

poddanego obróbce cieplnej i z naniesioną warstwą węglową obserwuje się zdecydowanie mniejszy wzrost odporności na korozję wżerową w roztworze fizjologicznym Tyrode'a.

## Wnioski

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na możliwość zastosowania warstwy węglowej do uszlachetnienia powierzchni implantatów ze stopu Vitalium. Ogólnie wiadomo, że odporność korozyjna jest ściśle związana z biotolerancją [2, 11]. Wzrost odporności korozyjnej poprawia w konsekwencji biotolerancję, gdyż minimalizowane są reakcje odczynowe na produkty korozji. Uzyskane wyniki w pracy będą miały znaczenie dla perspektywicznych zastosowań na implanty ze stopu Vitalium wykorzystywanych w chirurgii rekonstrukcyjnej narządu ruchu i stomatologicznego. Problem szczegółowej oceny przydatności wytworzonej warstwy wymaga dalszych badań nad biotolerancją w tkankach zwierząt doświadczalnych i w obserwacjach klinicznych.

finish. The optimum structure is that of as-cast alloy with the  $Co_{\beta}$  matrix and numerous carbide precipitates. Significantly smaller improvement of resistance to pitting corrosion in the Tyrode physiological solution is observed for the heat-treated alloy with a carbon coating.

## Conclusions

The results obtained in this work indicate the possibility of employing carbon coatings for surface improvement of implants made of Vitalium. It is commonly known that the corrosion resistance is closely related to biotolerance [2, 11]. The higher the corrosion resistance the better the biotolerance, the reactions to the corrosion products being minimized. The presented results will be of value for the future applications of implants made of the Vitalium alloy in the orthopaedic and dental surgery. The detailed assessment of carbon coating usefulness calls for further testing of biotolerance in the tissue environment of ex-perimental animals and in clinical observations.

## Piśmiennictwo

- [1] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [2] Ungenthün M., Winkler-Gniewek W.: Toxikologie der Metalle und Biokompatibilität metalischen Implantwerkstoffe. Zeit. für Orthop., 122, (1984), 99-105.
- [3] Marciniak J., Koczy B.: Tendencje rozwojowe implantatów z tworzyw metalicznych. Przegląd Mechaniczny, 13, (1989), 16.
- [4] Święcki Z.: Bioceramika dla ortopedii. PAN IPPT, Warszawa 1992.
- [5] Orgaz F. i inni: Materiales Bioceramicos y biovidros. Bulletin de la Sociedad Espanola de Ceramica y Vidrio, 16, 1, (1987), 13
- [6] Fisher G.: Technical ceramics advancing with biomaterials applications. Amer. Cer. Soc. Bull., 62, 11, (1983), 1237.
- [7] Mitura E., Mitura S., Niedzielski P.: Diamondlike carbon coatings for biomedical applications. Diamond and Related Materials, 3, (1994), 896-899.

## References

- [8] Pampuch R. i inni: Nowe materiały węglowe w technice i medycynie. PWN, Warszawa 1988.
- [9] Marciniak J., Boba J., Paszenda Z.: Einfluß von Passivierungs- und Kohlenstoff-schichten auf austenitischen Cr-Ni-Mo Stählen auf die Beständigkeit gegen Lochfraß und Spannungsrisskorrosion. Werkstoffe und Korrosion, 44, (1993), 379-383.
- [10] Paszenda Z.: Wpływ struktury podłoża odlewniczego stopu Co-Cr-Mo na własności fizykochemiczne warstwy węglowej. Praca doktorska, Politechnika Śląska, Gliwice, 1996.
- [11] Mears D.: Metals in Medicine and Surgery. Review 218, Intern. Met. Rev., June, (1977), 223.

## OCENA BIOZGODNOŚCI WŁÓKIEN ARAMIDOWYCH O DUŻEJ WYTRZYMAŁOŚCI MECHANICZNEJ

BOGUSŁAWA ŻYWICKA, DANUTA PALUCH, JOLANTA  
STANISZEWSKA-KUŚ, LESZEK SOLSKI, MARIA SZYMONOWICZ

ZAKŁAD CHIRURGII EKSPERYMENTALNEJ I BADANIA BIOMATERIAŁÓW  
KATEDRY CHIRURGII URAZOWEJ I CHIRURGII REKI AKADEMII  
MEDYCZNEJ WE WROCŁAWIU.

## BIOCOMPATIBILITY EVALUATION OF HIGH STRENGTH ARAMID FIBRES

BOGUSŁAWA ŻYWICKA, DANUTA PALUCH, JOLANTA  
STANISZEWSKA-KUŚ, LESZEK SOLSKI, MARIA SZYMONOWICZ.

INSTITUTE OF EXPERIMENTAL SURGERY AND BIOMATERIALS  
RESEARCH, THE CHAIR AND CLINIC OF TRAUMATOLOGY AND HAND  
SURGERY, MEDICAL ACADEMY, WROCLAW



Nadal trwają poszukiwania materiałów charakteryzujących się dużą wytrzymałością mechaniczną i biogodnością, które znalazłyby zastosowanie w różnych dyscyplinach chirurgicznych. Wymagania takie stawiane są między innymi wszczepom do rekonstrukcji elementów stabilizujących staw, do uzupełniania ubytków kości po chirurgicznym usunięciu guzów nowotworowych, w uzupełnieniu pourazowych i potrepanacyjnych ubytków kości czaszki, do stabilizacji kręgosłupa, a także w operacjach stawu kolanowego i biodrowego. Materiałem o dużej wytrzymałości mechanicznej jest aramid, jednak nie znany jest jego wpływ na tkanki i żywy organizm [9,14].

**Celem pracy** była ocena biogodności włókien aramidowych i ich przydatność w praktyce klinicznej. Włókna aramidowe badano w porównaniu z włóknami poliestrowymi o znanych i ustalonych własnościach biologicznych [5,8].

#### **Badania obejmowały:**

- badania laboratoryjne i biologiczne wyciągów wodnych (pH, przewodność elektryczna właściwa, sucha pozostałość po odparowaniu 100 ml wyciągu, ocena działania toksycznego i hemolitycznego);
- badania zmian powierzchni włókien w mikroskopie skaningowym przed i po implantacji;
- badania cech fizykomechanicznych przed i po implantacji;
- badania reakcji tkanki kostnej u królików oraz tkanki mięśniowej, podskórnej i jamy otrzewnowej u szczurów;
- ocenę zmian w poziomie cytokin IL  $1\beta$  i IL 6 w płynie z jamy otrzewnowej myszy po implantacji badanych włókien.

**Wyciągi wodne** z badanych włókien przygotowano w oparciu o ogólne wymagania farmakopealne z zachowaniem w proporcji 10 g włókien na 100 ml wody podwójnie destylowanej. Próby inkubowano w temperaturze 70°C przez 24h. Do badań biologicznych wyciągi wodne doprowadzono do izotoniczności stałym chlorkiem sodu [4,5].

W badaniach laboratoryjnych wyciągów wodnych stwierdzono porównywalne pH, czterokrotnie wyższą przewodność elektryczną właściwą i suchą pozostałość po odparowaniu wyciągów z włókien aramidowych w stosunku do wyciągów z włókien poliestrowych [10,11,12]. Badanie działania cytotoksycznego przeprowadzono na mrożonym nasieniu buhaja oceniając czas przeżycia plemników w badanych wyciągach w porównaniu do czasu przeżycia plemników w roztworze soli fizjologicznej [8]. Badanie działania hemolitycznego wykonano na erytrocytach ludzkich otrzymanych z krwi grupy 0 Rh+ według metody opartej na fotometrycznym pomiarze supernatantu krwi i wyciągów wodnych [3]. Badanie miejscowego działania toksycznego przeprowadzono na królikach, którym wstrzykiwano śródskórnie badany wyciąg wodny w ilości 0,1 ml. Zmiany zabarwienia skóry oraz wielkość odczynu w miejscach wstrzyknięć kontrolowano po 1, 2, 24 i 48 godzinach [1,2]. W badaniach biologicznych wyciągów wodnych nie stwierdzono działania cytotoksycznego, hemolitycznego oraz miejscowego działania toksycznego po iniekcji śródskórnej. Stwierdzone w badaniach laboratoryjnych związki w wyciągach z włókien aramidowych nie wykazywały działania toksycznego.

**Badania biokorozji** włókien przeprowadzono oceniając zmiany na ich powierzchni oraz zmiany wytrzymałości na zrywanie i zmęczenie po implantacji do jamy otrzewnowej szczura na okres 3, 6, 9 i 12 miesięcy.

Badanie zmian powierzchni przeprowadzono w mikroskopie skaningowym Stereoscan 90.

We are constantly looking for the materials which are characterized by high mechanical strength and biocompatibility, which could find application in different fields of surgery. Such requirements are established for different parts of intraarticular stabilization, filling bone defects after cancer surgery procedures, repairing post-traumatic and post-surgery defects in skull-bones, for spine stabilization and in surgery of hip and knee joints. Aramid fibres are known to exhibit high mechanical strength but as yet we do not know much about their influence on tissues and living organisms [9,14].

**The main purpose our investigation** was to evaluate biocompatibility of aramid fibres and to assess their usefulness in clinical practice. The aramid fibres were tested in comparison with those made of polyester, which are known to have good biological properties [5,8].

#### **Our investigation included:**

- laboratory analyses and biological examination of aqueous extracts (pH, electrical conductivity, dry residue after evaporation of 100 ml of the extract, evaluation of toxicological and haemolytic effects);
- assessment of fibre surface in scanning microscope before and after implantation;
- assessment of physico-mechanical properties of the fibres before and after implantation;
- evaluation of bone tissue reaction in rabbits and muscle, subcutaneous and intraperitoneal tissue in rats;
- assessment of the changes in the level of cytokines IL- $1\beta$  and IL6 in the intraperitoneal liquids of mice after implantation of tested fibres.

**The aqueous extracts** from the tested fibres were made in accordance with the general pharmacopoea requirements with the ratio of 10g of fibres per 100ml of bidistilled water. These specimens were incubated at 70°C for 24h. For biological tests these aqueous extracts were made isotonic by addition of solid NaCl [4,5].

The results of laboratory tests of the aqueous extracts have shown comparable level of pH, four times higher electrical conductivity and dry residue after evaporation of aramid fibres in comparison to the aqueous extracts of polyester fibres [10,11,12].

The investigation of cytotoxicity was carried out on the frozen bull sperm, by assessment of the spermatozoon survival time in the tested aqueous extracts in comparison to the spermatozoon survival time in the physiological saline [8].

The haemolytic effects were examined on the human erythrocytes derived from the blood of group 0 Rh+ by photometric measurement of blood supernatant and aqueous extracts ( $\lambda = 540\text{nm}$ ) [3].

The evaluation of the local intracutaneous toxicity was done on albino-rabbits, by intracutaneous injection of 1ml of the tested extracts. Changes in skin colouration and in reaction size were recorded after 1, 2, 24 and 48 hours [1,2].

In the biological tested of the aqueous extracts we did not noticed any cytotoxicologic or haemolytic effects or local toxicity after intracutaneous injection.

**The evaluation of biocorrosion** of the fibres was done by assessing the changes on their surfaces as well as by observing the changes of the pull knot strength and fatigue strength after implantation into the abdomen cavity in rats for the periods of 3, 6, 9 and 12 months.



Na powierzchni włókien nie stwierdzono zmian po implantacji na okres 180 i 360 dni w porównaniu do powierzchni włókien przed implantacją.

Badania wytrzymałości na zerwanie w węźle i zmęczeniowe wykonano z zastosowaniem urządzenia MTS 852.02 BIONIX oraz MTS 858.02 MINI BIONIX firmy MTS. Do badań zmęczeniowych zastosowano model cyklicznego naprężania włókien w zakresie pomiarowym od 3 do 20 N, z częstotliwością 1 Hz do momentu zerwania się włókna. Badania wytrzymałości na zerwanie wykazały znacznie wyższą wytrzymałość włókien aramidowych na zrywanie w porównaniu z włóknami poliestrowymi. Różnice między badanymi włóknami były istotne matematycznie. Włókna poliestrowe zrywały się w węźle natomiast włókna aramidowe zrywały się poza węzłem, charakterystycznie dla materiałów o dużej wytrzymałości mechanicznej i o małej rozciągliwości, u których zerwaniu ulegają poszczególne włókienka. Zarówno włókna aramidowe jak i włókna poliestrowe nie wykazywały spadku wytrzymałości po implantacji na 3, 6, 9 i 12 miesięcy w porównaniu z włóknami przed implantacją (Rys. 1).

W badaniach zmęczeniowych stwierdzono, że włókna aramidowe zarówno przed jak i po implantacji wykazują 100-krotnie większą wytrzymałość na cyklicznie przykładaną siłę, niż kontrolne włókna poliestrowe.

**W obrazie makroskopowym** po implantacji do tkanki mięśniowej, kostnej i do jamy otrzewnej stwierdzono prawidłowe wgajanie obu rodzajów włókien. Odczyn tkanek charakteryzował się wytworzeniem cienkiej błonki wokół wszczepionych nici, która 90, 180 i 360 dnia po implantacji pokrywała równomiernie wszczep i była silnie związana z jego powierzchnią.

**Ocenę mikroskopową** preparatów z tkanek miękkich przeprowadzono stosując system punktowy opracowany w naszym Zakładzie. Metoda polega na mikroskopowej ocenie szerokości nacieczenia tkanek komórkami zapalnymi w porównaniu ze średnicą wszczepionej nici oraz ocenie ilości i rodzaju komórek występujących wokół wszczepionych włókien [13].

Po implantacji obu rodzajów włókien do tkanek miękkich u szczura obraz mikroskopowy był podobny. We wczesnym okresie nici otoczone były torebką łącznotkankową zbudowaną z licznych fibrocytów, mniej licznych fibroblastów oraz jednojądrzastych komórek typu limfocytów i pojedynczych komórek olbrzymich typu ciała obcego (Rys. 2).

W okresie odległym wytworzona wokół wszczepów torebka miała charakter tkanki łącznej, w której można było wyróżnić dwie warstwy. Warstwa wewnętrzna kontaktująca się z nićmi miała charakter bogatokomórkowej tkanki łącznej, w której widoczne były liczne komórki typu ciała obcego. Warstwa zewnętrzna zbudowana była z licznych gęsto ułożonych włókien klejnorodnych i pojedynczych fibrocytów. Torebka była ostro odgraniczona od otaczających tkanek. Szerokość torebki

The scanning observations were done using the microscope Stereoscan-90. On the fibre surface we did not notice any changes after the periods of 180 and 360 days in comparison to the fibre surface before the implantation.

The fatigue strength tests and the pull knot strength tests were carried out with the use of the following equipment: MTS 852.02 BIONIX and MTS 858.02 MINI BIONIX. The tested fibres were subjected to cyclic loading in the range from 3N up to 20N with the frequency of 1Hz.

The measurements of pull knot strength showed significantly higher strength of the aramid fibres in comparison to the polyester ones. These differences were mathematically significant. The polyester fibres were broken at the knot point while the aramid fibres were broken in different locations outside the knot, which is characteristic of the materials with very high strength but of low ductility. For both kinds of tested fibres we did not notice any changes in their strength after implantation periods of 3, 6, 9 and 12 months in comparison to their strength before the implantation. (Fig. 1).

During the fatigue testing we noticed that the aramid fibres, before as well as after the implantation, were characterized by a 100 times higher resistance to loading than the polyester fibres.

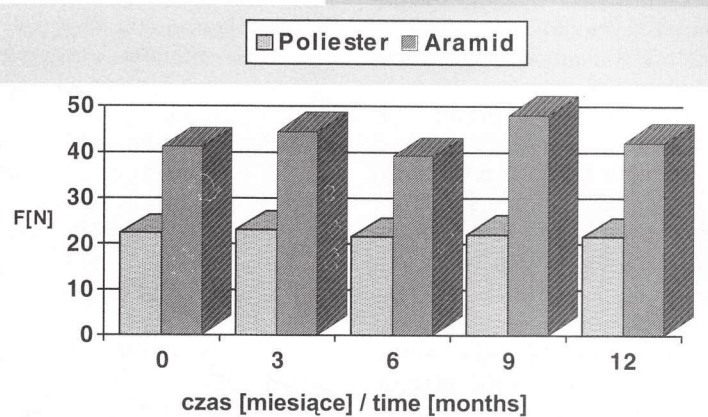
**In the macroscopic examination** after the implantation into the muscles, bones and peritoneal cavity, good healing of both kinds of fibres was observed. The tissue reaction was characterized by the presence of thin membrane around

the implanted threads, which after 90, 180 and 360 days covered implants uniformly and was strongly connected with their surfaces.

**The microscopic assessment** of the soft tissue slices was made according to the point graduation system developed at our Institute. The method is based on the microscopic evaluation of the infiltration width by the inflammatory cells in comparison to the diameter of the implanted fibre as well as on the evaluation of the quantity and types of different cells which surrounded the implanted fibres [13].

Implantation of these two kinds of fibres into the rat's soft tissues gave a very similar microscopic view. At the early stage the threads were surrounded by connective tissue capsule, built of abundant fibrocytes, less numerous fibroblasts and mononucleous cells of the lymphocyte type and singular foreign body cells (Fig. 2).

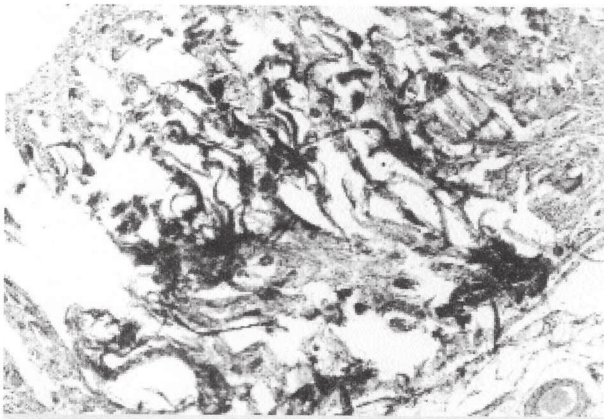
At the later stage the capsule formed around the implanted threads had the character of connective tissue with two distinct layers. The inner layer, in contact with the implanted thread was built of the rich celled connective tissue with numerous foreign body cells. The external layer was built of numerous, densely packed collagenic fibres and single fibrocytes. The capsule was distinctly separated from the surrounding tissues.



**RYS. 1. Ocena wytrzymałości na zerwanie w węźle włókien aramidowych i poliestrowych, w czasie od 3 do 12 miesięcy po implantacji.**

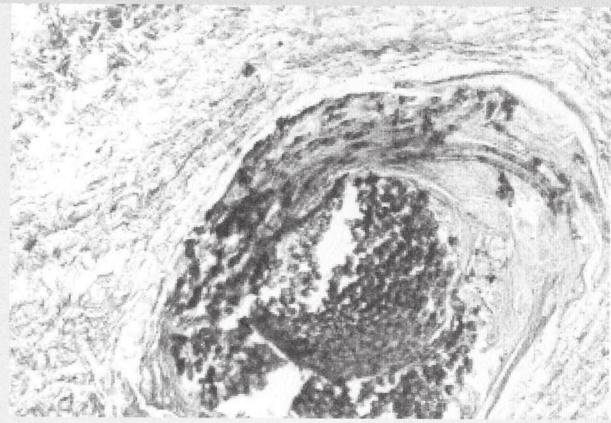
**FIG.1. The pull knot strength of the aramid and polyester fibres 3 to 12 months after implantation.**





RYS.2 Obraz mikroskopowy 14 dni po implantacji włókien aramidowych.

FIG.2. Microscopic picture 14 days after the implantation.



RYS.3. Obraz mikroskopowy 270 dni po implantacji włókien aramidowych.

FIG.3. Microscopic picture 270 days after the implantation.

wokół włókien aramidowych wynosiła 1/4 średnicy nici, natomiast wokół włókien poliestrowych 1/8 ich średnicy (Rys. 3).

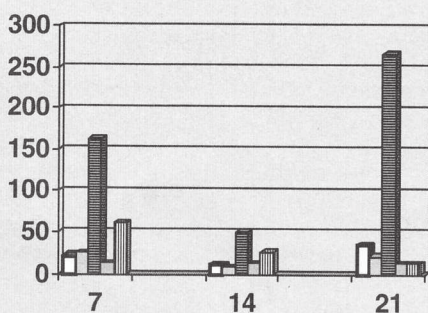
Odczyn tkanki kostnej po implantacji na okres 3 i 6 miesięcy u królika, zarówno wokół nici aramidowych i poliestrowych był podobny. Wytworzona wokół wszczepów tkanka łączna ulegała szkliwieniu a w okresie odległym przekształcała się w tkankę chrzęstną.

**Poziom cytokin IL-1 $\beta$  i IL-6** po implantacji włókien aramidowych do jamy otrzewnowej myszy przeprowadzono w celu otrzymania jednoznacznej odpowiedzi dotyczącej ich biogodności. Jako próbę dodatnią zastosowano krążki z gumowego drenu medycznego. Włókna aramidowe i poliestrowe implantowano w postaci pętli długości 10 cm a gumę w postaci krążka o masie 0,1 g. Badania przeprowadzono na myszach szczepu BALB/C, którym implantowano do jamy otrzewnowej wyżej wymienione materiały. Kontrolę stanowiła grupa zwierząt poddanych zabiegowi operacyjnemu otwarcia i zamknięcia jamy brzusznej oraz grupa zwierząt zdrowych. Na podstawie badań zmian poziomu interleukin przeprowadzonych 7, 14 i 21 dnia po zabiegu stwierdzono istotny wzrost poziomu IL - 1 $\beta$  i IL - 6 w grupie zwierząt z implantowanymi krążkami z gumy. W pozostałych grupach zwierząt wykazano stałą obecność badanych cytokin na niskim poziomie. Poziom cytokin

The thickness of the capsules around the aramid and polyester fibres was 1/4 and 1/8 of the thread diameters, respectively (Fig. 3).

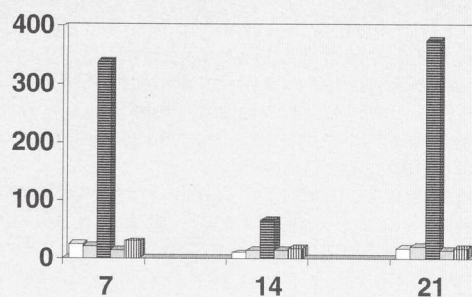
The rabbit bone tissue reaction 3 and 6 months after the implantation was similar for both kinds of fibres. The connective tissue developed around the fibres was hyalinized and at a later stage it was transformed into cartilage.

**The level of the interleukins IL-1 $\beta$  and IL-6** was determined after the implantation of the aramid fibres into the mouse peritoneal cavity with the main target to get the definite answer about their compatibility. As the positive test, discs of medical rubber drain were used. The aramid and polyester fibres, length of 10cm were implanted as twisted loops and the rubber as 0,1g discs. The tests were carried out on the BALB/C breed mice. The tested materials mentioned above were implanted into the peritoneal cavity. Two groups of mice were used as the controls. The first group was that of healthy animals kept in the same conditions and the second one the animals which underwent single surgical procedure of opening and closing of the abdomen cavity. The levels of the interleukins 7, 14 and 21 days after the surgery were significantly higher in the group of animals with the implanted rubber discs. The animals from all other groups had interleukins at constant low level.



RYS. 4. Wartości interleukiny -1 $\beta$  w jamie otrzewnowej myszy po implantacji aramid, poliestru i gumy.

FIG. 4. Values of interleukin -1 $\beta$  in peritoneal cavity of a mouse after implantation of aramid, polyester and rubber.



RYS. 5. Wartości interleukiny -6 w jamie otrzewnowej myszy po implantacji aramid, poliestru i gumy.

FIG. 5. Values of interleukin -6 in peritoneal cavity of a mouse after implantation of aramid, polyester and rubber.



u zwierząt z implantowanymi włóknami aramidowymi i włóknami poliestrowymi był porównywalny z grupą zwierząt poddanych zabiegowi otwarcia jamy otrzewnowej. Na podstawie otrzymanych wyników badań nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy poziomem IL -  $1\beta$  i IL -6 u zdrowych zwierząt i po zabiegu operacyjnym oraz po implantacji włókien aramidowych i poliestrowych (Rys.4, 5). Badania te potwierdziły brak działania toksycznego obu materiałów i ich biogodność [6,7].

Przeprowadzone badania pozwalają stwierdzić, że badane włókna aramidowe nie wywołują zmian miejscowych ani ogólnoustrojowych i mogą być zastosowane do zwiększenia wytrzymałości mechanicznej niektórych biomateriałów lub jako samodzielny biomateriał.

The levels of interleukins in the groups of the mice with the implanted aramid and polyester fibres were comparable to those obtained for control groups of healthy mice and mice after the surgery only. The obtained results indicate that there are no significant differences in the levels of interleukins IL- $1\beta$  and IL-6 in any of the tested groups of animals: healthy, after surgery, after implantation of aramid fibres and after implantation of polyester fibres. These evaluations confirmed that both tested fibres, the aramid as well as the polyester ones, have no toxic properties and are characterized by good compatibility (Fig. 4 and 5), [6,7].

After conducting of these studies we can say that the tested aramid fibres do not cause any local reaction or influence on general animal health and they can be used to increase mechanical strength of different biomaterials or as independent biomaterials.

## Piśmiennictwo

- [1]. Arzneibuch der Deutschen Demokratischen Republik, 2 Ausgabe, Berlin 1975.
- [2]. Badania cytotoksyczności : metody in vitro , Norma ISO 10993-5.
- [3]. Borzemska M.: Badania porównawcze metod oznaczania działania hemolitycznego wyciągów wodnych z tworzyw sztucznych. Polimery w Medycynie, 8, 2, (1978), 57-61.
- [4]. Farmakopea USP XX, ISO 10993-5: 1992 (E).
- [5]. Grabowska U., Zalewski W., Zathay S.: Wpływ warunków przygotowania wyciągów wodnych na ilość związków wymywanych z protez powięzi mięśni, Polimery w Medycynie, 15, 3-4, (1985), 113-124.
- [6]. Misterka S., Paluch D., Staniszevska-Kuś J., Żywicka B., Konieczny A., Pobiedzińska J.: Assays of the interleukin IL-1B and IL-6 for the evaluation of the biomaterials. Proc. of Int. Polymer Sem., Gliwice, (1997), 199-203.
- [7]. Misterka S., Paluch D., Żywicka B., Staniszevska-Kuś J., Pobiedzińska J.: Zmiany w poziomie interleukiny IL-1b i IL-6 po implantacji wybranych materiałów medycznych. Polimery w Medycynie , 3-4, (1998), 15-24.
- [8]. Paluch D.: Badania porównawcze in vitro działania toksycznego wyciągów wodnych z tworzyw sztucznych w testach biologicznych na żywych komórkach. Polimery w Medycynie, 12, 3-4,(1981), 79-119.

## References

- [9]. Polesiński Z., Karaś J., Święcki Z., Ciołek L., Badura R., Bieniek J.: Badania nad syntezą cementów apatytowych i szkło-polialkenowych dla ortopedii. Ocena możliwości podwyższenia wytrzymałości na zginanie otrzymanych cementów. Szkło i Ceramika, 48, (1997), 2-8.
- [10]. Polska Norma 86/C-04963: Oznaczanie pH wodnych roztworów produktów chemicznych.
- [11]. Polska Norma 76/C-89291: Oznaczanie przewodności elektrycznej - właściwej wyciągów wodnych.
- [12]. Polska Norma 91/2-55202: Oznaczanie suchej pozostałości.
- [13]. Staniszevska-Kuś J., Rutowski R., Paluch D.: Badanie odczynu tkanek na nici chirurgiczne z zastosowaniem własnej metody punktowej. Polimery w Medycynie. XXVIII, 1-2, (1997), 3-15.
- [14]. Święcki Z., Polesiński Z., Karaś J., Rosiek G.: Cementy fosforanowe w chirurgii kości. XVI Konferencja Naukowa. Chemia Nieorganiczna. Związki Fosforanowe. Wrocław 1996.
- [15]. Żywicka B., Paluch D., Staniszevska-Kuś J., Solski L., Szymonowicz M.: Evaluation of biocompatibility of aramid fibres with increased tensile strength. The Int. J. of Artificial Organs . Vol. 19, no. 9, (1996) . Abstracts of the XXIII Congress of ESAO - Warsaw , October 17-19, (1996), 618.