

Mgr inż. Justyna WENDLAND, prof. dr hab. inż. Monika GIERZYŃSKA-DOLNA,  
mgr inż. Tomasz RYBAK, Tomasz WIŚNIEWSKI  
Instytut Obróbki Plastycznej, Poznań  
Dr inż. Bogusław RAJCHEL  
Instytut Fizyki Jądrowej PAN, Kraków

# Badania nad opracowaniem nowego biomateriału przeznaczonego na elementy endoprotez stawu biodrowego

## *Investigation for a new biomaterial for the hip endoprotheses elements*

### **Streszczenie**

Prace podzielić można na dwa zagadnienia. Pierwsze zawiera analizę literaturową, na podstawie której autorzy przedstawili historię endoprotezoplastyki stawu biodrowego oraz przygotowali podział i charakterystykę stosowanych w praktyce lekarskiej endoprotez stawu biodrowego. Druga część pracy przedstawia wyniki badań własnych nad modyfikacją warstwy wierzchniej polietylenu o ultrawysokiej masie cząsteczkowej stosowanego na komponenty panewkowe. Zastosowana modyfikacja polegała na implantacji powierzchni próbek polietylenowych jonami Ar, B, C lub na wzmocnieniu jej siatką z włókien ze stali nierdzewnej.

### **Abstract**

*The paper consists of two parts. The first is a literature analysis basing on which the authors have presented the history of hip endoprosthesis making and a characteristics of the hip endoprotheses used in medical practice. The other part of the work presents the results of the Institute's own investigation concerning the modification of the surface layer of a ultra high molecular weight polyethylene used for the acetabulum component. The modification applied consisted in implantation of polyethylene sample surfaces with Ar, B, C ions or its reinforcement with a network of stainless steel fibres.*

**Słowa kluczowe:** endoprotezy stawu biodrowego, implantacja jonowa, badania tribologiczne

**Key words:** hip endoprotheses, ion implantation, tribological investigation

## **1. WSTĘP**

Artykuł opracowano na podstawie wyników prac prowadzonych w Instytucie Obróbki Plastycznej w roku 2008 w ramach własnych badań statutowych. Prace te były kontynuacją podjętego w roku 2004 tematu badawczego, który dotyczył optymalizacji węzłów trących endoprotez z zastosowaniem nanowarstw o korzystnych własnościach tribologicznych, przeznaczonych na implanty oraz budowy stanowiska badawczego.

W ramach realizacji ww. tematu, w latach 2004-2008, zespół konstruktorów i badaczy Instytutu pod kierunkiem dr Hanny Wiśniewskiej-Weinert, prof. Moniki Gierzyńskiej-Dolnej oraz prof. Volfa Leshchynskiego opra-

## **1. INTRODUCTION**

*The paper has been elaborated on the basis of the results of works conducted in the Metal Forming Institute within its own statutory investigation. The works were a continuation of the investigation subject started in 2004 concerning optimisation of friction nodes of the endoprotheses with the use of nanolayers of advantageous tribological properties and construction of testing bench.*

*In the period of 2004–2008, a team of designers and researchers headed by dr Hanna Wiśniewska-Weinert, prof Monika Gierzyńska-Dolna and prof Volf Leshchynski has elaborated the SBT-01 simulator intended for examination of the friction elements of the hip*

cował i wdrożył do badań symulator SBT-01 przeznaczony do badań elementów ciernych endoprotez stawu biodrowego oraz przygotował do wdrożenia symulator SBT-02 do badania elementów ciernych endoprotez stawu kolanowego.

Przeprowadzono również szeroką analizę literaturową zagadnień związanych z endoprotezami stawów człowieka, obejmującą: wymagania materiałowe i konstrukcyjne endoprotez, przyczyny zużycia elementów endoprotez, wpływ powstających produktów zużycia na zdrowie pacjenta, trendy w światowych badaniach nad nowymi endoprotezami stawu biodrowego itd.

Nawiązano także współpracę z zespołem lekarzy z Katedry i Kliniki Ortopedii i Traumatologii Ortopedyczno-Rehabilitacyjnego Szpitala Klinicznego nr 4 im. Wiktora Degi w Poznaniu pod kierunkiem prof. dr hab. Małgorzaty Wierusz-Kozłowskiej.

Zdobyta wiedza oraz doświadczenie pozwoliły zespołowi Instytutu podjąć prace związane z opracowywaniem nowych biomateriałów przeznaczonych na elementy endoprotez stawu biodrowego człowieka.

## 2. ROZWÓJ ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO I ICH PODZIAŁ

Pierwsza endoproteza stawu biodrowego powstała w końcu XIX wieku. Jej autorem był Theophilus Gluck, który w 1891 roku zastosował komponenty wykonane z kości słoniowej. Kolejnym etapem w wytwarzaniu endoprotez było zastosowanie przez Philipa Wiles'a w 1938 roku implantów metalowych oraz w tym samym roku przez Smiths'a i Petersen'a stopu CoCr zwanego Vitalium. W latach 40-tych XX wieku podjęto próby zastosowania innych materiałów w endoprotezoplastyce: szkła, tworzyw sztucznych, pyrexu czy akrylu. Wszystkie takie próby, ze względu na niską wytrzymałość, kończyły się niepowodzeniami [1].

W latach 40-tych XX wieku Moore i Bohlan po raz pierwszy zastosowali komponenty udowe endoprotez mocowane w jamie szpikowej trzonu kości.

*prostheses and implemented it in investigation; the team has also prepared the implementation of the SBT-02 simulator intended for examination of friction elements of the knee endoprostheses.*

*A wide literature analysis of the problems related to the endoprostheses of human articulations has also been performed including: material and design requirements of the endoprostheses, reasons of wear of their elements, influence of the arising wear products on the patient's health, trends in the world investigations of new hip endoprostheses, etc. Co-operation has also been started with a team of medical doctors of the Wiktor Dega memorial Clinic of Orthopedics and Rehabilitation; the head of the team is Prof. M. Wierusz-Kozłowska.*

*The acquired knowledge and experience have allowed the Institute's team to start elaborating new biomaterials intended for the elements of the human hip endoprostheses.*

## 2. DEVELOPMENT OF THE HIP ENDO-PROSTHESES AND THEIR TYPES

*The first hip endoprosthesis was made at the end of the nineteenth century. The author was Theophilus Gluck who applied ivory components in 1891. The next milestone in the manufacture of endoprostheses was Philip Wiles' application of metal implants in 1938 and Smith and Petersen's application of CoCr alloy called Vitalium in the same year. Other materials like glass, plastics, pyrex and acryl were tried in the nineteen forties. The trials were not successful due to the low strength of those materials [1].*

*In the nineteen forties, Moore and Bohlan applied thigh elements of the endoprostheses fixed in the medulla cavity of the bone shank.*

Jednak dopiero od lat 60-tych XX w. nastąpił rozkwit tej procedury i jej powszechne stosowanie, co opisano w pracy [2].

W tablicy 1 przedstawiono ogólny zarys rozwoju kolejnych koncepcji endoprotezoplastyki stawu biodrowego [2].

Totalna endoprotezoplastyka stawu biodrowego stała się najczęściej wykonywaną procedurą ortopedyczną. Łącznie na świecie wykonuje się każdego roku powyżej 500 000 tego typu zabiegów. Jest ona 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.

Stosowane obecnie typy endoprotez stawu biodrowego podzielić można wg różnych kryteriów, które przedstawiono w tablicy 2.

However, rapid development of this procedure and its common application started as late as the nineteen sixties, which has been described in [2].

Table 1 presents an outline of the development of the individual concepts of the hip endoprosthesis [2].

THR (total hip replacement) has become the most often performed orthopedic procedure. Every year, over 500 000 such operations are performed in the world. It is used in the treatment of both primary degeneration changes and secondary ones, i.e. ones resulting from prior failure of the hip mechanics due to the pediatric diseases or a trauma of the motor organs.

The endoprosthesis types applied today can be divided according to various criteria which are presented in table 2.

Tablica 1. Rozwój różnych koncepcji endoprotezoplastyki [2]  
Table 1. The development of various endoprosthesis concepts [2]

Typ protezy <i>Prosthesis type</i>	Lata 60 <i>Sixties</i>	Lata 70 <i>Seventies</i>	Lata 80 <i>Eighties</i>	Lata 90 <i>Nineties</i>
Cementowe <i>Cement</i>				
1 generacja cementowania (ręczne wprowadzanie cementu kostnego) <i>1<sup>st</sup> generation of cementing (manual introduction of bone cement)</i>	1960			
2 generacja cementowania (zastosowanie korków kanału szpikowego, „pistolety” do podawania cementu) <i>2<sup>nd</sup> generation of cementing (application of medulla channel plugs, “pistols” for cement feeding)</i>		połowa lat 70 <i>middle 70s</i>		
3 generacja cementowania (presuryzacja cementu i redukcja jego porowatości, przygotowanie kości do cementowania – puls lavage, centralizery, porowate trzpienie endoprotez) <i>3<sup>rd</sup> generation of cementing (pressurization of cement and reduction of its porosity, bone preparation for cementing – pulse lavage, centralizers, porous endoprosthesis mandrels)</i>			późne lata 80 <i>late 80s</i>	
Zastosowanie ceramiki (głowy/panewki) <i>Application of ceramics (head/ acetabulum)</i>		późne lata 70 <i>late 70s</i>		
Bezcementowe komponenty typu press-fit o gładkiej powierzchni <i>Press-fit type components of smooth surface without cement</i>		późne lata 70 <i>late 70s</i>		
Porowata powierzchnia komponentów bezcementowych <i>Porous surface of components without cement</i>			wczesne lata 80 <i>early 80s</i>	

Stosowanie endoprotez hybrydowych (cementowy trzpień/ bezcementowa panewka) <i>Application of hybrid prostheses (cement mandrel/acetabulum without cement)</i>			wczesne lata 80 <i>early 80s</i>	
Pokrycia hydroksyapatytowe endoprotez bezcementowych <i>Hydroxyapatite coating of endoprotheses without cement</i>			późne lata 80 <i>late 80s</i>	
Endoprotezy całkowicie modułarne <i>Completely modular endoprotheses</i>				wczesne lata 90 <i>early 90s</i>

Tablica 2. Klasyfikacja endoprotez stawu biodrowego  
*Table 2. Classification of the hip endoprotheses*

<b>Kryterium podziału endoprotez stawu biodrowego</b> <i>Hip endoprotheses classification criterion</i>		<b>Rodzaje endoprotez stawu biodrowego</b> <i>Kinds of hip endoprotheses</i>
Ilość zastosowanych komponentów endoprotezy <i>Number of the endoprosthesis components used</i>		- połowiczne ( <i>partial</i> ) - bipolarne ( <i>bipolar</i> ) - całkowite ( <i>total</i> )
Rodzaj połączenia endoprotezy z kością <i>Kind of the endoprosthesis bonding to the bone</i>		- cementowe ( <i>cement</i> ) - hybrydowe ( <i>hybrid</i> ) - bezcementowe ( <i>without cement</i> )
Rodzaj zastosowanej artykulacji endoprotez <i>Kind of the endoprotheses bonding</i>		- polietylen-metal ( <i>polyethylene-metal</i> ) - polietylen-ceramika ( <i>polyethylene-ceramics</i> ) - metal-metal ( <i>metal-metal</i> ) - ceramika-ceramika ( <i>ceramics-ceramics</i> )
Kształt komponentu udowego <i>Shape of the thigh component</i>	ze względu na rodzaj stosowanego implantu: <i>(by the kind of implant applied:)</i>	- trzpieniowe ( <i>mandrel</i> ) - beztrzpieniowe (kapoplastyka), <i>(with to mandrel (hip resurfacing))</i>
	ze względu na modularność trzpienia <i>(by the mandrel modularity)</i>	- jednoczęściowe ( <i>one-part</i> ) - modułarne ( <i>modular</i> ) - całkowicie modułarne ( <i>totally modular</i> )
	ze względu na przekrój poprzeczny trzpienia <i>(by the cross section of the mandrel)</i>	- prostokątne ( <i>rectangular</i> ) - elipsoidalne ( <i>ellipsoidal</i> )
	ze względu na obecność kołnierza <i>(by the presence of flange)</i>	- z trzpieniami kołnierzowymi <i>(with flange mandrels)</i> - z trzpieniami bezkołnierzowymi <i>(mandrels without flanges)</i>
	ze względu na kształt podłużny trzpienia <i>(by the longitudinal shape of the mandrel)</i>	- z trzpieniami prostymi <i>(with straight mandrels)</i> - z trzpieniami anatomicznymi <i>(with anatomic mandrels)</i>
	ze względu na długość trzpienia <i>(by the mandrel length)</i>	- z trzpieniami standardowymi <i>(with standard mandrels)</i> - z trzpieniami przynasadowymi <i>(with a short mandrels)</i>
	ze względu na rodzaj powierzchni endoprotezy <i>(by the kind of endoprosthesis surface)</i>	- cementowe z powierzchnią porowatą lub polerowaną <i>(cement with porous or polished surface)</i> - bezcementowe całkowicie lub częściowo pokryte powłoką <i>(without cement fully or partly coated)</i>
	ze względu na modularność komponentu panewkowego <i>(by the modularity of the acetabulum component)</i>	- jednoczęściowe ( <i>one-part</i> ) - modułarne ( <i>modular</i> )
	ze względu na kształt komponentu panewkowego <i>(by the shape of the acetabulum component)</i>	- sferyczne ( <i>spherical</i> ) - stożkowe ( <i>conical</i> )

Ze względu na ilość zastosowanych komponentów endoprotezy stawu biodrowego dzielimy na endoprotezy połowiczne, bipolarne oraz całkowite.

W przypadku stosowania **endoprotez połowicznych** wymianie ulega jedynie część udowa stawu. Pozostawiona zostaje natomiast chrzęstno-kostna panewka. Obecnie ten typ endoprotez stosowany jest rzadko, wyłącznie w przypadku złamania szyjki kości udowej. Jedyną zaletą stosowania tego typu endoprotez jest niski koszt implantu, jednak po krótkim okresie użytkowania dochodzi do zmian degradacyjnych chrząstki stawowej panewki i występowania dolegliwości bólowych. Zjawisko to nazywane „prosthetic arthritis” czyli protezowym zwyrodnieniem stawu zniechęciło ortopedów do stosowania tego typu implantów.

**Endoprotezy bipolarne** są szczególnym rodzajem endoprotez połowicznych, w których zastosowany komponent panewkowy nie jest związany z kością, w związku z czym istnieje dodatkowa artykulacja (pomiędzy panewką chrzęstną a komponentem panewkowym). Zastosowanie podwójnej artykulacji w znacznym stopniu ogranicza zjawisko „prosthetic arthrosis”. Endoproteza bipolarna stosowana jest w leczeniu złamań szyjki kości udowej u osób w wieku podeszłym bez zmian zwyrodnieniowych stawu. W tym przypadku nie występuje konieczność frezowania panewki. Ogranicza to utratę krwi podczas zabiegu i skraca czas trwania implantacji. Przykład endoprotezy bipolarnej pokazano na rys. 1.

*As regards the number of components applied, the hip endoprostheses are divided into partial ones, bipolar ones and total ones.*

*In the case of **partial endoprostheses**, only the thigh part of the articulation is substituted while the cartilage-bone acetabulum remains. Nowadays this type is rarely applied, only in cases of the thigh bone neck fracture. The only advantage of this type of endoprostheses is the low cost of implant, but after a short utilization period, degradation changes of the articulation cartilage takes place and pain appears. This phenomenon, called prosthetic arthritis, i.e. prosthetic degeneration of the articulation has discouraged surgeon to apply this type of implant.*

*Bipolar endoprostheses are a special kind of partial ones in which the acetabulum component is not bonded to the bone due to which there is an additional articulation (between the cartilage acetabulum and the acetabulum component). The application of double articulation significantly reduces the phenomenon of: prosthetic arthrosis. Bipolar endoprosthesis is used in patients of old age without degeneration changes of the articulation. In such a case there is no necessity of milling the acetabulum. Thanks to that less blood is lost during the operation and the time of implantation is shortened. An example of bipolar endoprosthesis can be seen in fig. 1.*



Rys. 1. Endoproteza bipolarna [3]

Fig. 1. An example of bipolar endoprosthesis [3]

W przypadku stosowania **endoprotez całkowitych** wymianie podlega zarówno część panewkowa jak i udowa stawu. Obydwa wprowadzane komponenty związane są z kością techniką bezcementową lub cementową.

Ze względu na rodzaj połączenia z kością endoprotezy dzielimy na:

1. **cementowe** – mocowane do kości za pomocą cementu kostnego, którym jest polimetakrylan metylu,
2. **hybrydowe** – jeden komponent mocowany jest za pomocą cementu kostnego, drugi techniką bezcementową (najczęściej cementowany jest trzpień endoprotezy),
3. **bezcementowe** – elementy endoprotezy mocowane są bez cementu kostnego techniką press-fit lub z zastosowaniem powierzchni gwintowanych.

Przykłady elementów endoprotez stawu biodrowego mocowanych cementowo i bezcementowo pokazano na rys. 2 i 3.

Rodzaj zastosowanej artykulacji (rodzaj materiałów pomiędzy powierzchnią których zachodzi ruch) w zasadniczy sposób wpływa na „długość życia” implantu. Od rodzaju artykulacji zależy szybkość zużycia powierzchni ciernych, a także ilość i charakter wytwarzanych cząstek zużycia implantu, które wywołują proces zapalny w tkankach otaczających endoprotezę, symulując procesy osteolizy okołoprotezowej. Ze względu na rodzaj zastosowanej artykulacji endoprotez wyróżniamy następujące połączenia:



Rys. 2. Proteza typu McMinn, w której główka mocowana jest bezcementowo [4]  
Fig. 2. A McMinn type prosthesis in which the head is bonded without cement [4]

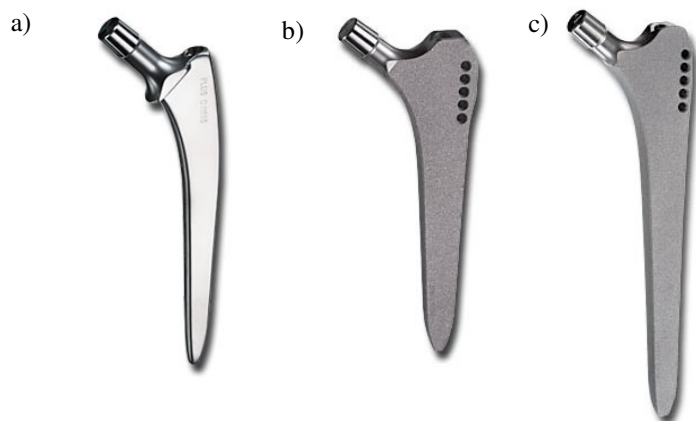
*In the case of total endoprostheses, both the acetabulum part and the thigh part of the articulation are substituted. Both introduced elements are bonded to the bone the cement technique or without cement*

*As regards the kind of bonding to the bone, endoprostheses are divided into:*

1. **cement ones** - bonded to the bone by means of bone cement which is methyl polymethacrylate,
2. **hybrid ones** - one component is bonded by means of bone cement, the other without cement (most often the endoprosthesis mandrel is cemented),
3. **no cement ones** - the endoprosthesis elements are bonded without bone cement by the press-fit technique or with the use of threaded surfaces.

*Some examples of elements of the hip endoprostheses bonded with and without cement are shown in fig. 2 and 3.*

*The kind of articulation (surfaces in motion in relation to each other) strongly influences the lifetime of the implant. The wear rate of friction surfaces as well as the amount and character of wear particles generated depend on the kind of articulation; the wear particles can cause inflammation in the tissues surrounding the endoprosthesis simulating the processes of osteolysis. As regards the articulations applied, the following bonds are distinguished:*



Rys. 3. Trzpień produkcji firmy Smith & Nephew: a) mocowane bezcementowo, b) mocowane cementowo i c) mocowane cementowo i stosowane w operacjach rewizyjnych [5]  
Fig. 3. Mandrels made by Smith & Nephew: a) bonded without cement, b) bonded with cement and c) bonded with cement used in revision operations [5]

1. **polietylen–metal** – w których stosowana jest metalowa głowa trzpienia endoprotezy i polietylenowa część panewkowa (wkładka lub cały komponent). Połączenie to charakteryzuje się względnie szybkim zużyciem powierzchni panewki polietylenowej. Powstające drobiny polietylenu o średnicy od  $\phi 1 \mu\text{m}$  do  $\phi 10 \mu\text{m}$  wywołują okołoprotezowy stan zapalny mogący prowadzić do zjawiska obluzowania endoprotezy. Połączenie to umożliwia zastosowanie głów o średnicy od  $\phi 22,5$  do  $\phi 32$  mm.
  2. **polietylen–ceramika** – w których stosowana jest ceramiczna głowa i polietylenowy komponent panewkowy. Połączenie takie jest w niewielkim stopniu droższe od połączenia metal – polietylen. Ceramiczna głowa charakteryzuje się wysokim stopniem gładkości powierzchni co redukuje zużycie się polietylenu. Połączenie to umożliwia zastosowanie głów o średnicy od  $\phi 22,5$  do  $\phi 32$  mm.
  3. **metal–metal** – w których obydwa elementy: głowa i komponent panewkowy (wkładka lub cały komponent) wykonane są z metalu. Rozwiązanie to jest stosunkowo drogie. W produkcji wykorzystuje się stopy chromowo-kobaltowe z różnymi metodami obróbki powierzchni. Niektórzy producenci stosują także powierzchnie metalowe powlekane cienką warstwą materiału ceramicznego (tlenek cyrkonu) dla dalszej redukcji zużycia. W tym typie artykulacji zastosować można tradycyjne głowy endoprotezy o średnicy  $\phi 28$  mm lub tzw. ”duże głowy” w zależności od średnicy panewki (nawet ponad  $\phi 60$  mm).
  4. **ceramika–ceramika** – w których stosowana jest ceramiczna głowa trzpienia endoprotezy i ceramiczna wkładka do komponentu panewkowego (obecnie nie stosuje się już panewek w całości ceramicznych). Artykulacja ta jest stosunkowo droga. Charakteryzuje się bardzo małym zużyciem. Kontrowersje wzbudzają doniesienia o pęknięciach wkładek lub głów ceramicznych przy urazach stawu, są to jednak pojedyncze przypadki. W połączeniu tym możliwe jest stosowanie głów o średnicy od  $\phi 28$  do  $\phi 48$  mm.
1. **polyethylene–metal** in which a metal head of the endoprosthesis mandrel and polyethylene acetabulum part is (an insert or a whole component) is used. This bond is characterized by relatively quick wear of the polyethylene acetabulum surface. The polyethylene particles being formed, with diameters from  $\phi 1 \mu\text{m}$  to  $\phi 10 \mu\text{m}$  cause an inflammation around the endoprosthesis which can lead to the phenomenon of its loosening. The bond enables heads with diameters from  $\phi 22.5$  to  $\phi 32$  mm to be applied.
  2. **polyethylene–ceramics** in which a ceramic head and a polyethylene acetabulum element are used. Such a connection is only not much more expensive than the polyethylene-metal one. The ceramic head is characterized by high degree of surface smoothness, which reduces the wear of the polyethylene. The bond enables heads with diameters from  $\phi 22.5$  to  $\phi 32$  mm to be applied.
  3. **metal–metal** in which both elements, the head and the acetabulum component (an insert or a whole component) are made of metal. This solution is relatively expensive. In the production, chromium-cobalt alloys are used with various methods of surface treatment. Some producers offer metal surfaces coated with a thin layer of a ceramic material (zirconium oxide) for a further wear reduction. In this type of articulation, traditional endoprosthesis heads with the diameter of  $\phi 28$  mm can be used or the so called “big heads”, depending on the acetabulum diameter (even above  $\phi 60$  mm).
  4. **ceramics–ceramics** in which a ceramic endoprosthesis head is used and a ceramic insert to the acetabulum component (completely ceramic acetabula are no longer used). This articulation is relatively expensive. It is characterized by very low wear rate. Controversies arise in connection with the reported cracks of the ceramic inserts or heads in case of the hip articulation trauma, however, those are rare cases. In this bond, the application of heads with the diameter of  $\phi 28$  to  $\phi 48$  mm is possible.

Ze względu na kształt komponentu udowego endoprotezy dzielimy na:

1. rozpatrując rodzaj stosowanego implantu: **endoprotezy trzpieniowe** (najczęściej stosowane na świecie oraz w Polsce) oraz **endoprotezy beztrzpieniowe (kapoplastyka)**, w której implantacja następuje bez resekcji głowy i szyjki kości udowej,
2. rozpatrując modularność trzpienia:
  - **jednoczęściowe** – obecnie jedynie niektóre endoprotezy połowicze mają głowę na stałe złączoną z trzpieniem,
  - **modularne** – które, wykazują możliwość zastosowania różnych rodzajów głów (ceramika lub metal) o różnej wielkości (średnice  $\phi 22,5$  mm,  $\phi 28$  mm,  $\phi 32$  mm oraz głowy XL),
  - **całkowicie modularne** – z możliwością zastosowania wymiennych szyjek endoprotezy,
3. rozpatrując przekrój poprzeczny trzpienia wyróżniamy trzpienie **prostokątne** oraz **elipsoidalne**,
4. rozpatrując obecność kołnierza występują trzpienie **kołnierzowe** oraz **bezkołnierzowe**,
5. rozpatrując kształt podłużny trzpienia wyróżniamy trzpienie **proste** oraz **anatomiczne** cechujące się dopasowaniem do krzywizny bliższego końca trzonu kości udowej,
6. rozpatrując długość trzpienia wyróżniamy trzpienie **standardowe** oraz **przynasadowe**, które są stosowane od niedawna i są osadzone w szyjce i bliższej, krętarzowo-przynasadowej części kości udowej, np. Proxima (DePuy) – rys. 4,
7. rozpatrując rodzaj powierzchni trzpienia endoprotezy wyróżniamy endoprotezy:
  - **cementowe z powierzchnią porowatą lub polerowaną**,
  - **bezcementowe** – z powierzchnią całkowicie lub częściowo pokrytą powłoką **tytanową lub hydroksyapatytową**,
8. rozpatrując modularność zastosowanego komponentu panewkowego wyróżniamy panewki:

As regards the shape of the thigh component, the endoprostheses are divided into:

1. considering the kind of implant applied: **mandrel endoprostheses** (most often applied in Poland and in the world and **no mandrel endoprostheses (hip resurfacing)** in which implantation is effected without resection of the thigh bone neck and head,
2. considering the modularity of the mandrel:
  - **one-part endoprostheses** - today, only some partial endoprostheses have the head permanently fixed to the mandrel,
  - **modular endoprostheses** which feature the possibility of applying various kinds of heads (ceramics or metal) with various sizes (diameters  $\phi 22.5$  mm,  $\phi 38$  mm,  $\phi 32$  mm and XL head),
  - **totally modular endoprostheses** with the possibility to apply exchangeable endoprosthesis necks,
3. considering the cross section of the mandrel, there are **rectangular** mandrels and **ellipsoidal** ones,
4. considering the presence of a flange, there are **flanged** mandrels and **flangeless** ones,
5. considering the longitudinal shape of the mandrel, there are straight mandrels and anatomic ones characterized by fitting to curvature of the closer and the thigh bone shank,
6. considering the length of the mandrel, there are standard mandrels and short ones which have been applied since not long ago and they are fixed in the neck and the closer, trochanter part of the thigh bone, e.g. Proxima (DePuy) – fig. 4,
7. considering the kind of surface of the endoprosthesis, the following kinds of prostheses are distinguished:
  - **cement prostheses with porous or polished surface**,
  - **no cement ones** with the surface completely or partially covered with a coating of **titanium or hydroxyapatite**,
8. considering the modularity of the acetabulum component applied, the following acetabula are distinguished:





Rys. 4. Przykład trzpieni o różnej długości: a) standardowy, b) przynasadowy (Proxima DePuy) [6]  
 Fig. 4. Examples of mandrels with various lengths: a) standard one, b) short one (Proxima DePuy) [6]

- **jednoczęściowe** – cementowe wykonane z polietylenu lub bezcementowe – najczęściej stosowane w endoprotezoplastyce powierzchniowej (kapoplastyce), tzw. „panewki i głowy XL”,
  - **modularne** – w których stosowany jest element montowany techniką bezcementową do kości i różnego rodzaju wkładki w zależności od artykulacji (polietylenowe, ceramiczne, metalowe i inne),
9. rozpatrując kształt zastosowanego komponentu panewkowego bezcementowego wyróżniamy panewki:
- **sferyczne** – montowane techniką press-fit lub wkręcane,
  - **stożkowe** – zaopatrzone w gwint do wkręcenia komponentu w kość.

Obecnie na świecie produkowanych jest kilkadziesiąt rodzajów endoprotez stawu biodrowego, różniących się między sobą kształtem, sposobem mocowania, jak również rodzajem materiału, z którego są wykonane. Projektując endoprotezy stawu biodrowego dąży się do uzyskania implantu charakteryzującego się biozgodnością, biofunkcjonalnością oraz wysoką trwałością. Zastosowanie nowych materiałów na główki endoprotez o dużej twardości i odporności na zużycie, jak również zmniejszenie średnicy głów ma poprawić warunki tarcia układu głowa endoprotezy-panewka. Pewną nowością jest również próba zastąpienia panewek polietylenowych przez wkładki ceramiczne, metalowe i inne.

- **one-part acetabula** – cement ones made of polyethylene or no cement ones, most often applied in hip resurfacing, so called “XL acetabula and heads”,
  - **modular acetabula** in which an element fixed to the bone by no cement technique is applied, as well as various kinds of inserts depending on the articulation (polyethylene, ceramic, metal and other ones),
9. considering the shape of the acetabulum no cement component applied, the following acetabula are distinguished :
- **spherical acetabula** fixed by the press-fit technique or screwed in,
  - **conical acetabula** provided with a thread to screw the component into the bone.

At the moment, several dozen kinds of the hip endoprostheses are made in the world, differing in the shape, the way of fixing and the kind of material of which they are made. The designers of the hip endoprostheses aim at obtaining an implant characterized by biocompatibility, biofunctionality and high durability. The application of new materials with high hardness and wear resistance for the endoprosthesis heads, as well as a reduction of the head diameters is expected to improve the friction conditions of the system of the endoprosthesis head-acetabulum. The trial to substitute the polyethylene acetabula with ceramic, metal and other inserts is also a novelty.

Celem wprowadzonych zmian jest ograniczenie ilości występujących produktów zużycia w czasie eksploatacji endoprotezy [7]. Z drugiej strony lekarze ortopedzi uważają, iż bezpieczniej jest stosować głowy i panewki endoprotez o większych rozmiarach. Uzasadnia się to faktem, że para taka jest stabilniejsza, rzadziej występują „zwichnięcia”, a pacjenci z „dużymi” endoprotezami lepiej się czują.

### 3. METODYKA BADAŃ MATERIAŁÓW NA ELEMENTY TRĄCE ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

W badaniach podjęto problematykę opracowania nowego materiału na elementy trące endoprotez stawu biodrowego, pomijając wstępnie zagadnienia konstrukcyjne.

Celem prowadzonych badań było opracowanie materiału zapewniającego niski współczynnik tarcia podczas pracy endoprotezy oraz obniżenie ilości powstających produktów zużycia.

Głównym kierunkiem prowadzonych badań była modyfikacja warstwy wierzchniej stasowanego powszechnie na panewki endoprotez polietylenu o ultra wysokiej masie cząsteczkowej (nazywanego w skrócie UHMWPE).

Badania prowadzono na próbkach pokazanych na rys. 5. Modyfikacja polegała z jednej strony na implantacji powierzchni próbek jonami Ar, B, C wykonanej w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie. Z drugiej strony prowadzono badania nad opracowaniem techniki wzmacniania warstwy wierzchniej polietylenu siatką z włókien ze stali nierdzewnej.

Z pokarbowanych włókien o średnicy  $\phi 1 \mu\text{m}$  i długości ok. 1 cm (rys. 6) przygotowano siatkę (matrycę), którą następnie przesycało UHMWPE. Metoda wytwarzania opracowanego kompozytu jest objęta tajemnicą, a kolejne badania umożliwią złożenie wniosku patentowego. Uzyskano dobrą adhezję matrycy i polietylenu a makroskopowy obraz wytworzonych próbek wzmocnionych siatką z włókien pokazano na rys. 7.

*The purpose of the modifications introduced is to reduce the amount of wear products created during the endoprosthesis exploitation [7]. On the other hand, orthopaedists think that it is safer to use larger sized endoprosthesis heads and acetabula. Their justification is the fact that such a couple is more stable, not so easy to luxate and the patients with “big” endoprostheses feel better.*

### 3. METHODOLOGY OF THE INVESTIGATION OF MATERIALS FOR THE FRICTION ELEMENTS OF THE HIP ENDOPROSTHESES

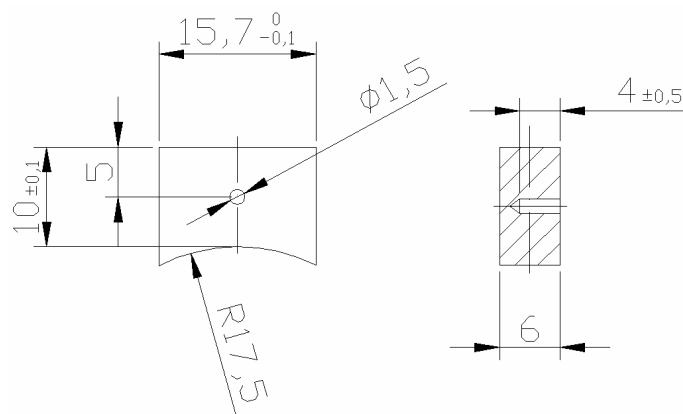
*The investigation is focused on the elaboration of a new material for the friction elements of the hip endoprostheses, neglecting the questions of design.*

*The objective was to elaborate a material ensuring low coefficient of friction during the endoprosthesis service and to reduce the amount of the generated wear products.*

*The main direction of the conducted investigation was the modification of the surface layer of the ultra high molecular weight polyethylene (abbreviated as UHMWPE), commonly used for the endoprosthesis acetabula.*

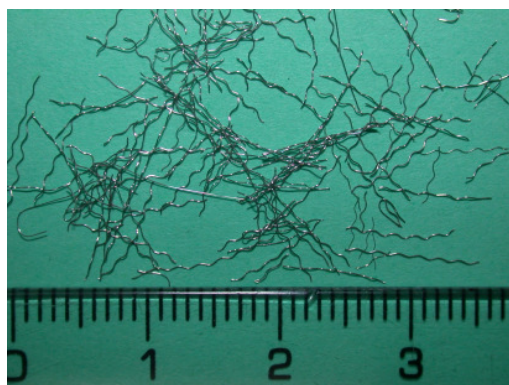
*The investigation was performed on the samples shown in fig. 5. On the one hand, the modification consisted in the implantation of the sample surface with Ar, B, C ions performed by the Institute of Nuclear Physics, Cracow. On the other hand, investigation aimed at the elaboration of the technique of polyethylene surface layer reinforcement with a net of stainless steel fibres has been carried on.*

*Notched fibres with the diameter of  $\phi 1 \text{ mm}$  and a length of about 1 cm (fig. 6) were used to prepare a matrix which was subsequently impregnated with the UHMWPE. The method of manufacturing the elaborated composite is secret and further investigation will enable a patent application to be submitted. Good adhesion of the matrix and polyethylene has been obtained and a macroscopic image of the samples made can be seen in fig. 7.*



Rys. 5. Próbką typu blok z promieniem na tester T-05

*Fig. 5. A sample type block with a radius*



Rys. 6. Włókna użyte do wzmocnienia powierzchni polietylenu

*Fig. 6. Fibres used to reinforce the polyethylene surface*



Rys. 7. Próbkę polietylenowe z wzmocnioną włóknami metalowymi warstwą wierzchnią

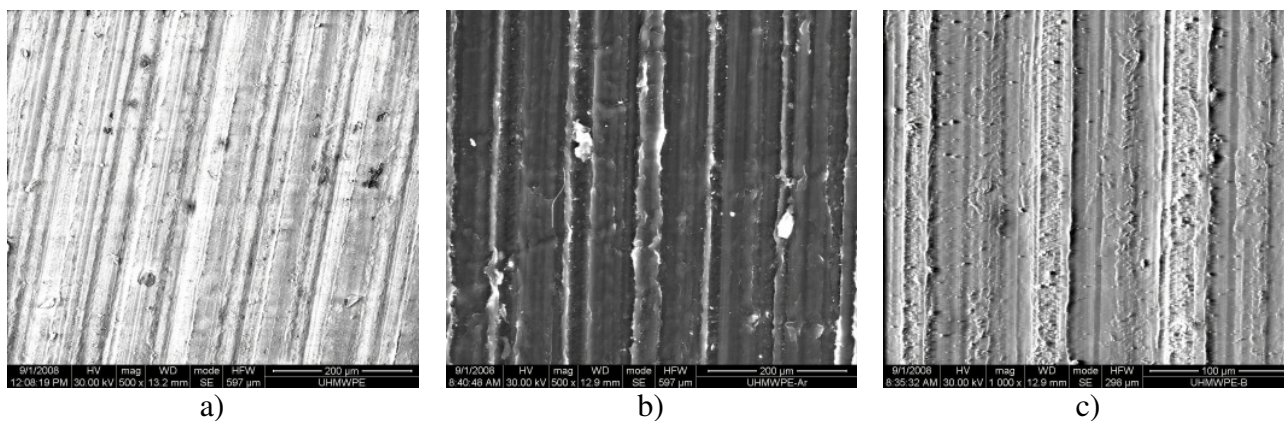
*Fig. 7. Polyethylene samples with the surface layer reinforce with metal fibres*

#### 4. STRUKTURA I TOPOGRAFIA POWIERZCHNI PRÓBEK

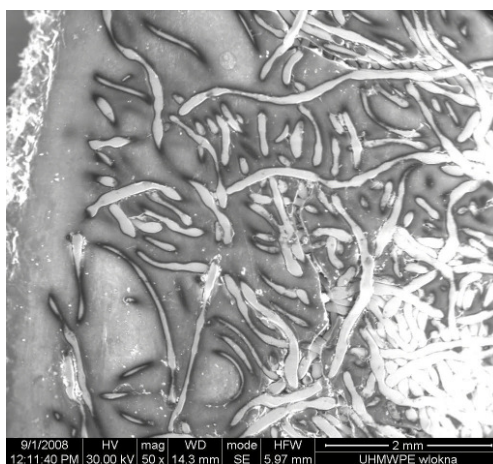
Topografię powierzchni wybranych próbek polietylenowych implantowanych jonami ujawnioną za pomocą mikroskopu skaningowego pokazano na rys. 8. Na rysunku 9 pokazano natomiast mikrostrukturę (SEM) wybranej próbki UHMWPE z siatką z włókien.

#### 4. SAMPLE STRUCTURE AND SURFACE TOPOGRAPHY

*The surface topography of selected polyethylene samples implanted with ions, revealed by means of a scanning microscope is shown in fig. 8. Fig. 9 shows the microstructure (SEM) of a UHMWPE sample with a fibre net.*



Rys. 8. Topografia powierzchni wyjściowej próbek:  
 a) UHMWPE, b) UHMWPE implantowany jonami Ar, c) UHMWPE implantowany jonami B  
 Fig. 8. Topography of the initial sample surface: a) UHMWPE, b) UHMWPE implanted with Ar ions,  
 c) UHMWPE implanted with B ions



Rys. 9. Ułożenie włókien w próbkach kompozytowych UHMWPE z siatką z włókien metalowych (SEM)  
 Fig. 9. Fibre arrangement in UHMWPE composite samples with a metal fibre net (SEM)

## 5. WYNIKI BADAŃ TRIBOLOGICZNYCH

Badania tribologiczne próbek na bazie polietylenu (UHMWPE) prowadzono na testercie T-05, gdzie przeciwpróbkę stanowił pierścień ze stopu CoCrMo. Badania prowadzono przy obciążeniu  $P = 400$  N; prędkości  $v = 60$  obr/min; smarowaniu - wodą destylowaną. Maksymalna droga tarcia wynosiła  $s = 5000$  m. W czasie badań mierzono i rejestrowano siłę tarcia, którą przeliczano na współczynnik tarcia.

Na rysunkach 10 i 11 przedstawiono wielkości współczynnika tarcia badanego na drodze tarcia  $s = 500$  m i  $s = 5000$  m na próbkach na bazie UHMWPE oraz wybrane wyniki badań

## 5. THE RESULTS OF TRIBOLOGICAL INVESTIGATION

The tribological examinations of polyethylene (UHMWPE) based samples have been performed on the T-05 tester where the counter-sample was a ring of CoCrMo alloy. The examination was performed with the load of  $P = 400$  N; speed of  $v = 60$  rpm; lubrication with distilled water. The maximum friction path was  $s = 5000$  m. During the examination, the friction force was measured which was converted to the friction coefficient.

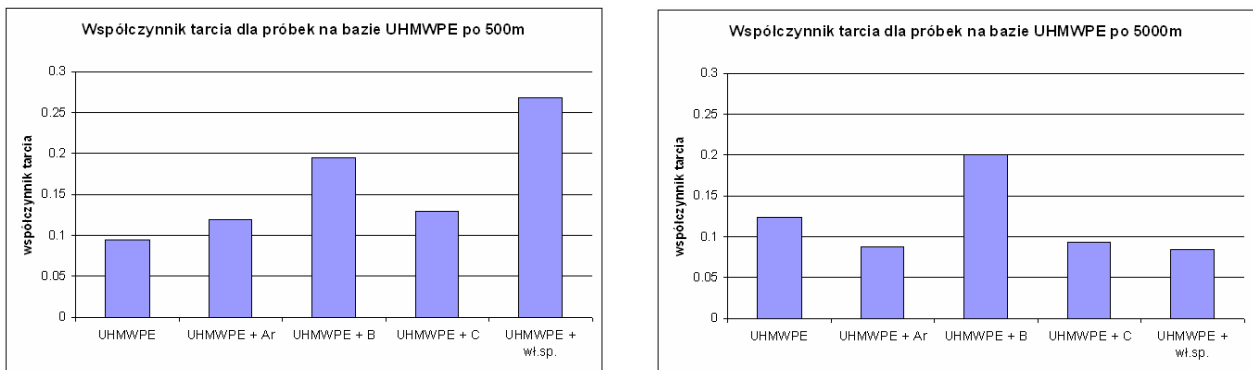
In figs 10 and 11, one can see the magnitudes of the friction coefficient examined on the friction path of  $s = 500$  m and  $s = 5000$  m on UHMWPE based samples and selected

tribologicznych w postaci wykresów zależności współczynnika tarcia w funkcji drogi tarcia.

Dla analizy procesów zużycia posłużono się analizą topografii powierzchni próbek wykonaną za pomocą mikroskopu skaningowego. Na rysunkach 12-14 pokazano topografię powierzchni wybranych próbek polietylenowych implantowanych jonami oraz wzmocnionych siatką spieczonych włókien ze stali nierdzewnej po badaniach na drodze tarcia  $s = 500$  m i  $s = 5000$  m.

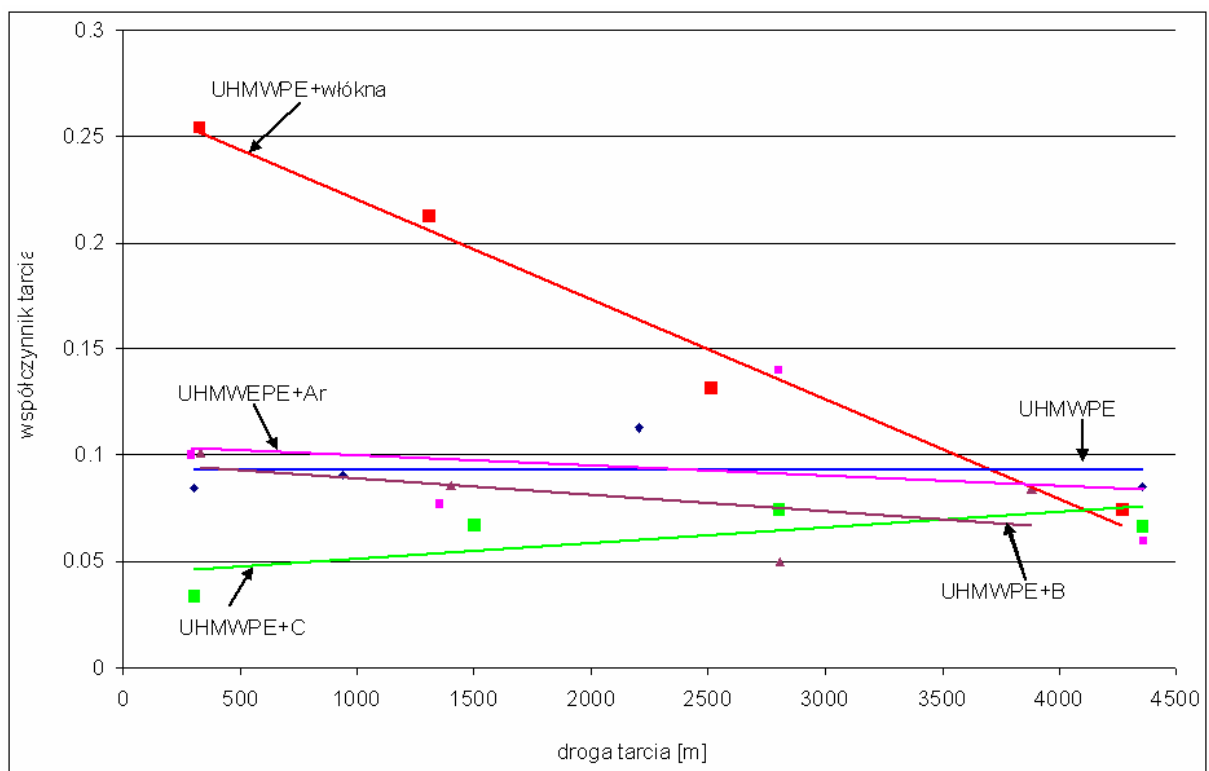
results of tribological examinations in the form of diagrams of the friction coefficient as a function of the sliding distance.

An analysis of the sample surface topography with the use of a scanning microscope has been used in the study of the processes of wear. Figures 12–14 show the surface topography of selected polyethylene samples implanted with ions and reinforced with a net of sintered stainless steel fibres, examined on the sliding distance of  $s = 500$  m and  $s = 5000$  m.



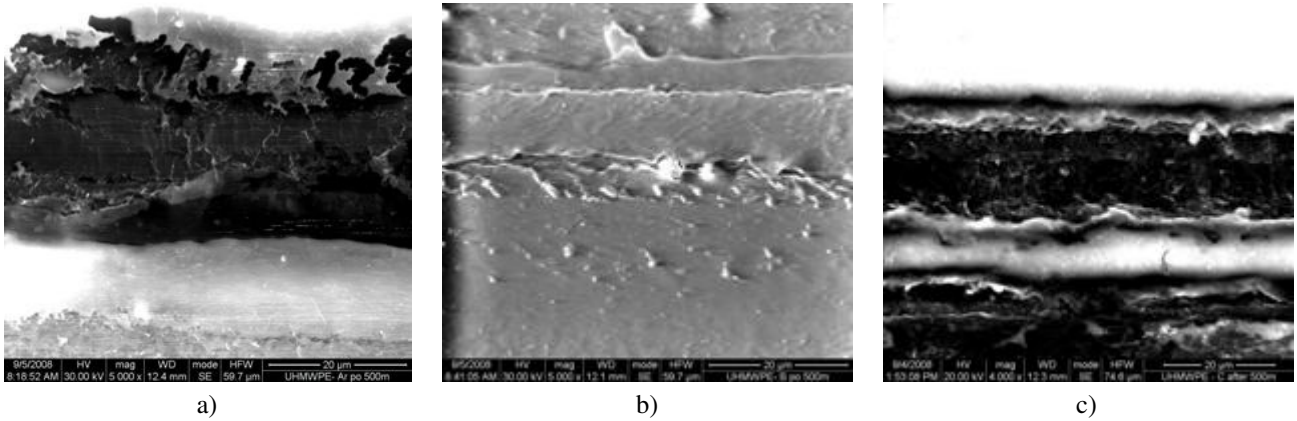
Rys. 10. Porównanie współczynników tarcia dla próbek na bazie UHMWPE badanych na drodze tarcia: a)  $s = 500$  m, b)  $s = 5000$  m

Fig. 10. A comparison of the friction coefficients for UHMWPE based samples examined on the sliding distances of: a)  $s = 500$  m; b)  $s = 5000$  m



Rys. 11. Współczynnik tarcia w funkcji drogi tarcia dla próbek na bazie UHMWPE

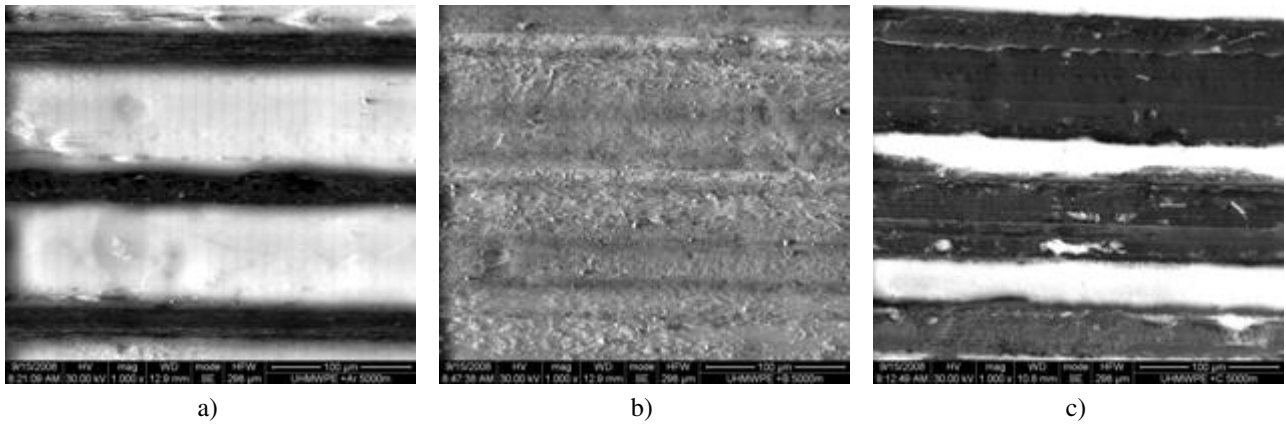
Fig. 11. Friction coefficient as a function of the sliding distance for UHMWPE based samples



a) b) c)

Rys. 12. Topografia powierzchni próbek UHMWPE implantowanych jonami:  
a) Ar, b) B, c) C - po badaniach na drodze tarcia 500 m

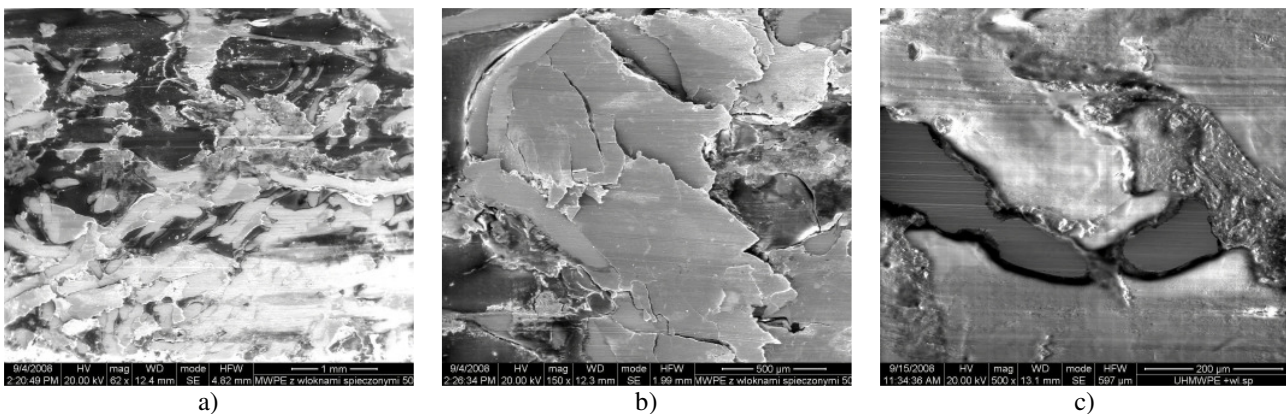
Fig. 12. Surface topography of UHMWPE samples implanted with ions:  
a) Ar, b) B, c) C - after examination on a sliding distance of 500 m



a) b) c)

Rys. 13. Topografia powierzchni próbek UHMWPE implantowanych jonami:  
a) Ar, b) B, c) C - po badaniach na drodze tarcia 5000 m

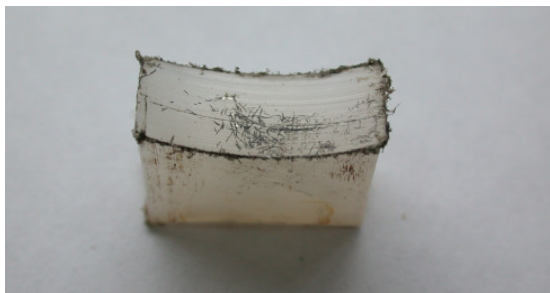
Fig. 13. Surface topography of UHMWPE samples implanted with ions:  
a) Ar, b) B, c) C - after examination on a sliding distance of 5000 m



a) b) c)

Rys. 14. Topografia powierzchni próbek UHMWPE z włóknami spieczonymi po badaniach na drodze tarcia:  
a) s = 500 m, b) s = 500 m, c) s = 5000 m

Fig. 14. Surface topography of UHMWPE samples with sintered fibres - after examination on a sliding distance of:  
a) 500 m, b) 500 m, c) 5000 m



Rys. 15. Próbka UHMWPE  
z włóknami spieczonymi po badaniach na drodze tarcia  $s = 5000$  m  
*Fig. 15. UHMWPE sample with sintered fibres after examination  
on a sliding distance of  $s = 5000$  m*

## 6. DYSKUSJA I PODSUMOWANIE

Polietylen jest materiałem powszechnie stosowanym na elementy ślizgowe endoprotez. Biorąc pod uwagę jego bardzo dobre własności ślizgowe badania ukierunkowano na taką modyfikację warstwy wierzchniej, aby poprawić odporność na zużycie polietylenu. Należy bowiem sądzić, iż materiał ten będzie jeszcze przez wiele lat stosowany w ortopedii.

Z przedstawionych wykresów współczynnika tarcia w funkcji drogi tarcia dla próbek na bazie polietylenu o ultra wysokiej masie cząsteczkowej (rys. 10) wynika, że dla wszystkich próbek uzyskujemy współczynnik tarcia mieszczący się w zakresie  $\mu = 0,05$  do  $\mu = 0,25$ . Dla próbek UHMWPE bez siatki z włókien metalowych współczynnik tarcia na całej badanej drodze tarcia utrzymuje się na poziomie poniżej  $\mu = 0,1$ . Z przeprowadzonych badań wynika, iż modyfikacja warstwy wierzchniej polietylenu poprzez implantację jonami może być skuteczną metodą poprawienia własności ślizgowych tego materiału. Implantacja powierzchni polietylenu jonami Ar i B minimalnie obniża współczynnik tarcia w funkcji drogi tarcia. Natomiast implantacja jonami C daje najniższy współczynnik tarcia, który jest praktycznie stały na całej badanej drodze tarcia. Dla próbek UHMWPE wzmocnionych włóknami stali nierdzewnej (rys. 15) początkowy współczynnik tarcia równy  $\mu = 0,25$  wraz z drogą tarcia obniża się, uzyskując w badaniach na drodze tarcia równej  $s = 5000$  m, wartość  $\mu = 0,07$  (porównywalną ze współczynnikiem tarcia czystego polietylenu).

## 6. DISCUSSION AND RESUME

*Polyethylene is a material commonly used for the sliding elements of endoprostheses. Considering its very good sliding properties, the investigation was focused on such a modification of the surface layer as to improve the polyethylene wear resistance. It should be expected that polyethylene will be used in orthopaedics for many more years.*

*The presented curves of the friction coefficient as a function of the friction path for UHMWPE samples (fig. 10) indicate that, for all the samples, we obtain a friction coefficient within the range from  $\mu = 0.005$  to  $\mu = 0.25$ . For the UHMWPE samples without the metal fibre net, the friction coefficient keeps the level below  $\mu = 0.1$ . It results from the investigation performed that the modification of the polyethylene surface layer by ion implantation is an effective method of improving the sliding properties of the material. Implantation of polyethylene surface with Ar and B ions slightly reduces the friction coefficient as a function of the friction path. Implantation with C ions, on the other hand, gives the lowest friction coefficient which is practically constant on the whole examined sliding distance. For the UHMWPE samples reinforced with stainless steel fibres (fig. 15), the initial friction coefficient of  $\mu = 0.25$  decreases with the friction path to reach the value of  $\mu = 0.07$  on the friction path of  $s = 5000$  m as used in the examination.*

Zachowanie takie wynika ze zmiany zawartości włókien w polietylenowej matrycy w czasie trwania testu (rys. 7 i 15).

Na obrazach SEM, rys. 11-12, dla próbek UHMWPE poddanych procesowi implantacji jonami obserwujemy różne mechanizmy zużycia w trakcie procesu tarcia w zależności od rodzaju implantowanych jonów. Różnice w mechanizmach zużycia widoczne są także w ilości oraz morfologii powstających produktów zużycia.

Na podstawie dotychczasowych wyników badań można stwierdzić, że najkorzystniejsze wyniki pod względem wartości współczynnika tarcia oraz zużycia próbek implantowanych wykazały próbki implantowane jonami C.

Kolejnym krokiem w kierunku optymalizacji procesów implantacji jonami powierzchni UHMWPE powinna być ilościowa analiza procesów zużycia.

Na obrazach SEM kompozytu UHMWPE + włókna stali nierdzewnej widoczne jest zarówno zużycie polietylenu (rys. 14b) jak i zużycie włókien (rys. 14c). Taki przebieg procesu zużycia nie jest korzystny. W dalszych badaniach autorzy dążyć będą do zwiększenia modułu Younga kompozytu, aby był on większy od modułu Younga samego polietylenu. Pozwoli to na kontrolę procesu zużywania się całego kompozytu.

Kolejne badania ukierunkowane powinny być zatem na optymalizację budowy siatki z włókien metalowych, tak aby mogła ona zapewnić wzrost modułu Younga całego kompozytu oraz modyfikację powierzchni włókien aby obniżyć współczynnik tarcia kompozytu w kontakcie z metalową główką endoprotez.

Badania procesu wytwarzania biomateriałów o dobrych własnościach tribologicznych, przeznaczonych na elementy ślizgowe endoprotez dały pozytywne wyniki i będą kontynuowane. Wyniki przeprowadzonych wstępnych badań polietylenu ze wzmocnioną warstwą wierzchnią spieczonymi włóknami metalowymi, przeznaczonego na endoprotezy, wykazują że jest to nowa metoda wytwarzania materiałów kompozytowych, wymagająca jednak pokonania wielu barier technologicznych i medycznych.

*In the SEM images, fig. 11 -12, of the samples subjected to the process of ion implantation, we can observe various mechanisms of wear in the course of friction process depending on the kind of ion implanted. The differences in the mechanisms of wear are also visible in the amount band morphology of the generated products of wear.*

*Basing on the investigation results obtained so far, it can be stated that the most advantageous results, as regards the value of friction coefficient and the wear of implanted samples, were those of the samples implanted with ions C.*

*The next step for optimization of the processes of ion implantation of the UHMWPE surfaces should be a quantitative analysis of the processes of wear.*

*In the SEM images of the UHMWPE + stainless steel fibres composite, both the wear of polyethylene (fig. 14b) and the wear of the fibres is (fig. 14c) is visible. Such a course of the process of wear is disadvantageous. In further investigation, the authors will endeavour to increase the Young's modulus of the composite so as to make it higher than that of polyethylene alone. This will allow for the control of the wear process of the whole composite.*

*The investigation to follow, therefore, should aim at optimization of the metal fibre net structure so that it can ensure an increase the Young's modulus of the whole composite and a modification of the fibre surface in order to reduce the friction coefficient of the composite in contact with the metal head of endoprostheses.*

*The investigation of the process of manufacturing biomaterials with good tribological properties, intended for the sliding elements of endoprostheses have rendered positive results and they will be continued. The results of the initial examination of polyethylene with the sintered metal fibre reinforced surface layer indicate that it is a new method of manufacturing composite materials, but there are still many technological and medical barriers to be overcome.*



### **Podziękowania**

Autorzy składają serdeczne podziękowania Pani Doktor Hannie Wiśniewskiej-Weinert oraz Panu Profesorowi Volfowi Leshchynskiemu za liczne konsultacje oraz cenne wskazówki.

### **Acknowledgements**

*The authors wish to express their thanks to Doctor Hanna Wisniewska-Weinert and to Professor Volf Leshchynski for their valuable advice and guides.*

### **LITERATURA/REFERENCES**

- [1] D. Kusz: Rys historyczny i uwarunkowania rozwoju endoprotezoplastyki stawu biodrowego. Inżynieria Materiałowa nr 2/1997.
- [2] Jacek Markuszewski, Waldemar Woźniak: Przegląd endoprotez stawu biodrowego. 2007, praca niepublikowana
- [3] <http://www.exac.com>
- [4] <http://www.european-hospital.com>
- [5] <http://www.plusorthopedics.co.uk>
- [6] <http://www.maitrise-orthop.com>
- [7] M. Gierzyńska-Dolna: Biotribologia. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, 2002