

ODPORNOŚĆ KOROZYJNA UTLENIANEGO ANODOWO STOPU Ti6Al4V ELI PO DŁUGOTRWAŁEJ EKSPOZYCJI W PŁYNIE RINGERA

J. SZEWCZENKO*, J. MARCINIAK, M. KACZMAREK

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE

* E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 106-108, (2011), 21-25*]

Wprowadzenie

Obserwowany w ostatnim okresie wzrost liczby reakcji alergicznych oraz okołowszczepowych, w międzywarstwie implant wykonany ze stopu tytanu – tkanka kostna, wskazał na potrzebę modyfikacji powierzchni implantów wykonanych ze stopu Ti6Al4V ELI [1,2]. Modyfikacja powierzchni ma na celu poprawę biokompatybilności stopu, której jednym z powszechnie przyjętych wyznaczników jest odporności korozyjna [3].

Struktura i skład warstwy powierzchniowej implantów z tytanu i jego stopów mogą być modyfikowane przy użyciu różnych metod, wśród których dominują metody mechaniczne, chemiczne, elektrochemiczne i termiczne [4]. W ich wyniku na powierzchni stopów tytanu oprócz tlenków tytanu występują inne tlenki skorelowane ze składem chemicznym podłoża. Wytworzone na powierzchni tlenki powinny charakteryzować się dużą stabilnością termodynamiczną oraz małą rozpuszczalnością w tkankach [5].

Jednym z najczęściej stosowanych finalnych zabiegów modyfikacji powierzchni implantów ze stopów tytanu jest utlenianie anodowe oraz proces sterylizacji parowej [6]. Zdaniem autorów odporność korozyjna anodyzowanego w identycznych warunkach stopu Ti6Al4V ELI uzależniona jest od sposobu wstępnego przygotowania powierzchni materiału [7,8]. Ponadto dobra odporność korozyjna implantów powinna utrzymywać się przez cały czas ich przebywania w organizmie.

W pracy przedstawiono kontynuację badań, opisanych w artykule [9], wpływu wstępnego przygotowania powierzchni implantów na odporność korozyjną stopu Ti6Al4V ELI anodyzowanego przy takich samych parametrach, a następnie poddanego długotrwałej ekspozycji w roztworze Ringera. Ponadto przedstawiono wyniki badań stężenia jonów metalicznych przenikających do roztworu po 28 dniach.

Materiał i metodyka badań

W badaniach wykorzystano próbki ze stopu Ti6Al4V ELI pobrane z prętów o średnicy 6 i 14 mm. Skład chemiczny badanego stopu spełniał wymagania zawarte w normach ISO 5832-3 i ASTM F-136. W badaniach wykorzystano próbki, których modyfikacja powierzchni została przeprowadzona z wykorzystaniem zabiegów obróbki powierzchniowej, którym przyporządkowano następujące oznaczenia (zgodnie z zasadą przyjętą w badaniach i [9]): 1 szlifowanie, 3 polerowanie mechaniczne, 4 piaskowanie, 5 polerowanie elektrolityczne, XV anodyzacja (X oznacza wartość potencjału, przy którym przeprowadzano proces). Ostatnim zabiegiem był proces sterylizacji parowej (S).

CORROSION RESISTANCE OF ANODIZED Ti6Al4V ELI ALLOY AFTER LONG-TERM EXPOSURE TO RINGER' SOLUTION

J. SZEWCZENKO*, J. MARCINIAK, M. KACZMAREK

INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLAND

* E-MAIL: JANUSZ.SZEWCZENKO@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 106-108, (2011), 21-25*]

Introduction

Increase of allergic and peri-implant reactions observed in Ti-based implant – bone tissue interlayer showed the need to modify surface of Ti6Al4V ELI alloy implants [1,2]. The aim of surface modification is development of the alloy' biocompatibility, determined by its corrosion resistance [3].

Structure and composition of surface layers can be modified by means of diverse methods, among which the following are predominant: mechanical, chemical, electrochemical and thermal [4]. The applied surface treatment generates, beside titanium oxides, other oxides connected with the chemical composition of substrate. The oxides should be characterized by high thermodynamic stability and low solubility in tissues [5].

One of the most commonly applied surface treatment of Ti-based alloys is anodic oxidation and steam sterilization process [6]. In the authors opinion, corrosion resistance of the anodized Ti6Al4V ELI alloy is conditioned by surface pretreatment [7,8]. Furthermore, good corrosion resistance of implant should be kept for whole implantation time.

The work presents continuation of research described in [9] paper on influence of pretreatment on corrosion resistance of the anodized Ti6Al4V ELI alloy after long time exposure to Ringer's solution. Moreover, results of metallic ions release were also presented in the mentioned paper.

Material and methods

The Ti6Al4V ELI alloy, in the form of bars of 6 and 14 diameter, was used in the research. Chemical composition of the alloy met the requirements of ISO 5832-3 and ASTM F-136 standard. The following surface treatment was applied (according to principle assumed in researches and [9]): 1 – grinding, 3 – mechanical polishing, 4 – sandblasting, 5 – electropolishing, XV – anodization (X represents the applied potential). The last process of surface treatment was steam sterilization (S).

Sand papers 120 ÷ 600 were applied for the grinding. The mechanical polishing was carried out with the use of sisal brushes and polishing paste. The sandblasting was carried out in a blast cabinet with the use of glass balls. The electropolishing was carried out in the bath based on chromic acid (E-395 POLIGRAT GmbH). The anodization was carried out in the electrolyte based on phosphoric and sulphuric acids (Titan Color POLIGRAT GmbH) by applying the following 57, 77, 87 and 97 V. The steam sterilization was carried out for the following parameters: temperature – 134°C, pressure – 2.1 bar, time – 12 minutes, in the Basic Plus autoclave (Mocom).

Szlifowanie mechaniczne prowadzono kolejno na papierach ściernych o gradacji 120÷600. Polerowanie mechaniczne przeprowadzono na polerze ręcznej z wykorzystaniem szczotek szalowych i pasty polerskiej. Piaskowanie przeprowadzono w iniekcyjnej kabinie śrutowniczej, wykorzystując jako medium robocze kulki szklane. Polerowanie elektrolityczne prowadzono w kąpeli na bazie kwasu chromowego (E-395 Firmy POLIGRAT GmbH). Proces anodyzacji prowadzony był z użyciem elektrolitu na bazie kwasów fosforowego i siarkowego (Titan Color Firmy POLIGRAT GmbH) przy potencjałach 57, 77, 87 i 97 V. W wyniku zróżnicowania wartości potencjału w procesie anodyzacji uzyskano próbki o różnym zabarwieniu. Sterylizację parową przeprowadzono w autoklawie Basic Plus firmy Mocom, w temperaturze 134°C, przy ciśnieniu 2,1 bar przez 12 minut.

Badania odporności na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną przeprowadzono, dla próbek o średnicy 14 mm, zgodnie z PN-EN ISO 10993-13. Do badań wykorzystano potencjostat PGP201 firmy Radiometer. Jako elektrodę odniesienia zastosowano nasyconą elektrodę kalomelową (NEK), elektrodę pomocniczą stanowiąc drut platynowy. Po wyznaczeniu potencjału obwodu otwartego E_{OCP} badania odporności na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną rozpoczynano od wartości $E_{pocz}=E_{OCP}-100$ mV. Zmiana potencjału następowała w kierunku anodowym z szybkością 3 mV/s. Po osiągnięciu maksymalnej wartości zakresu pomiarowego +4000 mV lub uzyskaniu gęstości prądu anodowego 1 mA/cm², zmieniano kierunek polaryzacji. Badania przeprowadzono w roztworze Ringera (NaCl – 8,6 g/l, KCl – 0,3 g/l, CaCl₂ – 0,33 g/l) firmy B. Braun Melsungen AG w temperaturze 37 ± 1°C i pH = 6,8 ± 0,2.

Próbki wykonane z pręta o średnicy 6 mm i długości 48 mm wykorzystano do badań mających na celu oznaczenie stężenia jonów Ti, Al, V oraz Cr, które przeniknęły do roztworu. Każda z próbek przez okres 28 dni przebywała w 100 ml płynu fizjologicznego Ringera o temperaturze 37 ± 1°C. Stężenia jonów metalicznych w roztworze zmierzono za pomocą spektrometru JY 2000, firmy Yobin – Yvon, wykorzystując metodę emisyjnej spektrometrii atomowej z plazmą wzbudzoną indukcyjnie (ICP-AES). Przy sporządzaniu krzywej wzorcowej wykorzystano rozcieńczone materiały wzorcowe firmy Merck.

Próbki po 28 dniach przebywania w roztworze poddano także badaniom odporności na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną.

Wyniki badań

Na podstawie zarejestrowanych krzywych polaryzacji anodowej wyznaczono charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową, tj.: potencjał korozyjny E_{kor} , potencjał transpasywacji E_{tr} , potencjał przebicia E_b , potencjał repasywacji E_{cp} , opór polaryzacyjny R_p (Ω·cm²).

Wartość potencjału przebicia E_b i potencjału transpasywacji E_{tr} odczytywano bezpośrednio z wykresu w postaci klasycznej rysując styczną do przebiegu zmian prądu pasywacji oraz styczną w punkcie przegięcia krzywej. Współrzędna punktu przecięcia stycznych odpowiadała wartości E_b . Wartość potencjału repasywacji E_{cp} odczytywano natomiast ze współrzędnej punktu przecięcia krzywej anodowej z krzywą powrotną.

Opór polaryzacyjny wyznaczono metodą Sterna, dla zakresu ±10 mV w stosunku do potencjału korozyjnego.

Wyniki badań odporności na korozję wżerową dla próbek sterylizowanych (S) oraz sterylizowanych i następnie przetrzymywanych przez okres 28 dni w roztworze Ringera (28D) przedstawiono w TABELI 1.

Pitting corrosion tests were carried out by means of potentiodynamic method in accordance with the PN-EN ISO 10993-13 standard for the samples of 14 mm diameter. The PGP201 potentiostat (Radiometer) was applied in the research. As the reference electrode, saturated calomel electrode (SCE) was applied and the auxiliary electrode was a platinum wire. The corrosion tests started with determination of open circuit potential E_{OCP} . The pitting corrosion tests started at the potential $E_{pocz}=E_{OCP}-100$ mV. The applied scan rate was equal to 3 mV/s. After reaching the maximum measuring range (+4000 mV) or anodic current density 1 mA/cm² the scanning direction was reversed. The tests were carried out in Ringer's solution (NaCl – 8.6 g/l, KCl – 0.3 g/l, CaCl₂ – 0.33 g/l; B. Braun Melsungen AG) at the temperature of 37 ± 1°C and pH = 6.8 ± 0.2.

The samples made of the rod of 6 mm diameter and length equal to 48 mm were applied in the tests carried out in order to evaluate concentration of Ti, Al, V and Cr ions released to the solution. Each sample was submerged in 100 ml of the Ringer' physiological solution at the temperature of 37 ± 1°C for 28 days. The ion concentration was measured by means of JY 2000 spectrometer (Yobin – Yvon), with the use of inductively coupled plasma atomic emission spectroscopy (ICP-AES). Pattern curve was worked out on the basis of diluted model materials by Merck.

For the samples after 28 days exposure, pitting corrosion tests by means of potentiodynamic method were also carried out.

Results

On the basis of the recorded anodic polarization curves, the following characteristic values determining pitting corrosion resistance were set: corrosion potential E_{kor} , transpassivation potential E_{tr} , breakdown potential E_b , repassivation potential E_{cp} , polarization resistance R_p (Ω·cm²).

Values of breakdown and transpassivation potentials were determined directly from the curve by drawing tangents to the change of passivation current and to the inflexion point of the curve. Coordinate of the inflexion point of the tangents corresponded to the value E_b . Value of the repassivation potential E_{cp} was determined from the coordinate of the inflexion point of the anodic current curve and the return curve.

Polarization resistance was determined by means of the Stern method, the range ±10 mV with relation to corrosion potential was analyzed.

Results of pitting corrosion resistance for the sterilized samples (S) and sterilized and then submerged for 28 days in the Ringer' solution (28D) were presented in TABLE 1.

Results of ion release into the Ringer' solution after 28 days exposure were presented in TABLE 2. Furthermore, values of standard deviation (SD) for individual measurements were also presented in the table.

Discussion

No significant changes in anodic polarization curves for the anodic oxidized samples after diverse surface modification of the Ti6Al4V ELI alloy were observed, both for the sterilized samples and the samples after 28 day exposure in the Ringer' solution. The exception is the 1/4/5/XV group, for which for the samples after 28 day exposure to the Ringer' solution (28D), no repassivation potential (characteristic for the sterilized samples (S)) was observed – FIG. 1.

TABELA 1. Wyniki badań odporności korozyjnej stopów Ti6Al4V ELI po sterylizacji (S) oraz przetrzymywaniu przez 28 dni w roztworze Ringera (28D).

TABLE 1. Corrosion resistance of Ti-6Al-4V ELI alloys after sterilization (S) and 28 days exposure to the Ringer' solution (28 D).

Oznaczenie próbek / Sample	E_{kor} , mV		E_b , Mv		E_{rep} , mV		R_p , $k\Omega \cdot cm^2$	
	S	28D	S	28D	S	28D	S	28D
1/3	+65	+176	-	+2 140	-	+1 800	621	310
1/4	-117	+83	-	+3 140	-	+2 270	349	1 250
1/3/5	-50	-260	+3 843	+3 150	+1 823	+1 540	213	2 215
1/4/5	+9	+164	+3 914	+4 090	+1 817	+1 763	221	1 380
1/3/57V	+228	+300	-	-	-	-	9 533	788
1/3/77V	-17	+180	-	-	-	-	2 984	793
1/3/87V	+138	+180	-	-	-	-	3 350	1 065
1/3/97V	+198	+275	-	-	-	-	3 783	1 132
1/4/57V	+9	+84	-	-	-	-	1 380	1 380
1/4/77V	-53	-68	-	-	-	-	1 542	3 135
1/4/87V	-140	+54	-	-	-	-	1 007	2 850
1/4/97V	-130	+103	-	-	-	-	1 038	2 610
1/3/5/57V	0	-44	+2 970	+3 350	+1 880	+1 470	65 925	2 740
1/3/5/77V	-12	+124	+2 283	+3 050	+1 866	+1 800	38 400	1 280
1/3/5/87V	-68	+265	+2 250	+3 150	+1 860	+1 700	39 930	630
1/3/5/97V	-5	+250	+2 323	+2 750	+1 853	+1 750	41 623	590
1/4/5/57V	-57	+207	+3 153	+3 140	+1 866	-	7 820	2 280
1/4/5/77V	-87	+182	+3 043	+2 540	+1 917	-	9 870	2 110
1/4/5/87V	-55	+260	+3 133	+3 210	+1 880	-	4 636	2 000
1/4/5/97V	-9	+275	+2 866	+3 280	+1 876	-	6 483	1 665

Wyniki analizy stężenia jonów pierwiastków metalicznych w roztworze Ringera po 28 dniowym okresie przetrzymywania w nim próbek ze stopu Ti6Al4V ELI podanych różnym zabiegom modyfikacji powierzchni przedstawiono w TABELI 2. W tabeli przedstawiono ponadto wartości odchylenia standardowego (SD) dla poszczególnych pomiarów.

Omówienie wyników badań

W przebiegu krzywych polaryzacji anodowej próbek utlenianych anodowo po różnych zabiegach modyfikacji powierzchni stopu Ti6Al4V ELI, badanych bezpośrednio po procesie sterylizacji jak i przetrzymywanych 28 dni w roztworze Ringera, nie zaobserwowano istotnych zmian. Wyjątek stanowi grupa 1/4/5/XV, dla której w przypadku próbek przetrzymywanych 28 dni w roztworze Ringera (28D) nie stwierdzono, występującego dla próbek sterylizowanych (S), procesu repasywacji – RYS. 1. Natomiast dla próbek po obróbce mechanicznej (1/3, 1/4) przetrzymywanych w roztworze Ringera (28D) zaobserwowano inicjację procesów korozyjnych oraz przebieg procesu repasywacji, podczas gdy próbki sterylizowane z tych grup charakteryzowały się perfekcyjną pasywacją w całym zakresie pomiarowym.

TABLE 2. Results of ion release into the Ringer' solution.

TABELA 2. Wyniki badań stężenia jonów metalicznych w roztworze Ringera.

Oznaczenie próbek / Sample	Ti		Al		V		Cr	
	ppm	SD	ppm	SD	ppm	SD	ppm	SD
1/3	1.03	0.085	0.337	0.003	0.01	0.0002	-	-
1/4	3.01	0.065	1.605	0.016	0.13	0.011	-	-
1/3/5	2.13	0.025	1.450	0.006	0.98	0.009	0.100	0.007
1/4/5	1.54	0.093	0.334	0.010	0.19	0.003	0.040	0.003
1/3/57V	2.07	0.055	1.318	0.004	1.20	0.050	-	-
1/3/77V	1.92	0.082	1.020	0.002	0.91	0.005	-	-
1/3/87V	1.88	0.054	0.988	0.002	0.80	0.008	-	-
1/3/97V	1.78	0.048	0.856	0.005	0.13	0.030	-	-
1/4/57V	2.77	0.160	1.550	0.005	0.44	0.088	-	-
1/4/77V	1.79	0.025	0.755	0.003	0.40	0.004	-	-
1/4/87V	1.78	0.190	0.613	0.004	0.29	0.029	-	-
1/4/97V	1.66	0.170	0.589	0.001	0.22	0.009	-	-
1/3/5/57V	2.00	0.165	1.000	0.001	0.98	0.085	0.072	0.024
1/3/5/77V	1.85	0.072	0.855	0.001	0.78	0.025	0.048	0.005
1/3/5/87V	1.81	0.120	0.728	0.007	0.57	0.190	0.034	0.003
1/3/5/97V	1.77	0.078	0.525	0.005	0.19	0.017	0.033	0.003
1/4/5/57V	1.77	0.057	0.341	0.007	0.25	0.009	0.098	0.009
1/4/5/77V	1.73	0.540	0.315	0.005	0.22	0.015	0.056	0.003
1/4/5/87V	1.65	0.095	0.311	0.002	0.31	0.002	0.039	0.004
1/4/5/97V	1.63	0.020	0.290	0.005	0.09	0.002	0.014	0.001

Ekspozycja w roztworze Ringera dla większości próbek spowodowała wzrost wartości potencjału korozyjnego, przyjmował on wartości dodatnie. Wyjątek stanowią grupy 1/3/5, 1/4/77V oraz 1/3/5/57V. Ponadto dla większości próbek anodyzowanych przetrzymywanych w roztworze Ringera, których program modyfikacji powierzchni obejmował polerowanie elektrolityczne (5) (1/3/5/XV i 1/4/5/XV) zaobserwowano wzrost wartości potencjału przebicia oraz spadek wartości potencjału repasywacji lub jego brak (1/4/5/XV).

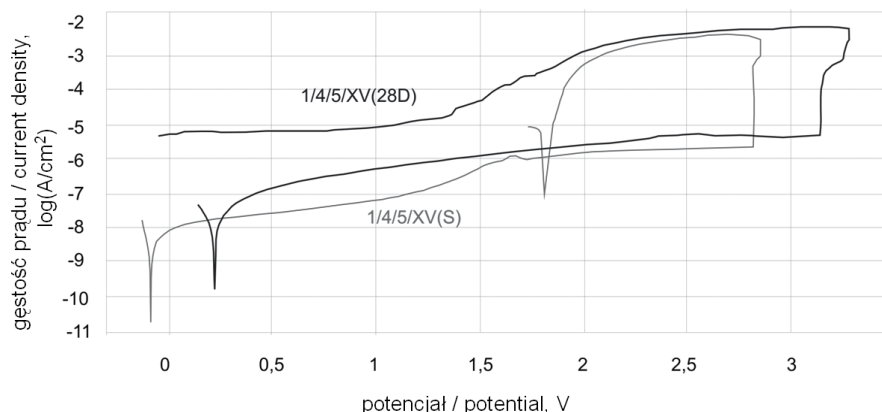
W grupach próbek polerowanych elektrolitycznie (1/3/5 i 1/4/5) po długotrwałej ekspozycji na roztwór Ringera zaobserwowano wzrost wartości oporu polaryzacyjnego. Podobny efekt zaobserwowano dla grupy 1/4/XV. W przypadku pozostałych grup (1/3/XV, 1/3/5/XV, 1/4/5/XV) zaobserwowano spadek wartości oporu polaryzacyjnego.

Najmniejsze stężenie jonów Ti oraz V w roztworze zaobserwowano dla próbek szlifowanych i polerowanych mechanicznie (1/3), natomiast w przypadku jonów Al najmniejsze stężenie obserwowano dla próbek z grupy 1/4/5/97V. Jony Cr występowały w roztworze jedynie w przypadku próbek, których program modyfikacji powierzchni obejmował polerowanie elektrolityczne. Spośród próbek anodyzowanych najmniejsze stężenia jonów metalicznych zaobserwowano dla próbek z grupy 1/4/5/97V. Ogólnie dla wszystkich grup próbek anodyzowanych zaobserwowano zmniejszenie stężenia wszystkich jonów metalicznych w roztworze Ringera wraz ze wzrostem wartości potencjału, przy którym przeprowadzano proces utleniania anodowego.

Podsumowanie

Procesy korozji inicjowane przy potencjale przekraczającym +2500 mV, na powierzchni próbek z grup 1/3/5/XV oraz 1/4/5/XV ze względu na zakres potencjałów obserwowany w organizmie człowieka (do +250mV) nie mogą być traktowane jako niekorzystne. Istotne jest także, iż procesom tym, zwłaszcza w grupie 1/3/5/XV, towarzyszy zjawisko repasywacji wżerów przy wartościach potencjału około +1800 mV.

Obserwowane (dla próbek sterylizowanych (S) oraz sterylizowanych i przetrzymywanych 28 dni w roztworze Ringera (28D)) znaczące różnice wartości potencjału korozyjnego oraz oporu polaryzacyjnego utlenianego anodowo, po różnych wstępnych procesach modyfikacji powierzchni, stopu Ti6Al4V ELI wskazują na brak stabilności termodynamicznej związków wytworzonych na jego powierzchni. Zachodzącym na powierzchni zmianom własności fizykochemicznych stopu towarzyszy przenikanie jonów metalicznych do roztworu Ringera. Przenikanie do środowiska otaczającego implant produktów jego degradacji jest zjawiskiem bardzo niekorzystnym. Podkreślić należy, iż obecność jonów Cr w roztworze, w którym znajdowały się próbki poddane procesowi polerowania elektrolitycznego (5), stanowiących najprawdopodobniej pozostałość po procesie polerowania elektrolitycznego, czyni wątpliwym sensowność jego stosowania. Badania wykazały ponadto, iż wraz ze wzrostem potencjału procesu utleniania anodowego zmniejsza się ilość jonów metalicznych przenikających do roztworu.



RYS. 1. Krzywe potencjodynamiczne dla próbek z grupy 1/4/5/XV(S) i 1/4/5/XV(28D).

FIG. 1. Potentiodynamic curves for the samples for the group 1/4/5/XV(S) and 1/4/5/XV(28D).

Summary

Corrosion processes initiated at the potential of +2500 mV, recorded for samples from the 1/3/5/XV and 1/4/5/XV groups should not be considered as unfavorable, due to potentials observed in human body (up to +250 mV). It is also significant that these processes, especially in the 1/3/5/XV group, are accompanied by repassivation of the pits observed at the potential equal to +1800 mV.

Significant differences of corrosion potential and polarization resistance for the pretreated Ti6Al4V ELI alloy (recorded for the sterilized samples (S) and sterilized and then submerged for 28 days in the Ringer' solution (28D)) show thermodynamic instability of compounds created on the alloy' surface. Changes of physiochemical properties of the alloy are accompanied by metallic ion release into the Ringer' solution. The ion release is highly unfavorable phenomena. It is to be emphasized that the presence of Cr ions in the solution observed for the electropolished samples (5) indicates that application of this type of surface treatment is questionable. Furthermore, the research showed that along with the increase of the anodic oxidation potential, the decrease of ion release is observed.

Taking into consideration ion release, corrosion potentials and polarization resistance of the Ti6Al4V ELI alloy after diverse surface treatment, benefits resulting from the anodization of the alloy, followed by the proposed pretreatment, seem to be ambiguous. Combination of grinding and sandblasting (1/4) seems to be the best option of the applied pretreatment. However, the best properties (increase of corrosion potential and polarization resistance after 28 day exposure to the Ringer' solution) are observed for the samples anodized at the potential of 97V.

The obtained results indicate the need of further research on surface modification of Ti6Al4V ELI alloy in order to increase biocompatibility. Moreover, the results show undoubtedly that biocompatibility evaluation of metallic biomaterials should be done taking into account research on stability of physiochemical properties of surface and influence of all operations of surface treatment.

Acknowledgements

The work was financially supported by the research project in years 2010 – 2012.

Przyjmując ilość produktów degradacji przenikających do roztworu, wartości potencjałów korozyjnych i oporów polaryzacyjnych, charakteryzujących stop Ti6Al4V ELI po różnych zabiegach modyfikacji powierzchni, niejednoznacznie wydają się korzyści wynikające z anodyzacji stopu poprzedzonej zaproponowanymi w pracy zabiegami wstępnej obróbki powierzchniowej. Najlepszym wariantem przygotowania wstępnego powierzchni próbek przed anodyzacją wydaje się być zatem szlifowanie a następnie piaskowanie (1/4). Najlepsze własności zapewnia natomiast proces anodyzacji prowadzony przy potencjale 97V. Tak przeprowadzona modyfikacja powierzchni powoduje po 28 dniowym przebywaniu w roztworze Ringera wzrost wartości potencjału korozyjnego oraz oporu polaryzacyjnego.

Uzyskane wyniki wskazują na potrzebę dalszych badań mających na celu poprawę biokompatybilności stopu Ti6Al4V ELI poprzez modyfikację jego powierzchni. Ponadto wskazują jednoznacznie, iż oceny biokompatybilności biomateriałów metalowych należy dokonywać z uwzględnieniem badań umożliwiających ocenę stałości w czasie ukształtowanych własności fizykochemicznych powierzchni oraz wpływu wszystkich zabiegów modyfikacji powierzchni stopu.

Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2010 - 2012 jako projekt badawczy.

Piśmiennictwo

References

- [1] M.A. Khan, R.L. Williams, D.F. Williams, The corrosion behavior of Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-13Zr in protein solution, *Biomaterials* 20 (1999) 631-637.
- [2] M.A. Khan, R.L. Williams, D.F. Williams, Conjoin corrosion and wear in Ti alloys, *Biomaterials*, 20, (1999) 765-772 .
- [3] J. Marciniak, *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [4] J. Marciniak, *Inżynieria biomateriałów. Zagadnienia wybrane*, Wydawnictwo Pracowni Komputerowej Jacka Skalmirskiego, Gliwice 2009.
- [5] J. Pouilleau, D. Devilliers, F. Garrido, S. Durand-Vidal, E. Mahé, Structure and composition of passive titanium oxide films, *Materials Science and Engineering B*, 47, 3 (1997) 235-243.
- [6] V. Zwilling, M. Aucouturier, E. Darque-Ceretti, Anodic oxidation of titanium and TA6V alloy in chromic media. An electrochemical approach, *Electrochimica Acta* 45 (1999) 921-929.
- [7] J. Szewczenko, W. Walke, K. Nowińska, J. Marciniak, Corrosion resistance of Ti-6Al-4V alloy after diverse surface treatments, *Mat.-wiss. u. Werkstofftech*, 41, 5 (2010) 360-371.
- [8] J. Szewczenko, K. Nowińska, J. Marciniak. Wpływ wstępnych zabiegów obróbki powierzchniowej na odporność korozyjną stopu Ti6Al4V ELI po anodyzacji, *Przegląd elektrotechniczny*, 87, 3 (2011) 228-231.
- [9] J. Szewczenko, J. Marciniak, M. Kaczmarek, S. Jadacka, Wpływ modyfikacji powierzchni stopu Ti6Al4V ELI na odporność korozyjną, *Inż. Biomater.*, 13, 96/98 (2010) 77-82.