

OCENA WPŁYWU ELEKTROSTYMULACJI ZROSTU KOSTNEGO NA PROCES KOROZJI IMPLANTÓW ZE STALI Cr-Ni-Mo

JANUSZ SZEWCZENKO, ZBIGNIEW PASZENDA,
JADWIGA TYRLIK-HELD, JAN MARCINIAK, MARCIN KACZMAREK

ZAKŁAD INŻYNIERII MATERIAŁÓW BIOMEDYCZNYCH
POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ W GLIWICACH

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań nad wpływem różnych metod elektrostymulacji zrostu kostnego na przebieg korozji implantów ze stali AISI 316L, pokrytych warstwą pasywną. Elektrostymulację przeprowadzono przez 28 dni w płynie fizjologicznym Tyrode'a o temperaturze $36,6 \pm 1^\circ\text{C}$, pH zmiennym w przedziale 7,6 - 8,6. Do elektrostymulacji stosowano prąd stały o natężeniu $40 \mu\text{A}$. Przebieg korozji badano przez pomiar ubytków masy implantów oraz ocenę uszkodzeń korozyjnych powierzchni.

Słowa kluczowe: implanty, stal AISI 316L, elektrostymulacja zrostu kostnego, traumatologia.

Wprowadzenie

Lansowane obecnie zewnętrzne metody stabilizacji odłamów kostnych, do których zaliczyć można ZESPOL i POLFIX, charakteryzują się elastycznością zespolenia. Ten sposób osteosyntezy umożliwia przemieszczanie się odłamów kostnych w dopuszczalnym klinicznie przedziale (poniżej 3 mm) i ogranicza jednocześnie wielkość powstałych w wyniku docisku odłamów naprężeń do 4 N/mm^2 [1]. Zespolenie takie prowadzi do aktywizacji zrostu kostnego dzięki wykorzystaniu efektów elektro-mechanicznych, polegających na generacji potencjałów elektrycznych w następstwie przyłożonego obciążenia, to z kolei powoduje przepływ prądów czynnościowych przez obszar złamania. Przepływ prądu wymusza transport substancji mineralnych, przyczyniając się w ten sposób do aktywizacji zrostu kostnego. Dotychczas przyjmuje się najczęściej, że efekt piezoelektryczny jest zjawiskiem wstępnym, a proces elektrokinetycznego przepływu jest mechanizmem bezpośrednio odpowiedzialnym za generację potencjałów elektrycznych w mokrzej kości złamanej [2].

Badania eksperymentalne i kliniczne nad elektrostymulacją osteogenezy z wykorzystaniem prądów jednokierunkowych: stałych lub zmiennych wykazały, że tworzenie tkanki kostnej obserwowane jest zwłaszcza w pobliżu katody [3], chociaż osteogenezę stwierdzano również w pobliżu anody [4]. Elektrostymulacja zrostu kostnego wskazana jest w przypadku stanów patologicznych w postaci stawów rze-

EVALUATION OF INFLUENCE OF THE BONE UNION ELECTROSTIMULATION ON CORROSION PROCESS OF THE IMPLANTS MADE OF Cr-Ni-Mo STEEL

JANUSZ SZEWCZENKO, ZBIGNIEW PASZENDA,
JADWIGA TYRLIK-HELD, JAN MARCINIAK, MARCIN KACZMAREK

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL MATERIALS ENGINEERING
SILESIA TECHNICAL UNIVERSITY IN GLIWICE

Abstract

The investigations on the influence of different methods of electrostimulation of the fractured bone union on corrosion of implants made of AISI 316L steel with a passive layer have been presented. The electrostimulation process was carried out for 28 days in physiological Tyrode's solution at the temperature of $36.6 \pm 1^\circ\text{C}$ and pH changing in the range 7.6- 8.6. Direct current of $40 \mu\text{A}$ intensity was used for electrostimulation. The progress of corrosion was followed by measuring implant mass losses and by evaluating corrosion damages of the implant surfaces.

Key words: implants, AISI 316L steel, electrostimulation of bone union, traumatology

Introduction

Currently used methods of external stabilisation of bone blocks, such as ZESPOL and POLFIX, are characterised by elastic union. This way of osteosynthesis enables moving of the bone blocks in the clinically permissible range under 3 mm and reduces stresses to the value of 4 N/mm^2 [1]. Such system stimulates bone union owing to electro-mechanical effects, which generate electrical potentials as a consequence of loading, and induce flow of action currents through the fracture area. The flow of current causes transport of mineral substances that activate the bone union. Until now it has been accepted, that piezoelectric effect is the primary phenomenon, and electrokinetic flow is the mechanism directly responsible for the generation of electric potentials in the wet cortical bone [2].

Experimental and clinical investigations on electrostimulation of osteogenesis with the use of unidirectional direct or alternating currents showed, that the formation of bone tissue is observed especially near the cathode [3], however osteogenesis has been stated also near the anode [4]. Electrostimulation of bone union is advisable in pathological states in the case of false joint, delayed adhesions, osteoporosis and others. It should be emphasised that electrostimulation is purposeful in the initial stage of healing of fractures when therapeutic rehabilitation of the area of trauma is impossible or difficult. As it is known, natural electromechanical processes are initiated during the thera-

komych, wzrostów opóźnionych, osteoporozy spowodowanej niedociążeniem i innych. Należy jednak zaznaczyć, że elektrostymulacja jest celowa w początkowej fazie leczenia złamań, gdy usprawnianie obciążeniowe miejsca urazu jest niemożliwe lub utrudnione. Jak wiadomo w okresie usprawniania inicjowane są naturalne procesy elektromechaniczne.

Analizując wyniki prowadzonych badań można stwierdzić, że różnice w interpretacji uzyskanych wyników, wynikają z faktu stosowania różnych metod i parametrów elektrostymulacji. Próbę wyjaśnienia optymalnych warunków elektrostymulacji podjęli H. i J. Deszczyński [5], wykorzystując do stymulacji wzrostu kostnego różnymi metodami prąd stały. Wyniki wzrostu kostnego oceniano, stosując badania makroskopowe, radiologiczne, histologiczne i wytrzymałościowe. Istotne różnice w odbudowie tkanki kostnej obserwowano po 3 tygodniach elektrostymulacji. Osteogeneza pobudzana prądem stałym przebiegała szybciej, a powstała kostnina wykazywała większy stopień rozwoju strukturalnego oraz lepszą wytrzymałość na rozciąganie. Niekorzystnymi objawami były gromadzenie się nowopowstałej tkanki głównie wokół katody, ubytki tkanki wokół anody przy elektrostymulacji metodą inwazyjną oraz przebarwień jej okostnej. Autorzy nie analizowali procesu korozji implantów metalicznych.

Badania Marciniaka i Szczurka [6, 7] wykazały, że w konsekwencji rozwoju korozji powstaje w pobliżu implantu torebka łącznotkankowa z odczynami fagocytarnymi i pomnażaniem włókien kolagenowych, ich szklwienie oraz metaloza. W tkankach organów mięsnych (wątrobie) jony metali wbudowują się do białek cytoplazmy hepatocytów, powstają zaburzenia w enzymach utleniających, wskutek czego następuje wzrost zawartości glikogenu prowadzący do stłuszczenia wątroby.

Kontrowersyjny więc problem korzyści wyływających ze stosowania elektrostymulacji wzrostu kostnego wymaga szczegółowego wyjaśnienia od strony możliwych procesów korozyjnych zachodzących na elektrodach. Temu właśnie celowi podporządkowane zostały badania.

Material i metodyka

W przeprowadzonych badaniach bazowano na następujących metodach elektrostymulacji wzrostu kostnego:

1. nieinwazyjnej, polegającej na wykorzystaniu dwu elektrod zewnętrznych, które przykładano do skóry po dwóch przeciwległych stronach szczeliny złamania,
2. półinwazyjnej, w której wykorzystywano elektrodę wewnętrzną (katodę) oraz zewnętrzną (anodę), umieszczone po przeciwległych stronach szczeliny złamania,
3. inwazyjnej, która z kolei wymaga zastosowania dwóch elektrod wewnętrznych, za pomocą których doprowadzano prąd do obszaru złamania.

Celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu elektrostymulacji prądem stałym na:

1. implant z warstwą pasywną znajdujący się w obszarze, przez który przepływa prąd, jak w metodzie elektrostymulacji nieinwazyjnej,
2. układ dwóch implantów z warstwą pasywną posiadających kontakt elektryczny, jak w metodzie nieinwazyjnej,
3. układ implantów z warstwą pasywną, z których jeden stanowił elektrodę (katodę), jak w metodzie półinwazyjnej,
4. układ implantów z warstwą pasywną stanowiących jednocześnie elektrody, jak w inwazyjnej metodzie elektrostymulacji.

W badaniach wykorzystano próbki walcowo-płaskie ze stali AISI 316L o ustalonych cechach geometrycznych. Materiał wyjściowy stanowiły pręty. Powierzchnia próbek była szlifowana mechanicznie, polerowana elektrolitycznie i spasywowana chemicznie wg metody opracowanej przez autorów [8].

peutic rehabilitation.

On analysing the results of investigations one can find out that differences in their interpretation are connected with the use of different methods and parameters of electrostimulation. Using the direct current for stimulation of bone union in different methods, H. and J. Deszczyński [5] tried to find explanation of optimal electrostimulation conditions. The results were evaluated by microscopic, radiological, histological and mechanical examination. Significant differences in reconstruction of bone tissue were observed after 3 weeks of electrostimulation. Osteogenesis stimulated by direct current proceeded faster, the callus formed showed better structural development and higher tensile strength. Accumulation of the newly formed tissue mainly around the cathode, losses of tissue around the anode during the invasive electrostimulation and colour changes of periosteum were the unfavourable symptoms. The authors didn't analyse corrosion of metallic implants.

According to Marciniak and Szczurek [6,7] as a consequence of corrosion, connective tissue capsules with the phagocyte reactions and multiplication of collagen fibres are formed near the implant, their glazing and metalosis are also observed. In the tissues of detoxicating organs (liver), metal ions build into hepatocyte cytoplasm proteins, functioning of the oxidising enzymes is disturbed and therefore the amount of glycogen increases, leading to the fatty degeneration of liver.

Controversial problem of advantages resulting from the use of electrostimulation of bone union requires a detailed explanation basing on the observation of corrosion processes occurring on the electrodes. The investigations presented in this paper relate to this aim.

Material and experimental

The following methods of electrostimulation of bone union were used:

1. non-invasive, in which two external electrodes were attached to skin on two opposite sides of the fracture gap,
2. half-invasive, with one internal electrode/cathode/ and external/anode/ placed on the opposite sides of the fracture gap,
3. invasive, in which two internal electrodes supplied current to the fracture area.

The purpose of investigations was to determine the influence of direct current electrostimulation on:

1. implant with a passive layer situated in the area of current flow, as in the non-invasive electrostimulation method,
2. system of two implants with a passive layer having electrical contact, as in the non-invasive method,
3. system of implants with a passive layer, of which one was the electrode (cathode), like in the half-invasive method,
4. system of implants with a passive layer being simultaneously electrodes, like in the invasive electrostimulation method.

Flat cylindrical specimens of AISI 316 steel of determined geometrical features were used in the investigations. The specimen surface was prepared by mechanical grinding, electrolytic polishing and chemical passivation according to the method worked out by the authors [8].

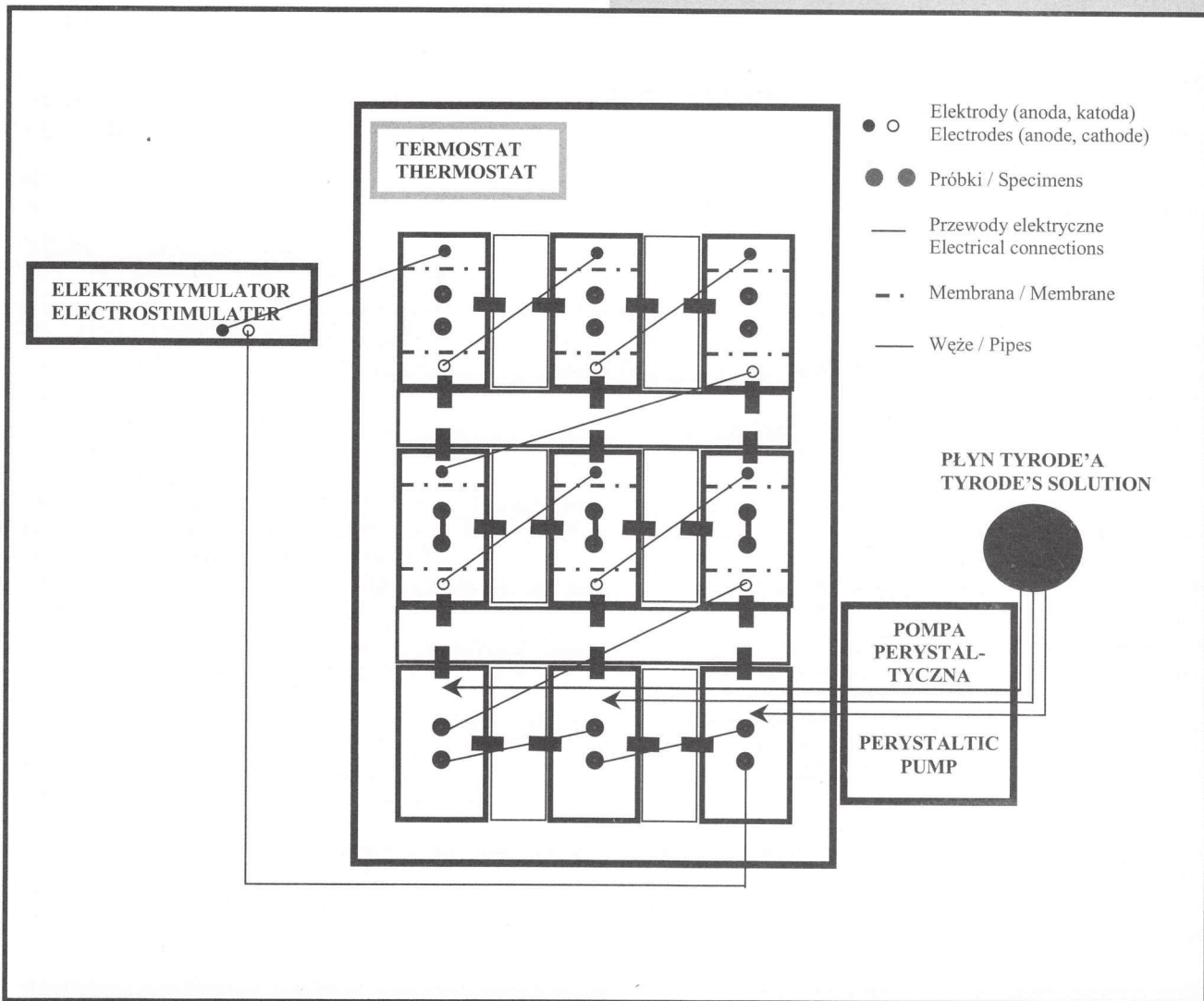
Stanowisko badawcze

W celu przeprowadzenia badań zostało opracowane i wykonane stanowisko badawcze, umożliwiające przeprowadzenie elektrostymulacji różnymi metodami w warunkach zbliżonych do fizjologicznych. Schemat ideowy stanowiska badawczego przedstawia RYS. 1.

Główny element stanowiska badawczego stanowiła kufa wypełniona wodą, w której znajdowało się dziewięć specjalnie zaprojektowanych pojemników wypełnionych płynem Tyrode'a z zanurzonymi w nim próbkami. W kufce znajdował się ponadto termostat umożliwiający przeprowadzenie badań w określonej temperaturze. Do elektrostymulacji wykorzystano specjalnie do tego celu przystosowany elektrostymulator ASTYM firmy Astar ABR o określonych programach zabiegowych, generujących różne przebiegi prądowe: diadynamiczne (MF, DF, CP, CP-ISO, LP), impulsowe (trójkątny i prostokątny), ultra Reitz, galwaniczne (klasyczne i przerywane). Natężenie prądu można było regulować w zakresie 0-100 μA . W celu zapewnienia jednakowych warunków prądowych stymulacji w każdym pojemniku próbki połączono szeregowo z biegunami elektrostymulatora za pomocą elektrod.

Laboratory stand

The laboratory stand worked out for electrostimulation by different methods in the conditions similar to the physiological ones is shown schematically in FIG.1. The main element of that stand was a cuvette with ten specially designed containers filled with Tyrode's solution. Specimens were immersed in it. To ensure constant temperature of the experiments, the cuvette was thermostated. Electrostimulation process was carried out using a specially adapted ASTYM electrostimulator Astar ABR with a software enabling generation of different current courses: diadynamic (MF,DF,CP-ISO,LP), impulse (triangular and rectangular), ultra Reitz, galvanic (classical and interrupted). Current intensity was controlled in the range 0-100 μA . Series connection of the containers with the electrostimulator poles was applied in order to ensure identical current conditions of electrostimulation for all the specimens. The containers in the cuvette were divided into three parallel sections. Each section represented a different variant of experiment.



RYS. 1. Schemat ideowy stanowiska badawczego.

FIG. 1. Scheme of the laboratory stand.

Pojemniki w kuwecie zostały podzielone na trzy równoliczne sekcje. Każda z sekcji reprezentowała inny wariant badań.

Sekcja 1 służyła określeniu wpływu elektrostymulacji nieinwazyjnej na implant znajdujący się w obszarze przepływającego prądu galwanicznego. Do tego celu wykorzystywano pojemnik - RYS. 2. W celu doprowadzenia prądu zastosowano elektrody platynowe (1) umieszczone w końcach pojemnika, oddzielone od przestrzeni, w której znajdowały się próbki (2) membranami jonoselektywnymi (3). Membrany te uniemożliwiały migrację jonów aktywnego chloru. W ścianach bocznych pojemnika znajdowały się odpływy przelewowe (4), dzięki którym utrzymany był stały poziom płynu Tyrode'a oraz określona wartość pH roztworu.

Sekcja 2 służyła do określenia wpływu elektrostymulacji na układ dwóch implantów będących w kontakcie elektrycznym. Wariant ten odpowiadał elektrostymulacji nieinwazyjnej, w której to pomiędzy zewnętrznymi elektrodami znajdowały się dwa implanty będące w kontakcie elektrycznym. Sposób doprowadzenia prądu oraz zastosowany pojemnik były analogiczne jak w sekcji 1.

Sekcja 3 reprezentowała inwazyjną i półinwazyjną metodę elektrostymulacji. Elektrodami w tej metodzie były próbki. Wariant ten odpowiadał elektrostymulacji, wykorzystującej jako elektrody dwa najbliższe wkręty kostne, usytuowane po przeciwnej stronie szczeliny złamania - (metoda inwazyjna) lub wykorzystanie tylko jednego wkręta kostnego, jako katody wraz z elektrodą zewnętrzną (anodą), umieszczoną na skórze po przeciwnej stronie szczeliny złamania. W sekcji tej prąd doprowadzany był bezpośrednio do próbek, a zastosowany pojemnik nie posiadał membran jonoselektywnych.

W skład stanowiska wchodziła również pompa perystaltyczna, która dostarczając do pojemników z trzeciego wariantu świeży roztwór fizjologiczny zapewniała określoną wartość pH. Stanowisko wyposażone było ponadto w mierniki elektryczne oraz pH-metr, umożliwiające stałą kontrolę odpowiednio natężenia przepływającego prądu oraz stężenia jonów wodorowych.

Omówione stanowisko badawcze dzięki swej konstrukcji oraz zastosowanym urządzeniom umożliwiało przeprowadzenie badań przy stałych wartościach temperatury, natężenia prądu oraz zmieniającej się w ściśle kontrolowany sposób wartości pH roztworu.

Elektrostymulacja z wykorzystaniem próbek z warstwą pasywną trwała 28 dni. Była przeprowadzana w sposób ciągły (24h/dobę), jednakże periodycznie przerywana co 7 dni. Po każdym 7-dniowym cyklu ważono próbki z dokładnością 10^{-4} g oraz obserwowano ich powierzchnię. W badaniach wykorzystano 18 próbek (po 6 w każdej sekcji). Badania przeprowadzono przy następujących parametrach:

- prąd galwaniczny o natężeniu $i = 40 \pm 0,5 \mu A$,
- temperatura roztworu Tyrode'a $T = 36,6 \pm 1^\circ C$,
- pH roztworu zmienne w zakresie 7,6 - 8,6,
- odległość pomiędzy próbkami 40 mm.

Odległość pomiędzy próbkami wynosząca 40 mm odpowiada najmniejszemu rozstawowi stabilizatora w systemie stabilizacyjno-manipulacyjnym POLFIX.

Section 1 was designed to determine the influence of non-invasive electrostimulation on implant situated in the area of galvanic current flow. For this purpose a container showed in FIG.2 was used. Current was supplied by platinum electrodes (1) placed at the ends of the container and separated by ionoselective membranes (3) from the space where the specimens (2) were kept. The membranes prevented migration of the active chloride ions. On the side wall of the container there were overflow outlets (4), which enabled maintaining of stable level of Tyrode's solution and specific pH value.

Section 2 was used to determine the influence of electrostimulation on the system of two implants remaining in electrical contact. This variant corresponded to the non-invasive electrostimulation where between the external electrodes there were two implants remaining in electrical contact. The current supply and container were analogous as in section 1.

Section 3 represented the invasive and half-invasive method of electrostimulation. In this method specimens were the electrodes. This variant was related to electrostimulation in which two nearest bone screws were used as electrodes, situated on the opposite sides of fracture gap - (invasive method) or only one bone screw was used as a cathode together with an external anode placed on the skin on the opposite side of fracture gap. In this section, current was supplied directly to the specimens and the container used was not equipped with the ionoselective membranes.

A peristaltic pump which maintained stable pH value by supplying fresh physiological solution to the containers of third variant was

also a part of the laboratory stand. Moreover, the stand was equipped with electric meters and pH-meter enabling continuous control of current intensity and hydrogen ion concentration, respectively.

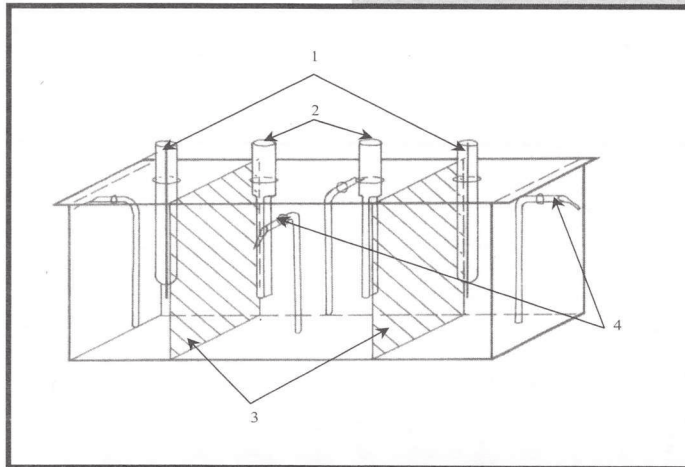
The laboratory stand, owing to its construction and devices used, allowed for carrying out the investigations at constant temperature, current intensity and pH of the solution varying in a precisely controlled way.

Electrostimulation with the use of specimens with a passive layer lasted 28 days. It was carried out continuously (24 h day and night) with interruption every 7 days. After each 7 - day cycle the specimens were weighed with an accuracy of 10^{-4} g and their surface was examined.

18 specimens (6 in each section) were used. Investigations were carried out at the following parameters:

- galvanic current intensity $i = 40 + 0,5 \mu A$,
- temperature of Tyrode's solution $T = 36,6 \pm 1^\circ C$,
- solution pH varying in the range 7.6 - 8.6,
- distance between specimens 40 mm.

Distance between specimens equal 40 mm corresponds to the smallest spacing of stabilisers in the fixation-manipulation POLFIX system.



RYS. 2. Pojemnik wraz z próbkami wykorzystywany w sekcji 1.

FIG. 2. Container with specimens used in section 1.

Na podstawie pomiarów masy próbek, wykonanych w odstępach 7 dniowych nie stwierdzono zmiany masy próbek wykorzystywanych w 1 i 2 sekcji.

Obserwacje makroskopowe stosowanych próbek po 7 dniach elektrostymulacji ujawniły na powierzchni miejscowe wytrawienia. Powierzchnia ta powiększała się z upływem czasu, jednakże po upływie 28 dni elektrostymulacji stanowiła znikomą część powierzchni próbki (około 0,5 %). Miejsca wytrawień znajdowały się najczęściej w pobliżu krawędzi próbki -RYS.3. Opisane zmiany miały charakter wyłączenie powierzchniowy.

Dla próbek wykorzystywanych jako katody w półinwazyjnej i inwazyjnej metodzie elektrostymulacji zrostu kostnego (sekcja 3) nie stwierdzono zmiany masy. Na ich powierzchni obserwowano wytrawienia, których wielkość, lokalizacja oraz charakter były analogiczne jak uprzednio.

Na powierzchni próbek stanowiących anody w elektrostymulacji zrostu kostnego metodą inwazyjną, obserwowano obecność produktów korozji w formie zwartej czaszy, zlokalizowanej nad powstającym wżerem. Uszkodzenia korozyjne powierzchni anody stosowanej w metodzie inwazyjnej zrostu kostnego po usunięciu produktów korozji przedstawiają RYS.4 i 5.

Zmiany wielkości ubytków masy próbek w funkcji czasu dla elektrostymulacji metodą inwazyjną przedstawia

Basing on the measurements of specimen mass carried out in 7-day intervals no mass changes were observed for the specimens used in sections 1 and 2.

Macroscopic observations of the specimens after 7 days of electrostimulation revealed local etched areas on their surface. Those areas grew with time but after 28 days of electrostimulation they covered only about 0.5 % of the overall specimen surface. The etched areas were situated more often near the edges of specimens - FIG. 3.

The described changes occurred on the surface only.

Mass changes were not stated for the specimen used as a cathode in the half-invasive and invasive method of electrostimulation of the fractured bone union (section 3). Etched areas which size, localisation and character were analogous to the above-described, were observed on the surface.

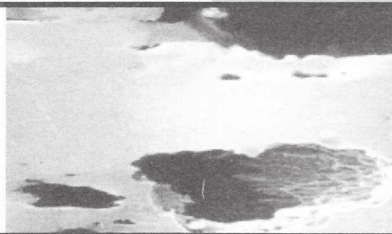
On the specimen surfaces being the anodes in electrostimulation of the fractured bone union by the invasive method, there were corrosion products in the form of compact nodules. Corrosion damages of the anode surface in the invasive method of the fractured bone union after removal of the corrosion products are shown in FIGS. 4 and 5.

Mass losses of specimens as a function of time for the invasive method of electrostimulation are shown in FIG. 6.



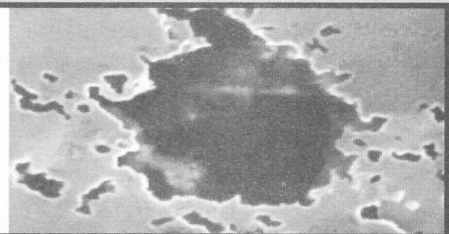
RYS. 3. Miejscowe wytrawienia powierzchni próbki po 28 dniach elektrostymulacji (SEM, 500x).

FIG. 3. Local etched area of specimen surface after 28 days of electrostimulation (SEM, 500x).



RYS. 4. Widok wżeru na powierzchni anody po 28 dniach elektrostymulacji (SEM, 500x)

FIG. 4. Corrosion pits on the anode surface after 28 days of electrostimulation (SEM, 500x).



RYS. 5. Widok wżerów na powierzchni anody po 28 dniach elektrostymulacji (SEM, 800x).

FIG. 5. Corrosion pits on the anode surface after 28 days of electrostimulation (SEM, 800x).

RYS. 6. Na rysunku tym linią ciągłą zaznaczono zależność zmiany masy próbek w funkcji czasu, wynikającą z prawa Faraday'a. Wartość stałej elektrochemicznej dla materiału, z którego wykonane zostały próbki, wynosiła $k=0,952 \text{ g/Ah}$. Ponadto w formie prostokątów uwzględnione zostały błędy z poszczególnych punktów pomiarowych.

The figure presents also the time-dependence of mass changes of specimens, calculated from the Faraday law (a continuous line). The value of electrochemical constant, k , for the material of which the specimens were made, was $k=0,952 \text{ g/Ah}$. The measuring errors at each experimental point are given in the form of rectangles.

RYS. 6. Ubytki masy w funkcji czasu dla próbek z warstwą pasywną w metodzie inwazyjnej

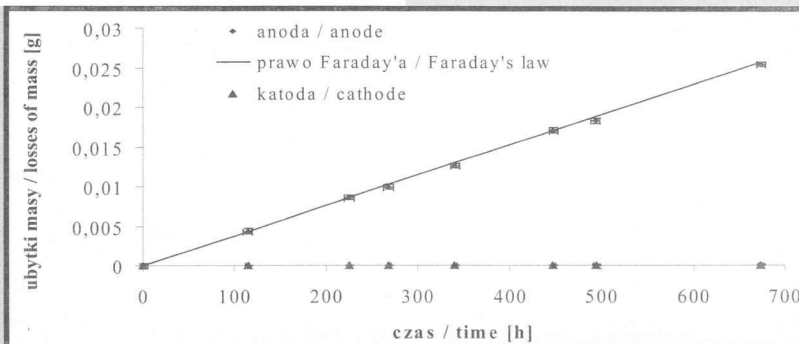


FIG. 6. Mass losses as a function of time for specimens with a passive layer in the invasive method.

Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące uogólnienia:

1. elektrostymulacja zrostu kostnego metodą nieinwazyjną nie powoduje zmian masy próbek oraz masy w układzie próbek z warstwą pasywną znajdujących się w obszarze, przez który przepływał prąd. Charakter zaobserwowanych zmian na powierzchni próbek wskazuje, że metoda ta może być stosowana do elektrostymulacji zrostu kostnego. Obserwowane miejscowe wytrawienia powierzchni próbek z ewentualnymi ubytkami masy mieszczą się poza zakresem czułości stosowanej metody pomiarów ubytków masy

2. brak ubytków masy z próbek z warstwą pasywną, wykorzystywanych jako katody w półinwazyjnej metodzie elektrostymulacji zrostu kostnego oraz minimalne miejscowe zmatowienie powierzchni próbek wskazuje na przydatność również tej metody do elektrostymulacji zrostu kostnego.

3. stosowanie elektrostymulacji zrostu kostnego metodą inwazyjną powoduje ubytki masy anody, zgodne co do wielkości z prawem Faradaya. Elektrostymulacja zrostu kostnego tą metodą może prowadzić do rozwoju metalozy. Z tych względów stosowanie stymulacji zrostu kostnego prądem stałym metodą inwazyjną jest niedopuszczalne dla elektrod pokrytych warstwą pasywną.

The investigations carried out in this work allow for the following generalisations:

1. Electrostimulation of bone union by a non-invasive method doesn't cause any changes of specimen mass. The same is true for the specimens with a passive layer situated in the area of current flow. The character of changes observed on the specimen surface indicates that this method can be used for electrostimulation of bone union. Mass changes connected with the observed local etched areas on the surface of specimens are within the range measuring error.

2. Lack of mass losses for the specimens with a passive layer, used as cathodes in the half-invasive method of electrostimulation of bone union and minimal local tarnishing of specimen surface also indicates the usefulness of this method for electrostimulation of bone union.

3. Electrostimulation of bone union by the invasive method causes mass losses of the anode proceeding in agreement with Faraday's law. Electrostimulation of bone union by this method can lead to metalosis. For this reason, stimulation of bone union with direct current by the invasive method is inadmissible for electrodes covered with a passive layer.

Piśmiennictwo

- [1]. Ramotowski W.: Stabilizatory płytkowe Zespol i Polfix, Agencja Wydawnicza "Zebra", Kraków 1998.
- [2]. Uklejewski R.: O efektach elektromechanicznych w porowatej kości długiej. Prace IBiIM, 1994, nr 35.
- [3]. Zicher L.: Elektrostimulation des Knochens. Eine tierexperimentelle und klinische Studie. Enke Verl., Stuttgart 1984.
- [4]. Cieszyński T.: Bioelektryczne pobudzenie regeneracji tkanki kostnej u ludzi w przypadkach opóźnienia zrostu kostnego i stawów rzekomych. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol. 1979, XXXV, 4, s. 507-511.

References

- [5]. Deszczyńska H., Deszczyński J.: Metody stymulacji prądem stałym świeżych złamań kości promieniowych w doświadczeniach na królikach. Praca doktorska Akademii Medycznej w Warszawie, 1982.
- [6]. Marciniak J.: Stabilizatory do zepoleń dociskowych kości. Projekt badawczy KBN nr 4 1738 91 01. Politechnika Śląska, Gliwice 1991/94.
- [7]. Szczurek Z., Marciniak J., Koczy B., Myrcik H.: Ocena biotolerancji implantów ze stali Co-Ni-Mo. Mater. Konf. Biomechaniki, Gdańsk 1987, s. 537-541.
- [8]. Patent RP nr P 314 703.

ELEKTROCHEMICZNE I KOROZYJNE WŁAŚCIWOŚCI Ti6Al4V ELI W ROZTWORACH KWASU FOSFOROWEGO

ELŻBIETA KRASICKA-CYDZIK
INSTYTUT INŻYNIERII PRODUKCJI I MATERIAŁOZNAWSTWA
POLITECHNIKI ZIELONOGÓRSKIEJ

Streszczenie

Barierowa warstwa tlenkowa wytworzona na powierzchni metalu podczas elektrochemicznej obróbki anodowej implantowych stopów tytanu w roztworach kwasu fosforowego posiada właściwości stymulujące procesy osseointegracji w środowisku biologicznym. W pracy przedstawiono badania wczesnych etapów anodowania stopu tytanu Ti6Al4V ELI w wodnych roztworach kwasu fosforowego o różnym stężeniu.

ELECTROCHEMICAL AND CORROSION PROPERTIES OF Ti6Al4V ELI IN PHOSPHORIC ACID SOLUTIONS

ELŻBIETA KRASICKA-CYDZIK

INSTITUTE OF PRODUCTION ENGINEERING AND MATERIALS SCIENCE,
TECHNICAL UNIVERSITY OF ZIELONA GÓRA

Abstract

Barrier oxide films formed by electrochemical anodic treatment of implant titanium alloys in phosphoric acid solutions influence advantageously the stimulation of osteointegration processes in human body. The investigations of early stages of the Ti6Al4V ELI alloy oxidation in aqueous solutions of phosphoric acid of different concentrations are presented. The use of potentiodynamic and galvanostatic polarisation