovial fluid. Since in real conditions the stress distributions throughout the surface of the polyethylene insert vary, polyethylene samples were taken from different areas of the insert's working surface. The tribological properties of polyethylene in areas not subjected to load were determined by comparison.*

*The results obtained from friction tests indicate diverse tribological properties of the samples investigated, depending on the sampling location.*

*[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),136-140]*

### Introduction

Human joints atrophy is observed even in patients of about 15 years of age. With progressing age, the percentage of patients in the population increases. In patients at the age of over 60, the degenerative joint disease constitutes 50-60% of all chronic diseases and is one of the most frequent causes of disablement, second only to cardiovascular system diseases [1]. There are a few treatment methods for the degenerative joint disease, from improving motor activities and pharmaceutical treatment to operational techniques. However, it should be noted that in the current stage of medical knowledge, it is only the replacement of an ill joint with an endoprosthesis that removes pain and restores full mobility of the joint, giving the patient a chance to return to normal life activities [1,3].

The problem of endoprostheses' durability concerns first of all their mobile parts which are exposed to friction and variable dynamic loads, and at the same time to a corrosive influence of systemic fluids, including synovial fluid. An analysis of wear processes of the polyethylene insert, the phenomena occurring in the surface layer of the metal part, as well as their influence on the wear of the insert itself should contribute in a significant way to explaining the biotribological processes in endoprostheses of the knee joint [4,7].

## Materiały i metodyka badań

Do badań wykorzystano endoprotezę po dwu letnim okresie jej użytkowania, pozyskaną po zabiegu reimplantacji. Dla celów badań, z polietylenowej wkładki, pobrano próbki w postaci trzpień. Ponieważ w analizowanym węźle tarcia endoprotezy największemu zużyciu ulega polietylen, właściwości tribologiczne części metalowej implantu pominięto. Z tego powodu, jako przeciwpróbki wykorzystano tarcze ze stali NC6. Parametry materiałowe elementów pary trącej przedstawiono w TABELI 1.

Ponieważ wstępna ocena makroskopowa powierzchni polietylenu wykazała zróżnicowany stopień jego zużycia, próbki do badań wycięto z różnych miejsc roboczej powierzchni wkładki. Badaniom poddano także polietylen z miejsc nieobciążonych. Miejsca pobrania próbek do badań oraz opis badanych powierzchni przedstawiono na RYS.1.

Badania tribologiczne przeprowadzono z wykorzystaniem standardowego testera tarcowego typu trzpień/tarcza (RYS.2.). Celem tych badań była ocena właściwości tribologicznych przygotowanych próbek polietylenu. Należy dodać, że dla celów określenia właściwości użytkowych badanego polietylenu UHMWPE wykonano wstępne testy, w warunkach tarcia technicznie suchego. W dalszej części eksperymentu wykonano badania z udziałem naturalnej cieczy stawowej. Ciecz stawową pobrano od chorego z gonartrozą pierwotną.

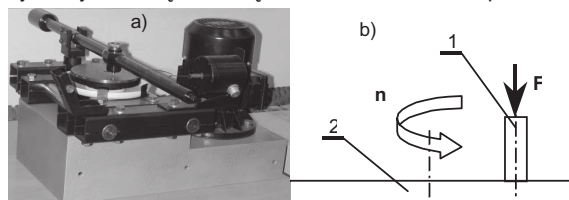
Po wstępnych testach tarcowych ustalono następujące parametry badań: nacisk jednostkowy  $p=4, 6, 10, 15$  [MPa], prędkość ślizgania  $v=0,15$  [m/s] oraz czas tarcia  $t=3, 5, 8$  [h].

Za miarę właściwości tribologicznych polietylenu przyjęto wartość współczynnika tarcia oraz zużycie masowe przygotowanych próbek. Zużycie masowe próbek polietylenu oceniano za pomocą wagi cyfrowej Mettler Toledo typ XS205DV z dokładnością do  $1 \cdot 10^{-5}g$ .

## Wyniki badań i dyskusja

Wyniki badań tarcowych wskazują na zróżnicowane charakterystyki tribologiczne badanych próbek polietylenu. Wykonane testy w warunkach tarcia technicznie suchego wykazały, że wraz ze wzrostem nacisków jednostkowych nastąpił spadek współczynnika tarcia (RYS.3.). Największy współczynnik tarcia uzyskano dla obciążenia jednostkowego wynoszącego 6 [MPa].

Jednocześnie uzyskano odwrotną proporcjonalność w odniesieniu do zużycia masowego próbek. (RYS.4.). Przy maksymalnym obciążeniu węzła tarcia, któremu odpowiada

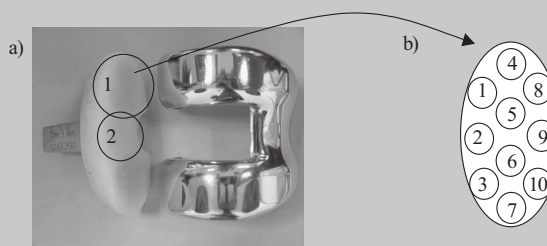


**RYS. 2. Aparat trzpień/tarcza:** a) widok ogólny urządzenia, b) schemat węzła tarcia; 1, 2 - elementy pary tarcowej (trzpień-polietylen UHMWPE/tarcza-stal NC6).

**FIG. 2. Shank/disk tribometer used for the investigation:** a) general view, b) diagram of friction area; 1, 2 - components of the friction couple (shank- UHMWPE polyethylene/disk - NC6 steel).

Element pary Friction couple	Oznaczenie/cecha Parameters	
	Materiał Material	Wymiary Size
Próbka (trzpień) Sample (pin)	Polietylen Polyethylene UHMWPE	Ř 4 x 5
Przeciwpróbka (tarcza) Counter samples (disk)	Stal NC6 Steel NC6	Ř 150 x 10

**TABELA 1. Parametry materiałowe elementów pary trącej użytych w badaniach.**  
**TABLE 1. Material parameters for the friction couple used in the investigation.**



**RYS. 1. Endoproteza wykorzystana do badań:** a) widok ogólny z zaznaczonymi miejscami pobrania próbek polietylenu: 1-powierzchnia robocza (PR); 2-powierzchnia nieobciążona (swobodna) wkładki (PS); b) miejsca pobrania próbek z powierzchni roboczej wkładki (PR).

**FIG. 1. Investigated endoprosthesis of the knee joint:** a) general view: 1-working surface (PR); 2-unloaded (free) insert surface (PS); b) polyethylene sampling locations on the insert working surface (PR).

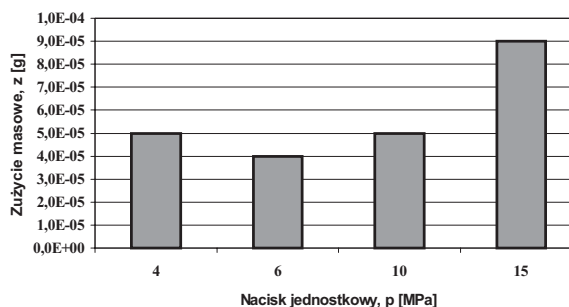
## Research materials and methodology

For the investigation, an endoprosthesis after 2 years of use was obtained from a patient during the reimplantation procedure. In order to test friction, shank-shaped samples were taken from the insert. Since in the analyzed endoprosthesis friction area, it is polyethylene that is subject to wear, tribological properties of a metal element of the implant were not taken into account. For this reason, disks used as counter samples were made of NC6 tool steel, i.e. a material of much greater abrasion resistance than polyethylene. Material parameters for elements of the friction couple are presented in TABLE 1.

Since a preliminary macroscopic evaluation of the polyethylene surface indicated a varied degree of its wear, samples for the investigation were cut out from different locations of the insert's working area. Polyethylene from areas not subjected to load was examined as well. The sampling locations and a description of the investigated areas are presented in FIG.1.

Tribological investigations were carried out by means of a standard shank/disk friction testing device (FIG.2.). The purpose of these investigations was to evaluate the tribological properties of the polyethylene samples prepared. It should be noted that in order to recognize operational properties of the UHMWPE after its use, preliminary investigations of dry friction were carried out. In further part of the experiment,

minimalna wartość współczynnika tarcia, uzyskano największą wartość zużycia masowego. Może to być wynikiem mikrodeformacji plastycznych powierzchni czołowej próbki i łatwiejszego jej ścinania, co skutkuje mniejszymi wartościami współczynnika tarcia. Prowadzi to również do wzrostu rzeczywistej powierzchni kontaktu. W efekcie następuje spadek nacisków jednostkowych. Jednak stosunkowo wysokie wartości nacisków destrukcyjnie działają na materiał. Analiza uzyskanych wyników może skłaniać także do wniosku, że istnieje pewna wartość obciążenia, dla analizowanego węzła tarcia, zawierająca się pomiędzy 6 a 10 [MPa], gdzie przy niewielkich oporach ruchu może nastąpić niewielkie zużycie materiału.

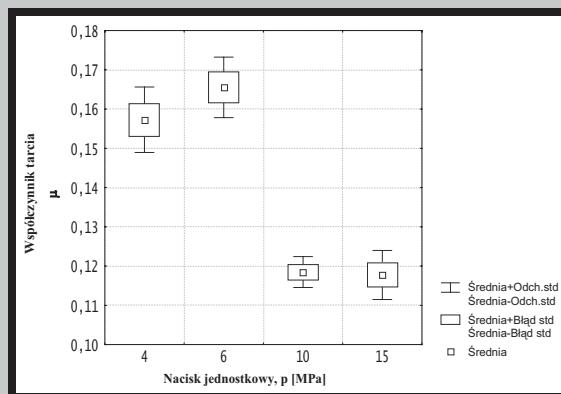


**RYS. 4. Zużycie masowe próbek w funkcji nacisków jednostkowych (próbki z powierzchni nieobciążonych - PS, czas tarcia t=5 h).**  
**FIG. 4. Weight consumption of the samples as a function of unit pressures (polyethylene samples taken from unloaded insert surfaces -PS, time=5h).**

W drugim etapie badań przeprowadzono testy tribologiczne z udziałem naturalnej cieczy stawowej (CS). Uzyskane dane wskazują, że w przypadku powierzchni nieobciążonych, które można porównać, do materiału wyjściowego (przed operacją implantacji), ciecz stawowa niekorzystnie wpływa na warunki tarcia (PS i PS+CS) (RYS.5.). Może to świadczyć o niepożądanym obecności takiej cieczy w sztucznym stawie z uwagi na trwałość elementów roboczych. W odniesieniu do powierzchni roboczych (PR) polietylenowej wkładki endoprotezy, ciecz stawowa, pomimo, iż była chorobowo zmieniona, zmniejsza opory ruchu. Taki stan może być spowodowany osłabionymi (pierwotnie dużo lepszymi) właściwościami mechanicznymi eksploatowanej już wkładki polietylenowej, co objawia się między innymi mniejszą odpornością na naprężenia ścinające. Obecność cieczy stawowej w takim węźle tribologicznym polepsza warunki tarcia.

Wykonane testy ujawniły, że właściwości tribologiczne badanych próbek zależą, m.in. od miejsca pobrania próbki. Na RYS.6. przedstawiono wyniki pomiaru współczynnika tarcia dla próbek pobranych z miejsc oznaczonych cyfrą 4 i 6 - z powierzchni roboczej wkładki.

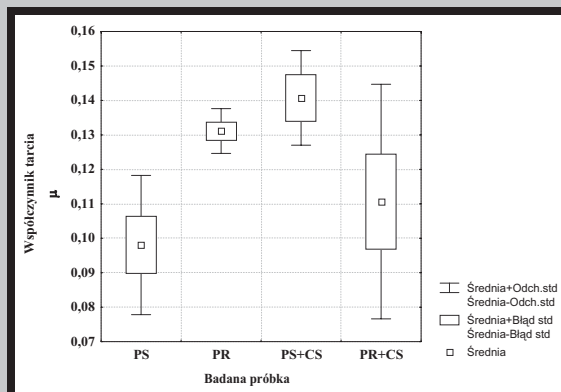
W przypadku próbki pobranej z miejsca oznaczonego jako 6 w początkowym etapie testu następuje przyrost wartości współczynnika tarcia. Jednak w dalszym etapie obserwuje się jego spadek do wartości minimalnej, wynoszącej około 0,05. Natomiast dla próbki pobranej z miejsca 4 po początkowym gwałtownym przyroście wartości współczynnika tarcia, następuje najpierw jego stabilizacja na poziomie około 0,15, po czym pod koniec procesu znowu przyrost - do wartości około 0,18. Z przedstawionego wykresu jednoznacznie widać mniej korzystne charakterystyki tribologiczne próbki pobranej z miejsca 4.



**RYS. 3. Wartość współczynnika tarcia w funkcji nacisków jednostkowych (próbki z powierzchni nieobciążonych - PS, czas tarcia t=5 h).**  
**FIG. 3. Value of friction coefficient as a function of unit pressures (polyethylene samples taken from unloaded insert surfaces - PS, time t=5 h).**

tests were carried out in the presence of a natural synovial fluid. The synovial fluid was taken from a patient with primary gonarthrosis. After preliminary friction tests, the following investigation parameters were determined: unit pressure  $p=4, 6, 10, 15$  [MPa], sliding speed  $v=0,15$  [m/s] and friction time  $t=3, 5, 8$  [h].

The value of the friction coefficient and weight consumption of the samples taken were assumed as parameters defining the tribological properties of polyethylene. Weight consumption of the polyethylene samples was measured by means of a digital Mettler Toledo type XS205DV scale with an accuracy of  $1 \cdot 10^{-5}$  [g].



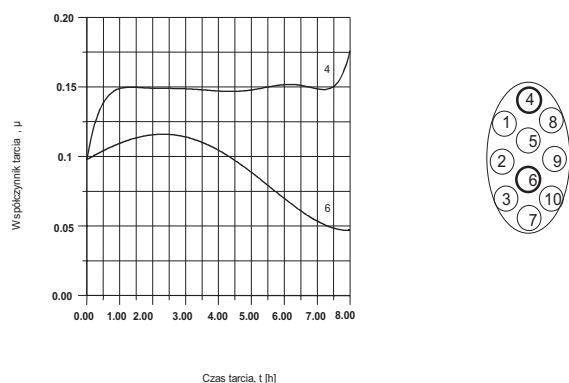
**RYS. 5. Porównanie wartości współczynnika tarcia dla próbek polietylenu: PS, PR - tarcie na sucho; PS+CS, PR+CS - tarcie w środowisku cieczy stawowej (czas tarcia t=8h, nacisk jednostkowy p=15 MPa).**

**FIG. 5. Comparison of friction coefficient values for samples of polyethylene: PS, PR - dry friction; PS+CS, PR+CS - in a synovial fluid environment (time t=8h, unit pressures p=15 MPa).**

## Investigation results and discussion

The results of friction investigations show varied tribological characteristics of the investigated polyethylene

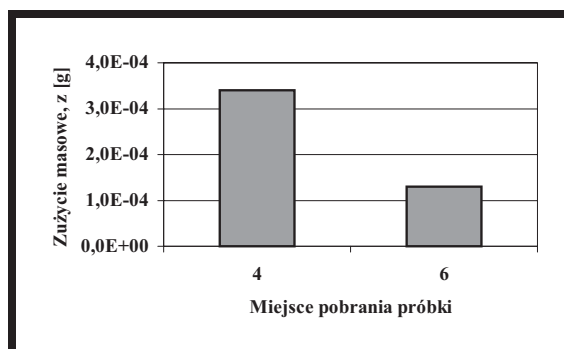




**RYS. 6. Wartości współczynnika tarcia dla próbek pobranych z różnych miejsc powierzchni roboczej wkładki (tarcie w środowisku CS, nacisk jednostkowy  $p=15$  MPa).**

**FIG. 6. Values of friction coefficient in the synovial fluid environment for samples taken from locations marked as 4 and 6, respectively, of the insert working area (friction in a synovial fluid environment CS, unit pressures  $p=15$  [MPa]).**

Wyniki badań zużycia masowego potwierdzają spostrzeżenia o mniej korzystnych charakterystykach tribologicznych próbki 4. Z wykresu na RYS.7 wynika większe zużycie próbki 4 (o ponad 100 %) w porównaniu do próbki 6. Powyższy fakt, może świadczyć o zróżnicowanym stopniu destrukcji materiału w różnych miejscach wkładki analizowanej endo-



**FIG. 7. Results of investigating the weight consumption for samples 4 and 6 (friction in the synovial fluid environment CS, time  $t=8$ h, unit pressures  $p=15$  [MPa]).**

**RYS. 7. Wyniki badań zużycia masowego dla próbek 4 i 6 (tarcie w środowisku CS, czas tarcia  $t = 8$  h, nacisk jednostkowy  $p=15$  MPa).**

protezy. Należy dodać, że próbka oznaczona jako 4 została pobrana od strony rzepki, tj. przedniej części stawu, zaś próbka 6 z części tylnej endoprotezy. Na tej podstawie można przypuszczać, że najbardziej narażone na zużycie są obszary przedniej części sztucznego stawu. Ulegają one większemu odkształceniu, a wkładka traci swoje pierwotne właściwości użytkowe, czego potwierdzeniem mogą być wyniki badań tarcia i zużycia próbek pobranych z różnych miejsc wkładki.

Uzyskane w trakcie omówionych badań wyniki należy traktować jako wstępne. Powinny one być punktem wyjścia do dalszych badań. Autorzy zdają sobie sprawę, że dopiero

samples. The tests conducted under dry friction conditions indicated that as unit pressures increased, the friction coefficient fell (FIG.3.). The highest friction coefficient was obtained for a unit pressure of 6 [MPa].

At the same time it was discovered that an increase in unit pressures led to higher weight consumption of the samples (FIG.4). At a maximum load of the analyzed friction area, corresponding to the minimal value of the friction coefficient, the highest weight consumption was obtained. This may be the result of plastic microdeformation of the sample's front area and its easier shearing, which results in lower values of the friction coefficient. It leads to a growth of the actual contact surface and, in consequence, to a decrease in unit pressures. An analysis of the results obtained may lead to a conclusion that there exists a load value for the analysed friction area within 6 and 10 [MPa], where with slight resistance to motion, little wear of the material may be observed. During the second stage of the investigations, tribological tests were carried out in the presence of a natural synovial fluid. The data obtained indicate that in the case of unloaded surfaces, which may be compared to the initial material (before implantation), the synovial fluid adversely affects the friction conditions (FIG.5). This may indicate undesirable presence of such fluid in an artificial joint due to the durability of working parts. As regards the working surfaces (PR) of the polyethylene endoprosthesis insert, the synovial fluid, although pathologically changed, reduces resistance to motion. Such condition may be caused by weakened mechanical properties of the already used polyethylene insert, which manifests itself, inter alia, in lower resistance to shear stress. Presence of the synovial fluid in this friction area improves friction conditions.

The tests conducted have revealed that tribological properties of the investigated samples depend on the sampling location. The friction coefficient assumes different values, depending on the sampling location. In FIG.6, the results of friction coefficient measurements are presented for samples taken from locations marked with 4 and 6 of the insert working area.

For the sample taken from the location marked as 6 the friction coefficient value goes up in the initial stage of investigation. In further stages, however, its value decreases to a minimum of about 0.05. For the sample taken from the location marked as 4, after an initial abrupt increase of the friction coefficient, it stabilizes at about 0.15, and near the end of the process it increases again to ca. 0.18. As can be clearly seen from the chart below, the tribological properties are less favourable for the sample taken from location 4. Also, the weight consumption of sample 4 was by over 100% greater than for sample 6.

The results of investigating the weight consumption confirm the observations concerning less favourable tribological characteristics of sample 4. The chart in FIG.7 indicates greater wear of sample 4 than of sample 6. This fact may indicate a varied degree of material destruction in different parts of the analyzed endoprosthesis insert. It should be mentioned that sample 4 was taken from the area next to the patella, i.e. the front side of the joint, whereas sample 6 from the back part of the endoprosthesis. Based on this information, one can assume that areas of the front part of an artificial joint are most vulnerable to wear. They are subject to greater deformation and the insert loses its original operational properties, the confirmation of which are the results of friction and wear investigations for samples taken from different insert locations.

The results obtained in the investigation discussed should be treated as preliminary ones. They should constitute a starting point for further research. The authors are aware of

bardziej kompleksowe badania, większej ilości materiałów endoprotez, upoważni do formułowania ogólniejszych wniosków.

## Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników badań i przeprowadzonej analizy można sformułować następujące wnioski:

1. Stwierdzono, że w warunkach tarcia technicznie suchego, wraz ze wzrostem nacisków jednostkowych, następuje spadek wartości współczynnika tarcia i jednoczesny wzrost masowego zużycia próbek. Zwrócono uwagę na możliwość wystąpienia granicznego punktu nacisków jednostkowych, przy którym mogą występować optymalne warunki tarcia, charakteryzujące się minimalnym zużyciem materiału.
2. Wyniki testów z udziałem naturalnej cieczy stawowej (właściwości i skład zmienione przez chorobę zwyrodnieniową) wskazują na jej niekorzystny wpływ podczas tarcia z wykorzystaniem materiału pobranego z powierzchni nieobciążonych. Podczas badań z udziałem próbek pobranych z powierzchni roboczych obserwowano korzystny wpływ tej cieczy na wartości współczynnika tarcia i zużycie masowe próbek.
3. Powierzchnia robocza polietylenowej wkładki podlega zróżnicowanym warunkom pracy, co przejawia się różnym stopniem jej destrukcji. W badanej endoprotezie obszarem narażonym na największe warunki wymuszeń zewnętrznych jest prawdopodobnie przednia część wkładki, od strony rzepki.
4. Otrzymane wyniki należy traktować jako wstępne i punkt wyjścia do dalszych badań.

## Podziękowania

*Praca naukowa finansowana ze środków Komitetu Badań Naukowych w latach 2004-2006 jako projekt badawczy nr 3 T08C 029 27.*

the fact that only investigation of a larger amount of experimental material may authorize them to draw more general conclusions.

## Conclusions

Based on the investigation results obtained and analyses carried out, one can formulate the following conclusions:

1. It has been found out that while investigating dry friction, with an increase in unit pressure a reduction takes place of the friction coefficient for non-deformed polyethylene, coupled with a simultaneous increase in its weight consumption. At the same time, it was noted that there might exist a boundary unit pressure point, when optimum friction conditions could occur, characterized by minimum material wear.
2. The results of tests in the presence of a natural synovial fluid (properties and composition changed as a result of a degenerative joint disease) indicate its adverse effect during friction of non-deformed polyethylene. In later periods of operation, a favourable influence of the fluid on wear and friction coefficient reduction were noted.
3. The working surface of a polyethylene insert is exposed to diverse operating conditions, which manifests itself in a different degree of its deformation. In the investigated endoprosthesis, the most deformed insert area was the one on the side of the patella. This area is probably subject to the greatest stresses while working.
4. The results obtained in the investigation discussed should be treated as preliminary ones.

## Acknowledgements

*This work was supported by State Committee of Scientific Research (grant No. 3 T08C 029 27 in years 2004-2006).*

## Piśmiennictwo

- [1] Górecki A.: Problemy leczenia zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego i kolanowego. Dekada kości i stawów 2000-2010, Kraków 2000, 22-32.
- [2] Górecki A.: Alloplastyka stawu kolanowego, Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., 1998, LXIII supl 1, 84-90.
- [3] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
- [4] Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.

## References

- [5] J. Cawley, J. E. P. Metcalf, A. H. Jones, T. J. Band, D. S. Skupien: A tribological study of cobalt chromium molybdenum alloys used in metal - on - metal resurfacing hip arthroplasty, Wear, 255 (2003), 999-1006.
- [6] Gierzyńska-Dolna M.: Mechanizm zużycia endoprotezy saneczkowej stawu kolanowego, Biology of Sport 1998, vol. 15, sup. 8, 27-32.
- [7] Ayers D. C.: Maximizing ultra high molecular weight polyethylene performance in total knee replacement, Instr Course Lect. 2001, 50, 421-429.