

BADANIA WPŁYWU CZASU NA WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE POLIETYLENOWYCH PANEWEK ENDOPROTEZ STAWU BIODROWEGO

EWA KOLCZYK^{1*}, KRZYSZTOF SOB CZYK², JERZY MYALSKI³,
ALICJA BALIN¹

¹ KATEDRA MECHANIKI MATERIAŁÓW,
POLITECHNIKA ŚLĄSKA

² SZPITAL MIEJSKI W SIEMIANOWICACH ŚLĄSKICH

³ KATEDRA TECHNOLOGII STOPÓW METALI I KOMPOZYTÓW,
POLITECHNIKA ŚLĄSKA

* E-MAIL: EWA.KOLCZYK@POLSL.PL

Streszczenie

W pracy badano wpływ czasu na właściwości polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego. Badaniom poddano oryginalne panewki z wysokocząsteczkowego polietylenu, wyprodukowane w latach od 1991 do 2003. Przeprowadzono pomiar twardości oraz statyczną próbę rozciągania próbek wykonanych z panewek. Stwierdzono niekorzystny wpływ czasu na właściwości mechaniczne panewek polietylenowych. Wraz z upływem czasu wystąpił wzrost twardości i modułu sprężystości E oraz spadek wytrzymałości na rozciąganie R_m polietylenu, z którego wykonane były panewki. Zmiany właściwości mechanicznych polietylenowych panewek mogą prowadzić do kruchej pęknięcia materiału.

Słowa kluczowe: endoproteza, panewka, właściwości mechaniczne, twardość, wytrzymałość na rozciąganie, moduł sprężystości

[*Inżynieria Biomateriałów, 74, (2008), 11-15*]

Wprowadzenie

Polietylen jest jednym z głównych biomateriałów, który znalazł zastosowanie w chirurgii ortopedycznej. Jest on ważnym elementem endoprotez stosowanych w ortopedii. Swoje powodzenie zawdzięcza rozwojowi alloplastyki stawu biodrowego i kolanowego. Rozwój alloplastyki staje się źródłem wielu badań i prac, które uwzględniają tworzenie nowych materiałów i typów endoprotez. Do najważniejszych kierunków rozwoju endoprotezoplastyki należy poprawa stabilności mocowania endoprotezy i trwałości materiału, z którego jest ona wykonana. Na właściwe funkcjonowanie i trwałość endoprotezy mają wpływ następujące czynniki: cechy geometryczne i materiałowe konstrukcji endoprotezy, technika operacyjna, przebieg rehabilitacji oraz styl życia pacjenta po zabiegu operacyjnym [1,2].

Polietylen, z którego wykonane są panewki, charakteryzuje się małym współczynnikiem tarcia, obojętnością biologiczną i zdolnością do tłumienia drgań. Obok swoich zalet posiada on wiele wad, do których należą: starzenie, niska granica plastyczności, skłonność do pełzania, niska odporność na zużycie ścierne [3-6]. Panewki ulegają z czasem widocznym zmianom w postaci zmiany zabarwienia powierzchni, zmiany kształtu w wyniku trwałych odkształceń (zmniejsza się grubość ścianki), osłabienia przekroju prowadzącego do perforacji i pęknięć (RYS. 1) [3,7]. Inicjowanie pęknięć wiąże się z występowaniem obszarów cyklicznie obciążonych [8].

EXAMINATION OF TIME'S INFLUENCE ON MECHANICAL PROPERTIES OF POLYETHYLENE HIP CUP ENDOPROSTHESES

EWA KOLCZYK^{1*}, KRZYSZTOF SOB CZYK², JERZY MYALSKI³,
ALICJA BALIN¹

¹ DEPARTMENT OF MATERIALS MECHANICS,
SILESIA N UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

² MUNICIPAL HOSPITAL IN SIEMIANOWICE ŚLĄSKIE

³ DEPARTMENT OF TECHNOLOGY OF METALS ALLOYS
AND COMPOSITES,

SILESIA N UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

* E-MAIL: EWA.KOLCZYK@POLSL.PL

Abstract

The paper refers to the study of the influence of time on the properties of polyethylene hip joint cups. Original cups made of a high-molecular-weight polyethylene, produced in the years 1991-2003, were used for the study. Hardness measurement and a static tensile test of cup specimens were carried out. A disadvantageous impact of time upon the polyethylene cups' mechanical properties was observed. Over time, an increase in hardness and elasticity modulus E was observed coupled with a decrease in tensile strength R_m of the polyethylene of which the cups were made. Changes in the polyethylene cups' mechanical properties may lead to material's brittle cracking.

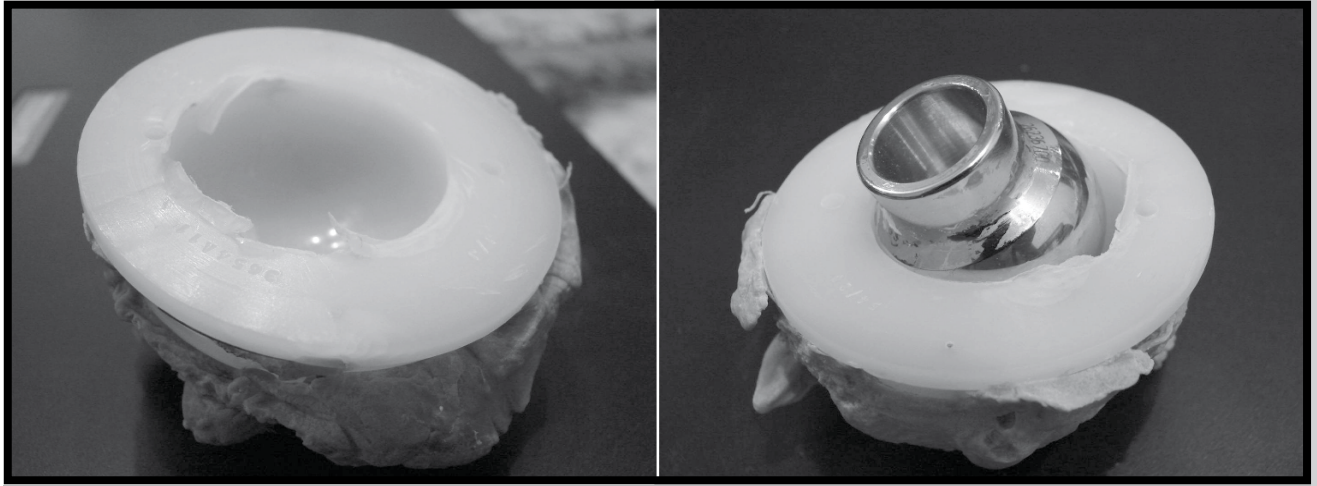
Keywords: endoprosthesis, cup, mechanical properties, hardness, tensile strength, elasticity modulus

[*Engineering of Biomaterials, 74, (2008), 11-15*]

Introduction

Polyethylene belongs to crucial biomaterials applied in orthopedic surgery. It constitutes an important component of endoprostheses used in orthopedics. Polyethylene's popularity is connected with the development of hip joint and knee joint alloplasty. The development of alloplasty is becoming a source of many studies and works aiming at the creation of new materials and new types of endoprostheses. One of the most important roles of endoprosthesis-plasty is stable fixing of an endoprosthesis and durability of the material it is made of. Appropriate operation and durability of an endoprosthesis are influenced by the following factors: geometric and material-related features of endoprosthesis's structure, surgical technique, the rehabilitation procedures and the patient's lifestyle following a surgery [1,2].

The polyethylene of which endoprosthesis cups are made is characterized by a low friction coefficient, biological inertness and vibration dumping capacity. Apart from its advantages, it has many disadvantages, such as: ageing, low yield point, susceptibility to creeping, low resistance to abrasive wear [3-6]. Over time, the cups undergo visible changes in the surface colour and in shape, the latter resulting from permanent deformations (wall's thickness decreases). Their cross-section weakens, thus leading to perforations and cracking (FIG.1) [3,7]. Crack initiation is associated with the occurrence of cyclically loaded areas [8].



RYS. 1. Polietylenowa panewka z fragmentami cementu kostnego po 10-letnim okresie użytkowania z widocznymi efektami zużycia trybologicznego, odkształcenia plastycznego i pęknięcia.

FIG. 1. Polyethylene cup with bone cement fragments after a 10-year operation period with visible effects of tribological wear, plastic deformation and cracking.

Samo powstawanie pęknięcia zależy od sztywności kości, wielkości siły zadanej przy mocowaniu panewki i jej rozmiaru (stosowanie panewek za dużych zwiększa ryzyko powstawania pęknięć) [9].

Do głównych czynników niszczących, którym podlegają panewki, należy zaliczyć czynniki mechaniczne, strukturalne i biologiczne. Na obłuzowanie panewek duży wpływ ma stan strukturalny polimeru, który ze zwiększeniem okresu użytkowania implantu ulega zmianie. Polietylen jest liniowym, semikrystalicznym polimerem o wysokiej gęstości UHMWPE zawierającym kryształy lamelarne i między nimi strefę amorficzną. Wraz ze wzrostem okresu użytkowania implantu stopień krystaliczności polietylenu wzrasta, gdyż ulega on w organizmie człowieka utlenieniu. Wzrost ten może również nastąpić na drodze „wypłukiwania” z materiału fazy amorficznej i względnego wzrostu fazy krystalicznej polimeru. Powoduje to większą kruchość materiału i z tego powodu szybsze zużycie mechaniczne połączone ze złamaniem i rozkawałkowaniem elementu. Zmiana struktury krystalicznej polietylenu następuje również pod wpływem działania czynników biologicznych [10-13].

Obłuzowanie biologiczne jest wynikiem szkodliwego działania czynników ściernych i uwalnianych z powierzchni panewki cząsteczek polietylenu. Uwolnione drobiny polietylenu, podobnie jak i cząsteczki cementu, dostają się do tkanek otaczających staw, wywołując obronne odczyny komórkowe. Obronne działanie tych komórek prowadzi do resorpcji tkanki kostnej, prowadząc do osteolizy. W konsekwencji dochodzi do aseptycznego obłuzowania i pęknięć protezy [4,7,8,10]. Właściwości polietylenu zależą od wielu czynników. Jednym z nich jest wpływ sterylizacji promieniami gamma. Promieniowanie gamma powoduje utlenienie polietylenu, co skutkuje sieciowaniem polimeru, powodując wzrost jego stopnia krystaliczności. Wiąże się to ze zmniejszeniem właściwości wytrzymałościowych polietylenu. Objawów tych nie zaobserwowano przy sterylizacji tlenkiem etylenu [7,14]. Im większa dawka promieniowania gamma, tym obserwuje się większy wzrost twardości i modułu sprężystości polietylenu, co tłumaczy się znacznym stopniem usieciowania polimeru [5,15]. W pracy [15] stwierdzono, iż ze wzrostem twardości wiąże się większa odporność na zużycie trybologiczne. Szczątki zużycia polietylenu były mniejsze po napromieniowaniu promieniami gamma niż przed napromieniowaniem. Zmniejszenie ilości powstających szczątków jest ważne z uwagi na problem osteolizy i pęknięć implantów biodrowych [16].

The formation of a crack itself depends on the bone stiffness, the force used while fixing the cup and the cup size (application of too big cups increases the risk of cracking) [9].

The main destructive factors the cups are subject to include mechanical, structural and biological factors.

The structure condition of the polymer, which undergoes changes during implant's operation period, leads to loosening the endoprotheses cups. Polyethylene is a linear, semi-crystalline polymer with a high UHMWPE density, containing lamellar crystals and an amorphous zone between them. The degree of polyethylene's crystallinity increases gradually as the implant's usage time increases, as polyethylene undergoes oxidation in human organism. Such an increase may also occur as a result of rinsing the amorphous phase out from the material and a relative growth in the polymer crystalline phase. This causes higher brittleness of the material and thus, faster mechanical wear accompanied by breaking and falling apart “rolling up” of the component. Changes in the polyethylene crystalline structure also occur under the influence of biological factors [10-13].

Biological loosening is a result of a harmful action of friction factors and polyethylene molecules released from the cup's surface. The released polyethylene molecules, similarly to cement molecules, penetrate the tissues surrounding a joint, inducing cellular defence reactions. The defensive action of the cells results in osseous tissue resorption, which in turn leads to osteolysis. As a consequence, aseptic loosening and cracking of the prosthesis take place [4,7,8,10].

The properties of polyethylene depend on many factors, one of them being the influence of gamma-ray sterilization. Gamma radiation causes polyethylene's oxidation, which results in polymer cross-linking and enhancement of its crystallinity degree. This is connected with worsening of polyethylene's strength-related properties. Such symptoms have not been observed during ethylene oxide sterilization [7,14]. The bigger the gamma radiation dose, the higher the increase in polyethylene hardness and elasticity modulus, which is accounted for by a considerable degree of polymer cross-linking [5,15]. It was found in paper [15] that an increase in hardness is associated with higher resistance to tribological wear. After gamma-ray irradiation, the remains of polyethylene wear were smaller than before irradiation. A reduction of the number of the remains is important due to the osteolysis problem and cracking of hip joints [16].

W stawie biodrowym, w którym występują dwa podstawowe węzły trybologiczne, obserwuje się duże przemieszczenia, opory tarcia i procesy zużycia. Pierwszy proces zużycia zachodzi w wyniku tarcia podczas ruchów sztucznego stawu, powodując wycieranie i odrywanie się cząstek polietylenu. Drugi, to wynik tarcia związanego z ruchem i cyklicznym obciążeniem powierzchni nośnej panewki podczas chodu. Doprowadza to do powstawania pęknięć podpowierzchniowych i szczelin, złuszczenia, deformacji, odkształcenia i w konsekwencji obłuzowania całej panewki [7].

Do czynników inicjujących mechaniczne uszkodzenie endoprotezy zalicza się niedostatecznie dobre zamocowanie, zastosowanie przestarzałej techniki cementowania, nieprawidłowe ustawienie i scentrowanie główki endoprotezy w stosunku do panewki [4]. Kąt ułożenia panewki jest bardzo ważnym czynnikiem aseptycznych obłuzowań. Właściwe ułożenie panewki powinno odbyć się pod kątem 45° – $50,5^{\circ}$. Bardzo ważna jest również grubość warstwy cementu, która powinna wynosić od 2 do 3 lub 4 mm [17]. Nieprawidłowości te prowadzą do zużycia materiałowego, koncentracji naprężeń ściskających, powodując zużycie tarciowo-ściernie [4].

Proces zniszczenia panewek zachodzi w wyniku wielu zjawisk, a czynnikiem, który odgrywa najważniejszą rolę podczas ich użytkowania jest czas. W związku z tym, celem artykułu jest zbadanie, w jaki sposób czas wpływa na właściwości mechaniczne panewek polietylenowych.

Materiał i metodyka badań

Badaniom zostały poddane oryginalne panewki z wysokocząsteczkowego polietylenu, które nie zostały wykorzystane do implantacji. Zbadano jedenaście panewek wyprodukowanych przez firmę Aesculap i Keramed w latach 1991-1993, 1995, 1997 i 2002-2003. Producentem większości panewek, które wykorzystano do badań była firma Aesculap, a zatem: po jednej panewce z roku 1991, 1992 i 1995 oraz po dwie panewki z roku 1993, 1997, 2003. Badania uzupełniono o dwie panewki wyprodukowane przez firmę Keramed w latach 2002 i 2003. Panewki z 1991 i 1992 roku (firmy Aesculap) poddano tylko próbie twardości, gdyż uległy one zniszczeniu podczas przygotowania z nich próbek do dalszych badań.

Przeprowadzono pomiar twardości na płaskich przekrojach panewek oraz statyczną próbę rozciągania specjalnie przygotowanych próbek w kształcie pierścieni. Próbę twardości przeprowadzono na urządzeniu HK465 firmy Heckernt metodą Brinella przy obciążeniu 135N. Wgłębnikiem była kulka stalowa o średnicy 5 mm.

Statyczną próbę rozciągania pierścieni wyciętych z panewek przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej Instron 4469, stosując prędkość rozciągania 50 mm/min. Wewnątrz próbek w kształcie pierścieni umieszczono dzielony metalowy krążek połączony z odpowiednio przygotowanymi uchwytami metalowymi. Takie zamocowanie próbek zapewniło ich równomierne rozciąganie. Sposób rozciągania pierścieni pokazano na RYS. 2.

In the hip joint, where two basic tribological couples are located, significant dislocations are observed, accompanied by friction resistance and wear processes. The first wear process occurs as a result of friction during the artificial joint's movement, causing wear-out and tear-out of polyethylene molecules. Another wear process is a result of friction connected with movement and cyclic loading of the cup's bearing surface during walking. This leads to crack and gaps formation in the subsurface as well as to peeling off, deformation and consequently, to loosening of the whole cup [7].

Among the factors initiating endoprosthesis' mechanical damage, there are: insufficiently strong fixing, application of an obsolete cementing technique, incorrect positioning and alignment of the endoprosthesis head against the cup [4]. The cup's positioning angle is a very important factor of aseptic loosening. The cup's appropriate positioning should have a 45° – $50,5^{\circ}$ angle. Another significant issue is the thickness of the cement layer, which should be between 2 and 3 or 4 mm [17]. These irregularities lead to material wear and concentration of compressive stresses, thus causing friction and abrasive wear [4].

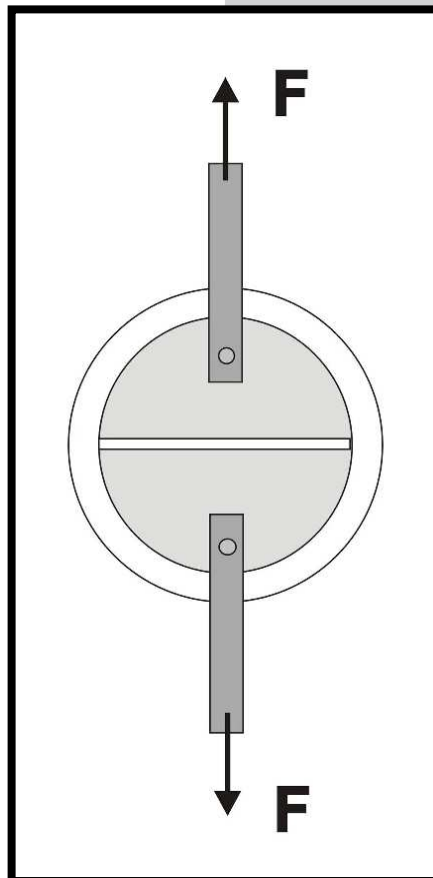
The process of cups' wear takes place as a result of a number of phenomena, while the factor that plays a crucial role here is time. Therefore, the aim of this paper is to study the way in which the elapse of time affects the mechanical properties of polyethylene cups.

Material and research methodology

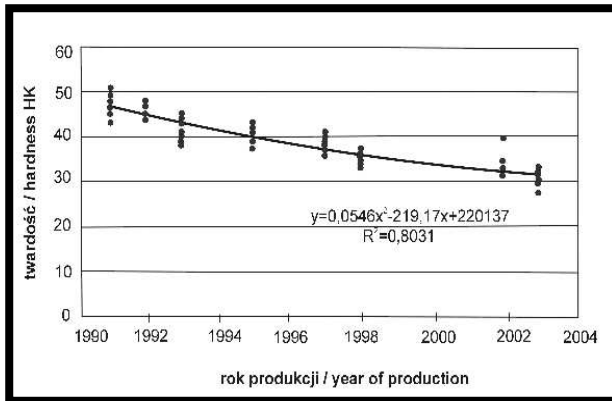
Original cups made of high-molecular-weight polyethylene which weren't used for implantation were tested in this study. Eleven cups were tested. They were produced by Aesculap and by Keramed in the years 1991-1993, 1995 and 1997 and in 2002-2003. More of this cups which were used in this study were produced by Aesculap. One cup in the years 1991, 1992 and 1995, two cups in the years 1993, 1997, 2003. Examinations were completed with two cups, which were produced in the years 2002 and 2003 by Keramed. On cups produced in the years 1991 and 1992 (by Aesculap) only the hardness test was carried out because they were damaged during preparation the specimens for further tests.

Hardness measurement on cups' plane sections and a static tensile test were performed for specially prepared specimens in the form of rings. The hardness test was carried out using Heckernt's HK465 device, via Brinell method, at a load of 135N. A steel globule, 5 mm diameter, was used as an indenter.

A static test of tensioning of the rings cut out off from the cups was performed on Instron 4469 testing machine, with applying the tension rate of 50 mm/min. A metal disc sectional was placed inside the ring specimens, fixed by means of previously prepared metal holders. Such fixing of the specimens ensured uniform tension. The method of rings' tensioning is illustrated in FIG. 2.

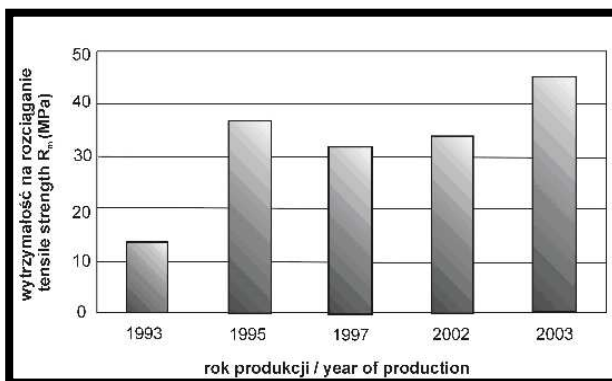


RYS. 2. Schemat rozciągania pierścieni wyciętych z panewek.
FIG. 2. Diagram of tensioning of rings cut out from the cups.



RYS. 3. Wykres zmiany twardości HK panewek w zależności od roku produkcji.

FIG. 3. Diagram of cups' hardness (HK) changes depending on the year of production.

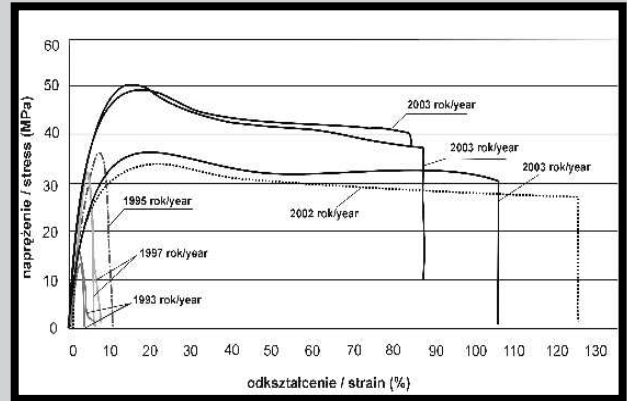


RYS. 5. Wartości wytrzymałości na rozciąganie R_m polietylenu w zależności od roku produkcji panewek.

FIG. 5. Values of polyethylene tensile strength R_m depending on the cups' year of production.

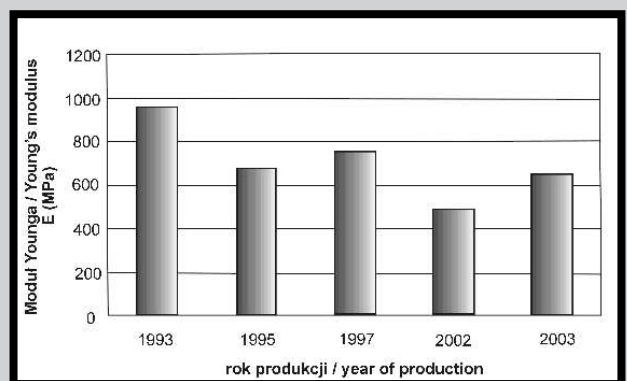
Otrzymane wyniki badań twardości przedstawiono na RYS. 3. Na ich podstawie można stwierdzić, iż w miarę upływu czasu panewki zwiększają swoją twardość. Uzyskane wyniki są zbliżone z wynikami badania twardości panewek prezentowanymi w pracy [18], w której stwierdzono wzrost twardości panewek po próbie sztucznego starzenia wywołanego długotrwałym oddziaływaniem podwyższonej temperatury, a także po działaniu na panewki promieni rentgenowskich w dawkach odpowiadających wielokrotności średniej dawki stosowanej podczas prześwietlenia pacjenta. Efektem tego zjawiska jest spadek właściwości plastycznych polietylenu wraz z upływem czasu, co wiąże się z jego większą skłonnością do kruchego pęknięcia.

Wyniki ze statycznej próby rozciągania próbek przygotowanych z panewek przedstawiono na RYS. 4, 5 i 6. Na podstawie krzywych rozciągania (RYS. 4) można stwierdzić, że próbki wykonane z panewek wyprodukowanych w 2002 i 2003 roku ulegają dużym odkształceniom plastycznym, wykazując zdolność do płynięcia. Próbki z pozostałych panewek zachowują się jak ciało kruche. Występujące odkształcenia są bardzo małe i sprężyste. Najstarszy badany materiał wykazuje najniższą wartość wytrzymałości na rozciąganie $R_m=13,42$ MPa (RYS. 5). Największą wartością wytrzymałości na rozciąganie charakteryzują się próbki z 2003 roku, dla których średnia wartość R_m wynosi 44,97 MPa. Jednocześnie próbki te wykazały zdolność do dużych odkształceń plastycznych (RYS. 4).



RYS. 4. Przykładowe krzywe rozciągania pierścieni wykonanych z panewek.

FIG. 4. Examples of tensile curves of rings made out of cups.



RYS. 6. Wartości modułu Younga E polietylenu w zależności od roku produkcji panewek.

FIG. 6. Values of polyethylene's Young's (E) modulus depending on the cups' year of production.

The results of hardness examination are presented in a diagram in FIG. 3. Based on the diagram, a conclusion can be drawn that the cups increase their hardness over time. The obtained results coincide with the results of the cups hardness study presented in paper [18]. It was noticed that hardness of the cups increased after an attempt of artificial ageing induced by a long-term action of an elevated temperature, as well as after X-ray irradiation of the endoprosthesis cups with doses corresponding to a multiply average dose applied during a patient's X-ray. The effect of this phenomenon is deterioration of polyethylene plastic properties over time, which is associated with its higher susceptibility to brittle cracking.

The results of the static tensile test for specimens made out of endoprosthesis cups are presented in FIG. 4, 5 and 6. Based on the tensile curves (FIG. 4), it can be assumed that the specimens made out of cups produced in the years 2002 and 2003 undergo considerable plastic deformations, demonstrating susceptibility to plastic flow. The specimens of other cups behave like a brittle body. The observed deformations are very small and elastic. The oldest material has the lowest $R_m=13,42$ MPa (FIG. 5). The specimen of 2003 is characterized by the highest value of tensile strength, for which average value of R_m amounts to 44,97 MPa. Simultaneously, this specimen has revealed susceptibility to substantial plastic deformations (FIG. 4).

Z porównania wartości modułów Younga E wynika, iż największą wartością modułu E charakteryzuje się polietylen z 1993 roku. Jako materiał najstarszy stał się on z upływem czasu bardziej twardy i kruchy. Z kolei polietylen nowszych panewek wykazuje niższe wartości modułu Younga E, gdyż panewki te nie utraciły jeszcze swoich właściwości plastycznych.

Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań właściwości mechanicznych polietylenowych panewek stwierdzono, iż wraz z upływem czasu następuje:

- wzrost twardości polietylenowych panewek,
- utrata właściwości plastycznych polietylenu,
- wzrost wartości modułu Younga E polietylenu.

Niekorzystne zmiany wraz z upływem czasu badanych charakterystyk mechanicznych polietylenu mogą być przyczyną skłonności materiału do kruchego pęknięcia. Efektem tego mogą być obłuzowania panewek prowadzące do zmniejszenia trwałości sztucznego stawu biodrowego.

The comparison of Young's moduli (E), shows that the polyethylene produced in 1993 has the highest modulus value. Being the oldest material, it became harder and more brittle over time. The polyethylene in less mature cups has lower values of Young's modulus (E), because these cups have not yet lost their plastic properties.

Conclusions

Based on the studies of polyethylene cups' mechanical properties, the following phenomena were observed to take place over time:

- an increase in polyethylene cups' hardness,
- a loss of polyethylene plastic properties,
- an increase of polyethylene's Young's modulus (E).

The disadvantageous changes of polyethylene mechanical properties over time may be the reason for the material's susceptibility to brittle cracking. In consequence, loosening of the cups may occur, leading to worsened durability of an artificial hip joint.

Piśmiennictwo

- [1] M. Gierzyńska-Dolna: Rola procesów tribologicznych w utracie stabilności endoprotez, *Biomechanika w Implantologii* 2001, 75-80.
- [2] R. Będziński: *Biomechanika Inżynierska, Zagadnienia wybrane*, Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] J. Okrajni, J. Myalski, J. Toborek, J. Cybo, P. Duda: Prognozowanie zmian właściwości polietylenowej komponenty panewkowej endoprotezy stawu biodrowego, *Materiały II Sympozjum Biomechanika w Implantologii* 29, Katowice 1999, 128-133.
- [4] R. Kreczko, P. Małydk, Z. Orłoś: Niektóre aspekty aseptycznych obłuzowań totalnych endoprotez stawu biodrowego, *Materiały III Sympozjum Biomechanika w Implantologii* 32, Katowice 2001, 93-102.
- [5] P. Duda, K. Czaja, J. Cybo, J. Okrajni, J. Myalski: Właściwości materiału panewek endoprotez w funkcji parametrów wewnętrznej budowy chirulenu poddanego odkształceniu i sterylizacji, *Materiały III Sympozjum Biomechanika w Implantologii* 32, Katowice 2001, 62-65.
- [6] E. Kolczyk, K. Sobczyk, J. Myalski, A. Balin: Wpływ czasu na utratę właściwości użytkowych polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego, *Zeszyty naukowe Aktualne problemy biomechaniki* 1, Gliwice 2007, 115-119.
- [7] J. Otfinowski, A. Pawelec: Powikłania allplastyki stawu biodrowego związane z zastosowaniem polietylenu jako elementu endoprotezy, *Sympozjum Biomechanika w Implantologii*, Katowice 1997, 119-124.
- [8] M. Birman, P. Noble, M. Conditt, S. Li, K. Mathis: Cracking and impingement in Ultra-High-Molecular-Weight polyethylene acetabular liners, *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 20 No.7 Suppl. 3, 2005, 87-9.
- [9] Y. Kim, J. Callaghan, T. Brown: Fracture of acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, 111-117.
- [10] W. Shi, H. Dong, T. Bell: Tribological behaviour and microscopic wear mechanisms of UHMWPE sliding against thermal oxidation treated Ti6Al4V, *Material Science and Engineering A291*, (2000), 27-36.

References

- [11] A. Pawelec, J. Otfinowski: Niejednorodna struktura wewnętrzna polietylenu jako źródło powikłań alloplastyki stawu biodrowego, *Sympozjum Biomechanika w Implantologii*, Katowice 1997, 125-128.
- [12] J. Toborek, J. Okrajni, Z. Gajda, J. Cybo: Mechaniczne uwarunkowania trwałości polietylenowej panewki w całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego, *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.* 65(3) 2000, 249-254.
- [13] Otfinowski J., Pawelec A.: Zmiany krystaliczności polietylenu w usuniętych panewkach endoprotez Wellera. *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.*, 1994, s.283-286.
- [14] D. Kusz, P. Wojciechowska, A. Sikora: Możliwości radiologicznej oceny zużywania się komponenty polietylenowej w totalnej alloplastyce stawu biodrowego, *Materiały III Sympozjum Biomechanika w Implantologii* 32, Katowice 2001, 116-119.
- [15] J. Cybo, J. Maszybrocka, P. Duda: Zmiany właściwości mikromechanicznych polietylenu panewek endoprotez w wyniku kształtowania polimeru przez wstępny zgniot i napromieniowanie wiązką elektronów, *XI Seminarium Tworzywa sztuczne w budowie maszyn*, *Mechanika z.6-M* Wyd. Politechniki Krakowskiej, 2006, 127-130.
- [16] S. Affanato, G. Bersaglia, M. Rocchi, P. Tadei, C. Fagnano, A. Toni: Wear behaviour of cross-linked polyethylene assessed in vitro under severe conditions, *Biomaterials* 26, (2005), 3259-3267.
- [17] M. Faris, M. Ritter, E. Keating, A. Thong, K. Davis, J. Meding: The cemented all-polyethylene acetabular cup: Factors affecting survival with emphasis on the integrated polyethylene spacer, *The Journal of Arthroplasty* 2, (2006), 191-198.
- [18] J. Toborek, J. Myalski, J. Okrajni, Z. Gajda, P. Duda: Badania doświadczalne in vitro zmian twardości polietylenowych panewek endoprotez pod wpływem starzenia i oddziaływania promieni rentgenowskich, *Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol.* 65(4) 2000, 431-437.