

NIEPOWODZENIA W ALLOPLASTYCE STAWU BIODROWEGO ZWIĄZANE Z POLIETYLENEM

JANUSZ OTFINOWSKI*, ZBIGNIEW RUDZKI**, ANDRZEJ PAWELEC***,
BOGUSŁAW FRAŃCZUK*

* KLINIKA TRAUMATOLOGII

COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTETU Jagiellońskiego w Krakowie

** ZAKŁAD PATOMORFOLOGII KLINICZNEJ I DOŚWIADCZALNEJ

COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTETU Jagiellońskiego w Krakowie

*** KLINIKA ORTOPEDII

COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTETU Jagiellońskiego w Krakowie

Streszczenie

Polietylen jest obecnie powszechnie stosowanym materiałem implantacyjnym w chirurgii ortopedycznej. Pojawiające się ostatnio coraz liczniej doniesienia przedstawiające problemy związane z jego długotrwałą implantacją świadczą o tym, że materiał ten obok swych niewątpliwych zalet nie jest również pozbawiony wad. Do tych ostatnich należą: nadmiernie szybkie zużycie niektórych panewek polietylenowych, odwarstwienia i złuszczenia powierzchni nośnej panewek, złamania i rozkawałkowania panewek polietylenowych oraz wywoływanie niekorzystnych reakcji biologicznych ustroju wokół implantowanych endoprotez stawów biodrowych. Niestabilność struktury wewnętrznej polietylenu i wzrost stopnia krystaliczności panewek polietylenowych mogą powodować zmianę ich właściwości mechanicznych i stanowić źródło powikłań po alloplastykach stawów biodrowych

Słowa kluczowe: endoprotezy stawu biodrowego, panewki polietylenowe, zużycie, niepowodzenia alloplastyki stawów biodrowych.

Polietylen jest obecnie powszechnie stosowanym materiałem implantacyjnym w chirurgii substytucyjnej stawów. Przed laty, kiedy był wprowadzany do endoprotezoplastyki wydawało się, że dzięki jego dobrej tolerancji biologicznej, dużej wytrzymałości mechanicznej i niskiej cenie spełni wszystkie wymagania stawiane biomateriałom. Pojawiające się jednak coraz częściej doniesienia wskazują, że obok swych niewątpliwych zalet materiał ten posiada też poważne wady, które ujawniają się dopiero w trakcie jego dłuższej eksploatacji w organizmie. Liczne obserwacje wykazują, że panewki polietylenowe endoprotez stawu biodrowego ulegają z czasem widocznym zmianom makroskopowym [16,32] w postaci: zmian zabarwienia i zmian struktury ich powierzchni nośnej, postępującego wycierania ich ścian [10] oraz pojawiania się pęknięć i ubytków powierzchni nośnej, doprowadzających do znacznego osłabienia materiału [5,7,15,24,26,29]. Nie bez znaczenia są również odczynowe reakcje biologiczne tkanek wokół implantowanych panewek polietylenowych, które mogą doprowadzać do rozległej osteolizy powodującej obłuzowanie endoprotezy. U podłoża opisywanych uszkodzeń mechanicznych i przedwczesnego zużywania się panewek endoprotez leżą niewątpliwie zmiany wewnętrznej struktury przestrzennej polimeru. Jak wiadomo, stosowany w chirurgii ortopedycznej polietylen o wysokiej gęstości UHDPE charakteryzuje się dwufazową strukturą,

FAILURES IN TOTAL HIP ARTHROPLASTY CONNECTED WITH POLYETHYLENE

JANUSZ OTFINOWSKI*, ZBIGNIEW RUDZKI**, ANDRZEJ PAWELEC***,
BOGUSŁAW FRAŃCZUK*

* TRAUMATOLOGY DEPARTMENT OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY
MEDICAL COLLEGE, KRAKÓW

** PATHOLOGY DEPARTMENT OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY
MEDICAL COLLEGE, KRAKÓW

*** ORTHOPAEDICS DEPARTMENT OF THE JAGIELLONIAN UNIVERSITY
MEDICAL COLLEGE, KRAKÓW

Abstract

Polyethylene is commonly used as a component in the majority of hip joint prostheses. Growing number of information regarding failures of the polyethylene due to its long-term implantation shows that this material, besides obvious advantages, has also many disadvantages. The latter are undoubtedly: excessive wear of some polyethylene cups, delamination and peeling of the bearing surfaces of the cups, fracture and fragmentation of the cups and ability to cause harmful biological reactions. Unstable internal structure of the polyethylene and varying crystallinity of the polyethylene cups may cause changes in the mechanical properties of the cups with consequent failure of the hip arthroplasty.

Key words: hip prosthesis, polyethylene acetabular cups, wear, failures in hip arthroplasty

Polyethylene is nowadays a commonly used implantation material in joint replacement surgery. Years ago, when it was first introduced to orthopaedic surgery, it seemed that, due to its good biological tolerance, high mechanical strength, and low price, it would meet all the requirements imposed on biomaterials. However, increasing number of reports indicated that in addition to the undisputed advantages, this material also had some serious drawbacks, which appeared only in the course of its long-term exploitation in the organism. Numerous observations have shown that polyethylene acetabular cups undergo visible macroscopic changes with time [16,32], these being changes in colour and structure of the bearing surfaces, progressive erosion of their walls [10], and the appearance of cracks and cavities on the bearing surface, leading to significant weakening of the material [5,7,15,24,26,29]. Biological reactions in the tissue around the implanted polyethylene acetabular cups are also of significance, and may become a source of failure after a completed alloplasty.

Mechanical damages and premature wear of the polyethylene cups are undoubtedly caused by changes in the internal structure of the polymer itself. It is well known that the high density polyethylene - UHDPE - used in orthopaedic operations has a two-phase structure, which consists of a crystalline phase and an amorphous one. The quantitative proportion of these two phases is decisive for the mechanical characteristics of the material, and should

na którą składają się: faza krystaliczna i faza amorficzna. Stosunek ilościowy obu tych faz decyduje w dużej mierze o cechach mechanicznych materiału i powinien być wielkością w miarę stałą [2]. Niestety nie jest to łatwe w realizacji, gdyż wiele czynników ubocznych może mieć wpływ na zmianę stopnia krystaliczności polietylenu. Zmiany takie mogą być wynikiem działania czynników fizycznych i chemicznych związanych z samym procesem produkcji polimeru. Niewłaściwe warunki wytwarzania polietylenu mogą spowodować, że już we wstępnej fazie produkcji, w wyniku nieprawidłowej polimeryzacji i krystalizacji, struktura wewnętrzna panewki może ulec niekorzystnej zmianie. Nakładać się na to mogą czynniki związane z dalszą obróbką i końcowym modelowaniem panewek a zwłaszcza przeprowadzana w ostatnim etapie produkcji sterylizacja radiacyjna [7].

O niejednorodności struktury wewnętrznej polietylenu świadczą opublikowane wyniki badań termooanalitycznych próbek polietylenu pochodzących z nowych, nieużywanych dotąd panewek [16,17]. Badania te wykazały znaczne różnice w stopniu krystaliczności poszczególnych próbek, nawet tych pobranych z różnych miejsc tej samej panewki. Również materiał pobrany z panewek używanych, usuniętych z powodu ich obluźnienia lub innych powikłań wymagających wymiany endoprotezy, wykazywał znaczne różnice w stopniu krystaliczności poszczególnych próbek. Co więcej, stopień krystaliczności tych próbek wyraźnie wzrastał po dłuższym okresie implantacji, co może sugerować, że implanowany polietylen zmienia swoją strukturę krystaliczną pod wpływem działania czynników biologicznych [17].

Zmiany struktury wewnętrznej polietylenu doprowadzając do obniżenia jego wytrzymałości mechanicznej mogą się stać przyczyną przedwczesnego, szybko postępującego zużycia panewek endoprotez stawów biodrowych [13,21,22]. Prowadzić to może do wystąpienia bardzo poważnego powikłania alloplastyki stawów, jakim jest aseptyczne obluźnienie endoprotezy, które niweczy efekt wykonanej operacji i wiąże się z koniecznością reoperacji chorego.

Istnieją trzy różne formy aseptycznego obluźnienia endoprotez związane z nadmiernym i przedwczesnym zużyciem polietylenu:

1. **obluźnienie wybuchowe** będące wynikiem postępującej szybko zmiany struktury wewnętrznej polietylenu, która może doprowadzić do tak dużego osłabienia materiału, że staje się on bardzo podatny na uszkodzenia. Może wtedy łatwo dojść, nawet pod wpływem niewielkiego urazu, do złamania panewki polietylenowej a nawet jej rozkawałkowania, co jest bardzo poważnym powikłaniem wymagającym szybkiej interwencji operacyjnej i wymiany uszkodzonej endoprotezy [5,15,24,26,29,30,31]. Sytuacje takie, na szczęście rzadkie, należy wiązać raczej z wadą materiałową powstałą jeszcze przed implantacją protezy, w procesie produkcji i podczas sterylizacji elementów polietylenowych.

2. **obluźnienie zmęczeniowe** będące wynikiem stopniowo narastającej zmiany struktury wewnętrznej polietylenu na powierzchni trącej panewki oraz w leżącej bezpośrednio pod nią warstwie podpowierzchniowej. Zmiany te powodują znaczne obniżenie wytrzymałości mechanicznej materiału i zwiększają podatność powierzchni nośnej panewki na ścieranie. Cooper i inni [6] wyróżniają dwa odmienne mechanizmy prowadzące do ścierania powierzchni panewki polietylenowej - jeden nazwany przez nich ścieraniem mikroskopowym - drugi nazwany ścieraniem makroskopowym. Pierwszy jest wynikiem tarcia, jakie zachodzi podczas ruchów sztucznego stawu, powodującego wycieranie i odrywanie się od powierzchni trącej polietylenu drobnych, mikroskopijnych nierówności, które przedostają się do przestrzeni okołostawowej. Drugi mechanizm,

be relatively stable [2]. Changes in the crystalline structure of polyethylene may be due to some physical and chemical factors associated with the production of polymer which is a complex and multistage process. Improper conditions of the polymer manufacturing imply improper polymerisation and crystallisation which may bring about unfavourable changes in the internal structure of the cup even at the initial stage of production. These may be enhanced by factors associated with further processing and modelling of the acetabular cup, and especially with the final production stage being radiation sterilisation [7].

The non-uniform internal structure of polyethylene was clearly indicated in the reported results of thermoanalytical tests on the polyethylene from new, unused acetabular cups [16,17]. These tests showed significant differences in the degree of crystallisation of particular samples, even those taken from different places on the same cup. Similarly, samples taken from the used cups, removed because of loosening or other complications requiring replacement of the prosthesis, show significant differences in the degree of crystallisation. [17]. Moreover, crystallinity of these samples clearly increases after a longer period of implantation, which may suggest that the implanted polyethylene changes its structure under the influence of biological factors.

Changes in the internal structure of polyethylene leading to deterioration of its mechanical strength may become a reason of premature and quickly-progressing wear of acetabular cups in the hip prostheses [13, 21,22]. This in turn may lead to very serious complications in the joint alloplasty, such as aseptic loosening of the prosthesis, which cancels out the effect of operation and makes it necessary to reoperate on the patient.

There are three different forms of aseptic loosening of prostheses, which are caused by structural changes in polyethylene and the associated excessive wear of the material:

1. **explosive loosening** - which is a result of rapidly progressing changes in the internal structure of polyethylene, leading to such weakening of the material that it becomes very prone to damages. At that point, even a slight injury, may cause fracture of the polyethylene cup, or its fragmentation, which is a very serious complication requiring quick surgical intervention and replacement of the damaged prosthesis [5, 15, 24, 26, 29, 30, 31]. Such situations, which are fortunately rather rare, should be accounted for by material defects developed prior to implantation of the prosthesis, i.e. in production or sterilisation of the polyethylene elements.

2. **fatigue loosening**, which is a result of changes, increasing with time, in the internal structure of the friction face of the acetabular cup and in the subjacent layer. These changes cause significant reduction of the mechanical strength of the material, and increase the susceptibility of the bearing surface of the cup to abrasion. Cooper et al. [6] distinguish two different mechanisms leading to abrasion of the polyethylene acetabular cup: the first one referred to as "microscopic abrasion", and the second one - "macroscopic abrasion." The first mechanism is a result of friction that occurs during the movements of the artificial joint. Microscopic irregularities are rubbed away from the working surface of the polyethylene, and accumulate in the periartrodial space. The second, more destructive mechanism, is a joint effect of friction associated with movement and cyclic loading of the bearing surface of acetabular cup, caused by walking. The interrupted loading of the polyethylene elements causes the appearance of surface ruptures and cracks, which significantly reduce mechanical strength. Under the influence of friction, large fragments of the bearing surfaces may exfoliate and spall be

bardziej destrukcyjny, jest wynikiem kumulacji tarcia związanego z ruchem i cyklicznego obciążenia powierzchni nośnej panewki polietylenowej, do jakiego dochodzi podczas chodu. Działające w sposób przerywany obciążenie polietylenu powoduje powstawanie podpowierzchniowych pęknięć i szczelin stanowiących miejsca o znacznie zmniejszonej wytrzymałości mechanicznej. Pod wpływem tarcia, w miejscach tych może dojść do złuszczenia i oddzielania się dużych fragmentów powierzchni nośnej, co prowadzi do następującej deformacji wnętrza panewki. Obie te formy ścierania, sumując się, powodują stopniowe pogłębianie i odkształcanie całej panewki, co doprowadza z czasem do pojawienia się objawów inkongruencji obu elementów endoprotezy i stwarza niekorzystne warunki biomechaniczne dla pracy sztucznego stawu. W efekcie może to doprowadzić do obłuzowania całej panewki wskutek nieprawidłowego rozkładu sił i punktowych przeciążeń w miejscu osadzenia protezy, prowadzących do rozerwania połączeń na granicy proteza - kość lub cement-kość.

3. **obłuzowanie biologiczne** będące wynikiem szkodliwego działania ścieranych i uwalnianych z powierzchni panewki cząsteczek polietylenu i wywołanych przez nie reakcji tkankowych.[9,11,19,23,27,33]. Elementy kostne i tkanki miękkie otaczające implantowaną protezę stawu są bogato unaczynione i skłonne do reagowania nasilonymi i przewlekłymi odczynami zapalnymi. Ponadto tkanki te nie są fizjologicznie i strukturalnie dostosowane do kontaktu z ciałami obcymi. Powoduje to, że reakcja zapalna wywołana przez ciągle drażnienie okolicznych tkanek przez fragmenty polietylenu jest zjawiskiem nieuniknionym. Wyeliminowanie tej reakcji jest praktycznie niemożliwe, gdyż nawet materiały takie jak polietylen, uważane za biologicznie obojętne są w szczególnych warunkach otoczenia implantu traktowane jak ciało obce. Tkanka łączna wchodząca w kontakt z nieustannie napływającymi cząsteczkami polietylenu podejmuje czynności zmierzające do ich usunięcia na drodze fagocytozy, strawienia enzymatycznego lub zmniejszenia ich koncentracji na drodze czynnego transportu. Ulega ona przy tym przebudowie, której celem jest specjalizacja do wykonania tych zadań. Wiedza na temat mechanizmów rządzących reakcją zapalną wokół protezy jest bardzo skąpa, stąd możliwości skutecznego zredukowania lokalnego zapalenia, bądź modyfikacji jego typu nie są obecnie dostępne. Obraz histologiczny tkanek okołoprotezowych usuniętych w trakcie reoperacji cechuje znaczna zmienność osobnicza o niejasnych przyczynach [14,18,34]. Charakterystyczne są różnice związane z istnieniem osteolizy wokół endoprotezy oraz różnice związane z makroskopowo widocznym uszkodzeniem panewki polietylenowej. Charakterystyczną zmianą w tkankach okołostawowych towarzyszącą uszkodzeniu kości - osteolizie - jest nasilony, limfocytny odczyn zapalny oraz wyraźnie większa ilość fragmentów cementu kostnego. Przypadki, w których w trakcie reoperacji stwierdzono zniszczenie panewki polietylenowej łączyły się z bardziej nasiloną reakcją olbrzymiokomórkową [23]. Z danych z piśmiennictwa wiadomo, że reakcja ta może być wywołana bezpośrednio przez cząstki polietylenu [33] i że sama ma znaczny potencjał niszczący [25], zamykając w ten sposób błędne koło wiodące do uszkodzenia tkanek wokół zaprotezowanego stawu. Drugim zjawiskiem towarzyszącym zawsze uszkodzeniu panewki polietylenowej jest rozlane szkliwienie ziarniny tworzącej się wokół stawu. W zeszkliwiałej tkance łącznej dochodzi do zaburzenia drożności naczyń limfatycznych, a co za tym idzie do upośledzenia drenażu dostających się w jej obręb ciał obcych. Efektywne usuwanie fragmentów polietylenu z płynu stawowego i tkanek przyległych do protezy jest według Willerta [33] istotne dla zachowania stabilności układu proteza - kość. Obserwowane szkliwienie tkanki łącznej może być rozpatrywane jako czyn-

off, which leads to increasing deformation of the interior of the cup. To sum up, both mentioned forms of abrasion lead to gradual deepening and distortion of the entire acetabular cup, followed by visible symptoms of incongruence of the artificial hip elements, i.e. unfavourable biomechanical conditions for the work of the artificial joint. Finally, loosening of the entire cup may occur as a result of incorrect distribution of forces and local overloads, especially in the area of the prosthesis fixture, leading to fractures at the prosthesis-bone or cement-bone interfaces.

3. **biological loosening**, which is a result of tissue reactions evoked by polyethylene material rubbed-off from the surface of the cup [9,11,19,23,27,33]. The bone and soft tissue surrounding the implanted joint prosthesis are richly vascularized and susceptible to intense and chronic inflammatory reactions. Moreover, these tissues are not physiologically or structurally adapted to be in contact with foreign bodies. This causes inflammatory reactions, induced by constant irritation of the surrounding tissues by polyethylene fragments. It is virtually impossible to eliminate this reaction, since even such materials as polyethylene, regarded as biologically neutral, are foreign bodies in relation to the surrounding tissues. The connective tissue, coming into contact with the constantly increasing number of polyethylene fragments, tends to remove them, by means of phagocytes, enzymatic digestion, or to reduce their concentration through active transport. For these specific tasks the connective tissue undergoes some transformation. Our current knowledge of the mechanisms governing the inflammatory reactions around the prosthesis is not sufficient, and therefore effective means of reducing local infections or its modifying are not available. Histological picture of the periprosthetic tissue removed in the course of reoperation is characterised by significant individual variability of uncertain aetiology [14,18,34]. There are characteristic differences associated with osteolysis around the prosthesis and with macroscopically visible damage to the polyethylene cup. One of the characteristic changes in periarticular tissues in the case of bone damage - osteolysis - is an intense lymphocytic inflammatory reaction and a markedly larger quantity of bone cement fragments. Cases where destruction of acetabular cup was stated in the course of reoperation were associated with a more intensified gigantocellular reaction [23]. From the data in the literature it can be inferred that this reaction may be evoked directly by polyethylene [33], and that the reaction itself has significant destructive potential [25], leading to damage of the tissues surrounding the prosthetised joint. The second phenomenon always accompanying damages of the polyethylene acetabular cup is a diffuse hyalinisation of the granulation around the joint. In the hyalinised connective tissue the patency of lymphatic vessels is disturbed, and so is the drainage of foreign bodies that penetrate in the vicinity. Effective removal of the polyethylene fragments from the joint fluid and the tissues adjacent to the prosthesis is essential, according to Willert [33], for the stability of the prosthesis-bone system. The observed hyalinisation may be considered as a factor causing disturbances of equilibrium between the inflow and evacuation of polymer fragments. It is not impossible that this is an essential factor that initiates accumulation of irritating polyethylene fragments in the immediate vicinity of the prosthesis.

To summarise, we can say, that polyethylene used in joint prostheses is a highly imperfect material. Its unstable internal structure, being a reason of excessive wear and tendency to evoke undesirable biological reactions in the immediate vicinity of the implanted prosthesis, are problems that should

nik wiódący do zaburzenia równowagi pomiędzy napływem a ewakuacją cząstek polimeru. Nie wykluczone, że jest ono istotnym zjawiskiem inicjującym gromadzenie drażniących fragmentów polietylenu w bezpośrednim otoczeniu protezy.

Podsumowując można powiedzieć, że polietylen stosowany w endoprotezach stawu biodrowego jest materiałem dalece niedoskonałym. Niestabilność struktury wewnętrznej umożliwiająca nadmierne szybkie zużycie materiału oraz zdolność wywoływania niekorzystnych reakcji biologicznych wokół wszczepionych endoprotez to zasadnicze wady polietylenu, które powinny zostać wyeliminowane. Miejmy nadzieję, że trwające od lat próby udoskonalenia polietylenu oraz prowadzone poszukiwania trwalszych i bardziej obojętnych biologicznie materiałów przyniosą w końcu efekt i doprowadzą do zastąpienia polietylenu lepszym materiałem implantacyjnym.

Piśmiennictwo

- [1] Bankston AB, Faris PM, Keating EM, Ritter MA.: Polyethylene wear in total hip arthroplasty in patient-matched groups; a comparison of stainless steel, cobalt chrome, and titanium-bearing surfaces. *J Arthroplasty*, 8, (1993), 315-22.
- [2] Boenig HV.: Structure and properties of polymers. In: Nieldenzu K, Zimmer H, eds. Thieme Editions in chemistry and related areas. Stuttgart, etc; Georg Thieme Publishers, 1973, 140-77.
- [3] Charnley J., Cupic Z.: The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1973; 95-25.
- [4] Charnley J., Halley D.K.: Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop.*, 112, (1975), 170-9.
- [5] Collins D.N., Chetta S.G., Nelson C.L.: Fracture of the acetabular cup; a case report. *J Bone Joint Surg [Am]*, 64-A, (1982), 939-40.
- [6] Cooper J.R., Dowson D., Fisher J.: Macroscopic and microscopic wear mechanism in ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear*, (1993), 162-164: 378-384.
- [7] Eyerer P.: Werkstoffliche untersuchungen an explantierten hauptflächen aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMW PE). *Biomed. Technik*, 28, (1983), 297-309.
- [8] Hay J.N.: Applications of thermal analysis of polymers. In: Charsley EL, Warrington SB, eds. *Thermal analysis - techniques and applications*. The Royal Society of Chemistry, Cambridge; 1992; 172-4.
- [9] Howie D.W., Haynes D.R., Rogers S.D., McGee M.A., Pearsy M.J.: The response to particulate debris. *Orthopedic Clinics of North America*, 24, 4, (1993), 571-581.
- [10] Isaac G.H., Atkinson J.R., Dowson D., Wroblewski B.M.: The role of acrylic cement in determining the penetration rate of the femoral heads in the polyethylene sockets of Charnley hip prostheses. In: Willert H-G, Buchhorn GH, Eyerer P, eds. *Ultra-high molecular weight polyethylene as biomaterial in orthopedic surgery*. Toronto, etc: Hogrefe & Huber, 1990: 128-36.
- [11] Jasty M., Smith E.: Wear particles of total joint replacement and their role in periprosthetic osteolysis. *Current opinion in rheumatology*, 4, (1992), 204-209.
- [12] Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992; 303-9.
- [13] McKellop H., Clarke I.C., Markolf K.I., Amstutz H.C.: Wear characteristic of UHMW Polyethylene: a method for accurately measuring extremely low wear rates. *J Biomed. Mater. Res.*, 12, (1978), 895-927.
- [14] Mirra J.M., Amstutz H.C., Matos M., Gold R.: The pathology of the tissues and its clinical relevance in prosthesis failure. *Clin Orthop.*, 117, (1976), 221-5.
- [15] Otfinowski J., Dutka J.: Złamanie panewki polietylenowej jako wczesne powikłanie całkowitej alloplastyki stawu biodrowego. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.*, 56, (1991), 150-4.
- [16] Otfinowski J., Dutka J., Pawelec A.: Zmiana krystaliczności polietylenu w uszkodzonych panewkach endoprotez stawu biodrowego typu Wellera. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.*, 57, (1992), 111-4.

eliminated. Perhaps the investigations going on for years to improve the properties of polyethylene and to develop more stable more biologically neutral materials will finally allow to replace the currently used implant materials with better ones.

References

- [17] Otfinowski J., Pawelec A.: Changing crystallinity of polyethylene in the acetabular cups of Weller hip prosthesis. *J. Bone Joint Surg.*, 77-B, (1995), 802-805
- [18] Pezzaglia U.E., Dell, Orbo C., Wilkinson M.J.: The foreign body reaction in total hip arthroplasties; a correlated light microscopy, SEM and TEM study. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 106, (1987), 209-19.
- [19] Revell P.A., Weightman B., Freeman M.A., Roberts B.V.: The production and biology of polyethylene wear debris. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 91, (1978), 167-81.
- [20] Roe R.J., Grood E.S., Shastri R., Gosselin C.A., Noyes F.R.: Effect of radiation sterilization and aging on ultrahigh molecular weight polyethylene. *J. Biomed. Mater. Res.*, 15, (1981), 209-30.
- [21] Rose R.M., Crugnola A., Ries M., et al.: On the origins of high in vivo wear rates in polyethylene components of total joint prostheses. *Clin Orthop.*, 145, (1979), 277-86.
- [22] Rose R.M., Nusbaum H.J., Schneider H., et al.: On the true wear rate of ultra high-molecular-weight polyethylene in the prosthesis. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 62-A, (1980), 537-49.
- [23] Rudzki Z., Otfinowski J., Stachura J.: The histological appearance of the periprosthetic capsule in failed total hip arthroplasty differs depending on the presence of polyethylene acetabulum destruction, iliac bone damage and presence of infection. *Pol. J. Patholog.*, 47, 1, (1996), 19-25.
- [24] Salvati E.A., Wright T.M., Burstein A.H., Jacobs B.: Fracture of polyethylene cups: report of two cases. *J. Bone Joint Surg. [AM]*, 61-A, (1979), 1239-42.
- [25] Santavirta S., Kottinen Y.T., Bergroth V., Escola A., Talroth K., Lindholm S.: Aggressive granulomatous lesion associated with hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.*, 72-A, (1990), 252-7.
- [26] Scherrer U.: Fracture of the acetabulum in old Charnley prostheses. *Z Orthop.*, 114, (1976), 949-60.
- [27] Schmalzried T.P., Jasty M., Harris W.H.: Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. *J. Bone joint Surg.*, 74-A, (1992), 849-63.
- [28] Schmalzried T.P., Kwong L.M., Jasty M., et al.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty: analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin. Orthop.*, 274, (1992), 60-78.
- [29] Stuck K.J., Falahee M.H., Brandon C.J.: Fracture of the polyethylene acetabular cup in total hip arthroplasties. *Can. Assoc. Radiol. J.*, 39, (1988), 65-7.
- [30] Thirupathi R.G., Husted C.: Failure of polyethylene acetabular cups; two case reports. *Clin. Orthop.*, 179, (1983), 209-13.
- [31] Weightman B., Isherwood D.P., Swanson S.A.V.: The fracture of ultrahigh molecular weight polyethylene in human body. *J. Biomed. Mater. Res.*, 13, (1979), 669-72.
- [32] Weightman B., Swanson S.A.V., Isaac G.H., Wroblewski B.M.: Polyethylene wear from retrieved acetabular cups. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 73-B, (1991), 806-10.
- [33] Willert H.G., Semlitsch M.: Reaction of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J. Biomed. Mater. Res.* 11, (1997), 157-164.
- [34] Williams R.P., McQueen Da.: A histopathologic study of late aseptic loosening of cemented total hip prosthesis. *Clin. Orthop.* 275, (1992), 174-9.