

BADANIA POWIERZCHNI SUPERSPRĘŻYSTYCH DYSTRAKTORÓW NiTi UŻYTYCH W LECZENIU KRANIOSTENOZ U DZIECI

Z. LEKSTON^{1*}, M. KACZMAREK², K. PRUSIK¹, D. STRÓŻ¹,
K. KOBUS³, D. RYCHLIK³

¹ INSTYTUT NAUKI O MATERIAŁACH, UNIWERSYTET ŚLĄSKI,
UL. BANKOWA 12, 40-007 KATOWICE

² INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁÓW I BIOMATERIAŁÓW,
POLITECHNIKA ŚLĄSKA,

UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE

³ KLINIKA CHIRURGII PŁASTYCZNEJ,

UL. JANA PAWŁA II 2, 57-320 POLANICA-ZDRÓJ

* E-MAIL: ZDZISLAW.LEKSTON@US.EDU.PL

Streszczenie

W pracy przedstawiono badania powierzchni supersprężystych implantów NiTi w postaci spawanych laserowo na zakładkę pierścieni użytych w badaniach klinicznych w leczeniu ścieśnienia czaszki u dzieci spowodowanego zbyt wczesnym zrośnięciem szwów czaszkowych. Wykonano badania porównawcze składu fazowego, morfologii powierzchni i odporności na korozję wżerową próbek ze spawów i drutów z okolicy spawu wyciętych z implantu w różnych stadiach przygotowania powierzchni poprzez szlifowanie mechaniczne, trawienie chemiczne, polerowanie elektrolityczne i pasywację podczas sterylizacji w parze wodnej oraz próbek spawu i drutu wyciętych z implantu usuniętego z organizmu. Rentgenograficzne badania powierzchni spawów i drutów pasywanych w autoklawie oraz usuniętych z organizmu, zdezynfekowanych i wysterylizowanych nie wykazały różnic w składzie fazowym. We wszystkich próbkach w temperaturze pokojowej identyfikowano tylko fazę macierzystą B2. W mikroskopowych badaniach stwierdzono znaczne zróżnicowanie morfologii powierzchni w zależności od zastosowanej obróbki powierzchniowej. Analiza chemiczna powierzchni w mikroobszarach spawu i drutu z okolicy spawu wyciętych z próbki po implantacji wykazała obecność śladowych ilości chloru, fosforu, wapnia i sodu pochodzących ze środowiska tkankowego implantu. Badania potencjodynamiczne odporności na korozję wżerową wykazały nieznaczne rozbieżności zmierzonych wartości potencjału korozyjnego i potencjału przebicia w zależności od modyfikacji powierzchni.

[Inżynieria Biomateriałów, 112, (2012), 31-35]

Wstęp

W chirurgicznym leczeniu zniekształceń czaszki u dzieci spowodowanych zbyt wczesnym zrośnięciem szwów czaszkowych w ostatnich latach oprócz konwencjonalnych rekonstrukcji czaszki CVR (cranial vault reconstruction) rozwijane są techniki wspomaganie remodelowania czaszki przy użyciu sprężyn znane jako SME (spring-mediated expansion) [1-3]. Stosowane do niedawna sprężyny ze stali implantacyjnych mogą być zastąpione skuteczniejszymi dystraktorami ze stopów NiTi wykazujących zjawisko supersprężystości [4].

TESTS OF THE SURFACES OF SUPERELASTIC NiTi DISTRACTORS USED IN THE TREATMENT OF CRANIOSTENOSIS IN CHILDREN

Z. LEKSTON^{1*}, M. KACZMAREK², K. PRUSIK¹, D. STRÓŻ¹,
K. KOBUS³, D. RYCHLIK³

¹ INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE, UNIVERSITY OF SILESIA,
12 BANKOWA, 40-007 KATOWICE, POLAND

² INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,

18A KONARSKIEGO, 44-100 GLIWICE, POLAND

³ PLASTIC SURGERY CLINIC,

2 JANA PAWŁA II, 57-320 POLANICA-ZDRÓJ, POLAND

* E-MAIL: ZDZISLAW.LEKSTON@US.EDU.PL

Summary

The paper presents the research on the surface of NiTi superelastic implants in the form of lap laser-welded rings used in clinical trials for the treatment of children with craniostenosis by premature fusion of the cranial sutures. There were performed comparative tests of phase composition, surface morphology and resistance to pitting corrosion of weld samples and wire samples cut out from the implant at different stages of surface preparation by mechanical grinding, chemical etching, electrolytic polishing and passivation during steam sterilization as well as of weld samples and wire cut out from the implant removed from the body. X-ray examination of the surface of the welds and wire passivated in an autoclave and removed from the body, disinfected and sterilized showed no differences in phase composition. In all the samples at room temperature only the B2 parent phase was identified. Microscopic tests revealed significant differences in surface morphology, depending on the applied surface treatment. Chemical analysis of the surface in the microareas of the weld and wire from around the weld cut from the sample after implantation showed the presence of trace amounts of nitrogen, chlorine, phosphorus, calcium and sodium from the tissue environment of the implant. Potentiodynamic tests of resistance to pitting corrosion showed slight discrepancy in the measured values of the corrosion and breakdown potentials, depending on surface modification.

[Engineering of Biomaterials, 112, (2012), 31-35]

Introduction

In recent years, in surgical treatment of children with cranial deformations caused by premature fusion of the cranial sutures, in addition to conventional CVR (cranial vault reconstruction), techniques of supporting the cranial vault remodelling with springs known as SME (spring-mediated expansion) are being developed [1-3]. Recently used implant steel springs can be replaced by more effective distractors made of NiTi alloys which show the effect of superelasticity [4]. Constant force of such distractors, properly formed and attached to the cut fragments of the skull, and operating in a wide range of deformations, results in skull modelling during the so-called continuous distraction [5-7].

Stała siła takich dystraktorów odpowiednio uformowanych i przymocowanych do rozciętych fragmentów czaszki działająca w szerokim zakresie odkształceń powoduje modelowanie czaszki podczas tzw. dystrakcji ciągłej [5-7]. Opracowane w Instytucie Nauki o Materiałach Uniwersytetu Śląskiego superprężyste dystraktory NiTi od 2002 roku do chwili obecnej są z powodzeniem stosowane w badaniach klinicznych w plastyce czaszki u dzieci prowadzonych w Klinice Chirurgii Plastycznej Wrocławskiego Uniwersytetu Medycznego w Polanicy. Wstępne wyniki badań właściwości funkcjonalnych i skuteczności leczenia kraniostenoz u dzieci przy użyciu opracowanych supersprężystych łuków i pierścieni NiTi zamieszczono w kilku niedawno opublikowanych artykułach [8-10]. W badaniach wpływu środowiska tkankowego na implant istotne informacje można uzyskać na podstawie analizy zmian morfologii i składu chemicznego powierzchni oraz odporności korozyjnej po implantacji [11].

W tej pracy przedstawiono badania porównawcze próbek wyciętych z supersprężystych pierścieni NiTi, użytych w badaniach klinicznych modelowania sklepienia czaszki u dzieci z kraniostenozą.

Materiał badań i metody

W badaniach wykorzystano druty ze stopu Ti-50,8 % at. Ni wg normy ASTM F 2063-05 o średnicy 1,1 mm wycięte z okrągłych sprężyn NiTi, spawanych laserowo na zakładkę, użytych w badaniach klinicznych w leczeniu kraniostenoz. Badania przeprowadzono na próbkach spawów i odcinków drutów z okolicy spawów wyciętych z przygotowanego implantu po szlifowaniu mechanicznym, trawieniu chemicznym oraz po pasywowaniu podczas sterylizacji w autoklawie, w parze wodnej, w temperaturze 130°C przez 30 minut. Drugą serię próbek stanowiły spaw i drut wycięty z implantu usuniętego z organizmu po 8 miesiącach implantacji, wysterylizowanego tlenkiem etylenu. Skład fazowy powierzchni drutów i spawów przed i po implantacji określono metodą rentgenowskiej analizy fazowej na podstawie dyfraktogramów zarejestrowanych przy użyciu dyfraktometru rentgenowskiego Philips X'Pert w promieniowaniu CuK_α przy warunkach pracy lampy rentgenowskiej 40 kV i 30 mA. Badania morfologii powierzchni i składu chemicznego w mikroobszarach przeprowadzono przy użyciu mikroskopu skaningowego Jeol JSM-6480 wyposażonego w detektor EDS firmy IXRF oraz oprogramowania EDS 2008. Badania odporności na korozję wżerową przeprowadzono zgodnie z zaleceniami normy PN EN ISO 10933-15. Odporność na korozję wżerową oceniano w oparciu o rejestrację krzywych polaryzacji anodowej metodą potencjodynamiczną z wykorzystaniem systemu do badań elektrochemicznych VoltaLab® PGP 201 firmy Radiometr. Badania rozpoczynano od wyznaczenia potencjału otwarcia E_{OCP} . W dalszej kolejności zarejestrowano krzywe polaryzacji anodowej. Zmiana potencjału następowała w kierunku anodowym z szybkością 1 mV/s. Po uzyskaniu gęstości prądu anodowego $i = 1 \text{ mA/cm}^2$ zmieniano kierunek polaryzacji. W ten sposób rejestrowano krzywą powrotną. Jako elektrodę odniesienia stosowano nasyconą elektrodę kalomelową, natomiast elektrodę pomocniczą stanowiła elektroda platynowa. Na podstawie zarejestrowanych krzywych wyznaczono charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową, tj.: potencjał korozyjny E_{kor} (V), potencjał przebiecia E_b (V) lub potencjał transpasywacji E_{tr} (V), opór polaryzacyjny R_p ($\Omega \cdot \text{cm}^2$) oraz gęstość prądu korozyjnego i_{corr} (A/cm^2). Badania przeprowadzono w roztworze fizjologicznym Ringera w temperaturze $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Skład chemiczny zastosowanego roztworu Ringera przedstawiono w TABELI 1.

From 2002 until now, superelastic NiTi distractors developed in the Institute of Materials Science, University of Silesia have been successfully used in clinical trials of skull modelling in children conducted in the Plastic Surgery Clinic of the Wrocław Medical University in Polanica. Preliminary results of the functional properties and efficiency of the treatment of children with craniostenosis using NiTi superelastic arches and rings have been presented in several recently published articles [8-10]. With the tests concerning the effect of the tissue environment on the implant, important information can be obtained by analysing the changes in the morphological and chemical composition of the surfaces and the corrosion resistance after implantation [11].

This paper presents a comparative study of the samples cut out from NiTi superelastic rings, used in clinical trials of skull modelling in children with craniostenosis.

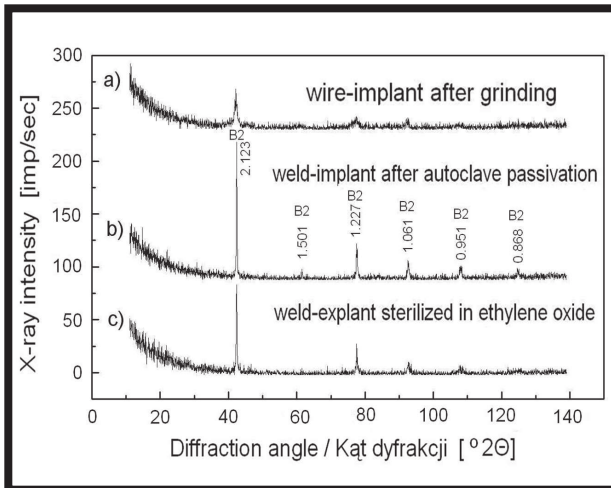
Material and methods

In the tests there was used the wire made of Ti-50, 8% at. Ni alloy according to standard ASTM F 2063-05 with the diameter of 1.1 mm cut out from round NiTi lap laser-welded springs used in clinical trials for the treatment of craniostenosis. The tests were conducted on weld samples and pieces of wire from around the welds, cut out from the implant prepared after mechanical grinding, chemical etching and passivation during sterilization in the autoclave, in steam and at the temperature of 130°C for 30 minutes. Another series of samples consisted of the weld and wire cut out from the implant removed from the body after 8 months of implantation and sterilized in the ethylene oxide. Phase composition of the welds and wire surfaces before and after implantation was determined by the X-ray phase analysis based on diffraction patterns and recorded using a Philips X'Pert X-ray diffractometer in CuK_α radiation and the X-ray tube operating at 40 kV and 30 mA. Morphology tests of the surface and chemical composition in the micro-areas were performed using the JEOL scanning microscope JSM-6480 equipped with the IXRF EDS detector and the EDS 2008 software. Pitting corrosion resistance tests were carried out according to the DIN EN ISO 10933-15 standard. Pitting corrosion resistance was evaluated based on the registration of the anodic polarization curves done with the use of the Radiometer VoltaLab® PGP 201 potentiodynamic method for electrochemical testing. Testing started with the determination of the E_{OCP} opening potential. Then, anodic polarization curves were recorded. The change of the potential was in the anodic direction at a rate of 1 mV/s. After obtaining the anodic current density of $i = 1 \text{ mA/cm}^2$, the direction of polarization was changed. In this way, the return curve was recorded. A saturated calomel electrode was used as a reference electrode and a platinum electrode was used as a support electrode. Based on the recorded sets of curves, characteristic values that describe the pitting corrosion resistance, i.e. the E_{kor} (V) corrosion potential, the E_b (V) breakdown potential or the E_{tr} (V) transpassivation potential, the R_p ($\Omega \cdot \text{cm}^2$) polarization resistance and the i_{corr} (A/cm^2) corrosion current density were defined. The tests were conducted in the Ringer's physiological solution at the temperature of $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Chemical composition of the Ringer's solution that was used are shown in TABLE 1.

TABELA 1. Skład chemiczny roztworu Ringera.
TABLE 1. Chemical composition of the Ringer's solution.

Stężenie składników / Component concentration [g/l]		
NaCl	CaCl ₂	KCl
8.60	0.33	0.30

Wyniki



RYS. 1. Porównanie dyfraktogramów rentgenowskich próbek wyciętych z implantu przed i po implantacji: a) drut-implant szlifowany mechanicznie, b) spaw-implant pasywowany w autoklawie, c) spaw-explant sterylizowany tlenkiem etylenu. FIG. 1. Comparison of X-ray diffraction patterns of the samples cut out from the implant before and after implantation: a) mechanically grinded wire-implant b) weld-implant passivated in the autoclave, c) weld-explant sterilized with ethylene oxide.

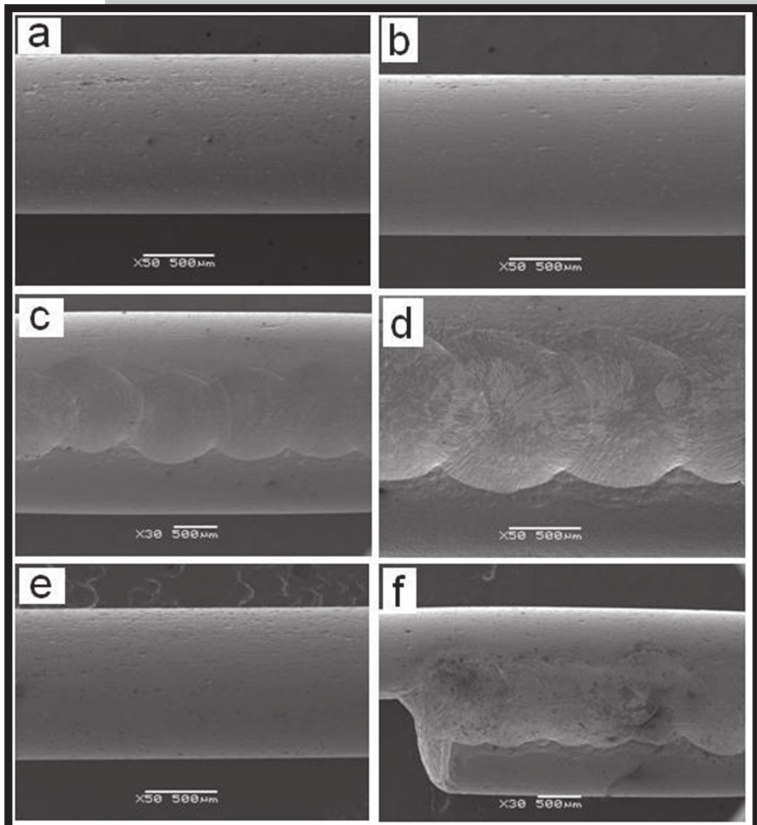
Metodą rentgenowskiej analizy fazowej stwierdzono, że badane próbki wycięte z implantów po różnej obróbce powierzchniowej oraz drut i spaw z implantu usuniętego z organizmu po 8-miu miesiącach implantacji mają strukturę fazy macierzystej B2 (RYS. 1). Nie zaobserwowano linii dyfrakcyjnych od rutyli TiO_2 , który identyfikowano w tym stopie przy użyciu mikroskopu elektronowego w próbkach po pasywacji w autoklawie w przesyconej parze wodnej [12]. Cienka, o grubości kilku nanometrów, powłoka tlenkowa nie jest wykrywalna metodą rentgenograficzną na bardzo małej naświetlanej powierzchni badanych drutów.

Morfologię powierzchni spawów i odcinków drutów wyciętych z dystraktorów czaszkowych NiTi w kształcie pierścieni po różnej obróbce powierzchniowej przed implantacją oraz powierzchni spawów i drutów wyciętych z implantu usuniętego z organizmu pokazano na RYS. 2. Nie zaobserwowano wyraźnych różnic w morfologii powierzchni odcinków drutów wyciętych z implantów po szlifowaniu mechanicznym i po trawieniu chemicznym (RYS. 2 a, b). Dla drutu szlifowanego widoczne były rysy równoległe do kierunku szlifowania, czyli osi drutu. Powierzchnia drutu szlifowanego była bardziej nieregularna w porównaniu z wygładzoną powierzchnią drutu po trawieniu. Podobnie, w obszarach spawów nie zaobserwowano istotnych różnic morfologicznych (RYS. 2 c, d). Obszary spawów są dobrze zdefiniowane i charakteryzują się brakiem wtrąceń. Nie obserwowano makro i mikropęknięć w samym spawie oraz jego okolicach. Obszary spawów charakteryzują się dużo większym rozwinięciem powierzchni niż powierzchnia drutów. Morfologia obszaru spawu próbki eksplantowanej nie różniła się znacząco od morfologii spawu próbki implantu.

Results

X-ray phase analysis showed that the tested samples cut out from the implants after different surface treatment, and the wire and welds from the implant removed from the body after eight months of implantation have a B2 parent phase structure (FIG. 1). No diffraction lines from TiO_2 rutile, identified in this alloy with the electron microscope in the samples after autoclave passivation in oversaturated steam, were observed [12]. A thin oxide coating of a few nanometers in thickness cannot be detected by X-ray diffraction on a very small exposed surface of the tested wires.

Surface morphology of the welds and pieces of wire cut out from the NiTi ring-shaped cranial distractors after different surface treatment prior to implantation and of the welds and wire cut out from the implant removed from the body is shown in FIG. 2. There were no significant differences in the surface morphology of the pieces of wire cut out from the implants after mechanical grinding and chemical etching (FIG. 2 a, b). For grinded wire, the scratches parallel to the direction of grinding, i.e. the axis of the wire, were visible. The surface of the grinded wire was characterized by a slightly more irregularities in comparison to the smoothed surface after etching. Similarly, in the areas of welds there were no significant morphological differences (FIG. 2 c, d). Welding areas are well defined and are characterized by a lack of inclusions. There were no macro-and micro-cracks in the weld and around it. Welding areas are characterized by a much larger development of the surface than the surface of the wires. Morphology of the welding area of the explanted sample did not differ significantly from the welding morphology of the implant sample.

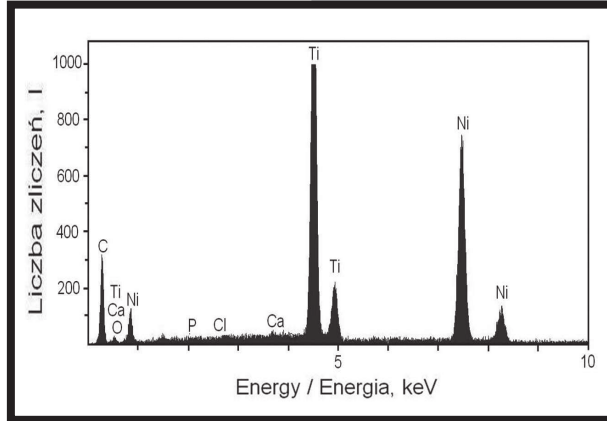


RYS. 2. Obrazy mikroskopowe powierzchni odcinków drutów i spawów wyciętych z pierścieni NiTi przed implantacją (a-d) i po usunięciu z organizmu (e, f).

FIG. 2. Microscopic pictures of the surface of the pieces of wire and the welds cut out from NiTi rings prior to implantation (a-d) and after their removal from the body (e, f).

Analiza składu chemicznego wykonana dla próbek eksplantowanych prowadzona w mikroobszarach wykazała, śladową obecność C, O, P, Cl oraz Ca. Obecność na widmach EDS linii od tych pierwiastków może świadczyć o wytworzeniu się na powierzchni cienkiego filmu tkankowego na powierzchni, dyfuzję tych pierwiastków z tkanek pacjenta do powierzchni próbki lub niedokładnie oczyszczenie powierzchni drutu po eksplantacji (RYS. 3).

Wyniki badań odporności na korozję wżerową implantu NiTi poddanego różnym zabiegom modyfikacji powierzchni przed implantacją oraz spawu i drutu wyciętego z implantu usuniętego z organizmu po implantacji przedstawiono w TABELI 2 oraz na RYS. 4.



RYS. 3. Widmo EDS (składu chemicznego) otrzymane z mikroobszaru powierzchni próbki wyciętej ze spawu po implantacji.

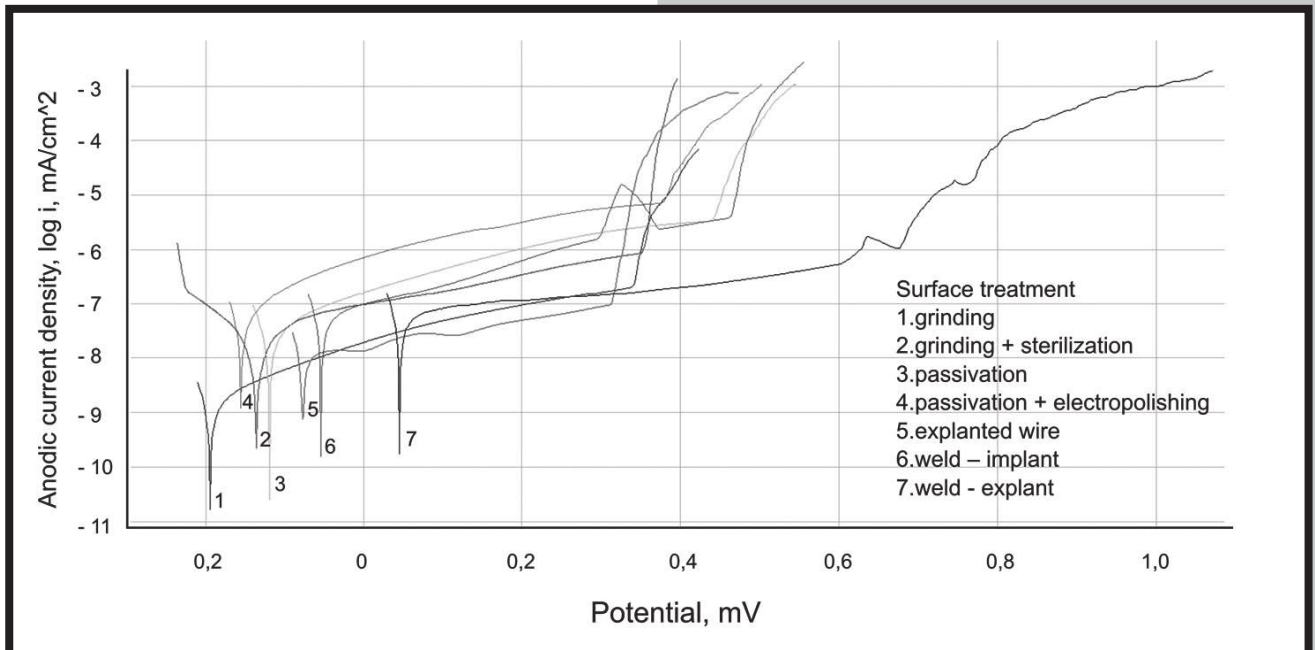
FIG. 3. EDS spectrum (of the chemical composition) obtained from the microarea of the surface of the sample cut out from the weld after implantation.

Chemical composition analysis of the explanted samples carried out in the microareas showed the presence of trace C, O, P, Cl and Ca. The presence of the lines of these elements on EDS spectra may indicate the formation of a thin tissue film, the diffusion of these elements onto the patient's tissues onto the surface of the sample or inaccurate cleaning of the surface of the wire after explantation (FIG. 3).

The results of the pitting corrosion resistance of the NiTi implant after different surface modifications prior to implantation and the weld and wire cut out from the implant removed from the body after implantation are shown in TABLE 2 and in FIG. 4.

TABELA 2. Wyniki badania odporności stopu NiTi na korozję wżerową.
TABLE 2. Results of NiTi resistance to pitting corrosion.

Środowisko Environment	Modyfikacja powierzchni Surface modification	E_{kor} mV	E_b mV	R_p MΩ/cm ²	I_{kor} nA/cm ²
Roztwór Ringera Ringer's solution	Szlifowanie / Grinding	- 220	363	9.6	1.29
	Szlifowanie + Sterylizacja Grinding+ Sterilization	- 141	317	21.6	0.24
	Pasywacja Passivation	- 123	429	0.55	17.9
	Pasywacja + polerowanie Passivation+ polishing	- 275	386	0.17	43.7
	Spaw implant / Weld implant	- 54	463	0.27	38.1
	Spaw explant / Weld explant	- 46	609	0.3	40.4
	Drut explant / Wire explant	- 152	344	0.96	9.7



RYS. 4. Krzywe polaryzacji anodowej badanych próbek.
FIG. 4. Anodic polarization curves of the tested samples.

Badania korozyjne próbek wyciętych z implantu NiTi przeprowadzone w płynie fizjologicznym Ringera wykazały zróżnicowaną odporność korozyjną w zależności od zastosowanej obróbki powierzchniowej. Średnie wartości potencjału korozyjnego rejestrowane dla drutu poddanego wszystkim zabiegom modyfikacji powierzchni, zarówno przed, jak i po implantacji były różne i zmieniły się w zakresie od - 275 mV do - 123 mV.

Próbki spawane na zakładkę wykazywały zbliżoną, wyższą średnią wartość potencjału korozyjnego – ok. - 50 mV. Próbki te charakteryzowały się również najwyższymi wartościami potencjału przebicia, w odniesieniu do wszystkich badanych próbek. Jednakże próbki spawu charakteryzowały się niskimi wartościami oporu polaryzacyjnego oraz wysokimi wartościami prądu korozyjnego. Generalnie jednak można stwierdzić, że własności korozyjne stopu przed oraz po implantacji nie zmieniają się w istotny sposób, zarówno dla próbek wyciętych z drutu, jak również dla próbek spawu.

Wnioski

- Badania składu fazowego spawu i drutu wyciętych z implantu pasywowanego podczas sterylizacji w autoklawie oraz z implantu usuniętego z organizmu po implantacji nie wykazały różnic w składzie fazowym powierzchni. We wszystkich badanych próbkach identyfikowano fazę macierzystą B2.
- Morfologia i skład chemiczny w mikroobszarach badanych próbek zależą istotnie od obróbki powierzchni. W próbkach spawu i drutu po implantacji w organizmie identyfikowano pierwiastki pochodzące z otaczających tkanek.
- Potencjodynamiczne badania korozyjne wykazały, że najlepsze parametry odporności na korozję wżerową wykazywały próbki z implantu po pasywacji i sterylizacji w autoklawie oraz próbki spawu i drutu usuniętego z organizmu.

Corrosion tests of the samples cut out from the NiTi implant performed in Ringer's physiological solution showed varied corrosion resistance depending on the surface treatment. Mean values of the corrosion potential recorded for the wire after all kinds of surface modification, both before and after implantation, were different and varied in the range from - 275 mV to - 123 mV.

Lap welded samples showed a similar and higher average value of the corrosion potential - about 50 mV. These samples were also characterized by the highest values of the breakdown potential for all tested samples. However, welding samples were characterized by low values of polarization resistance and high values of the corrosion current. Generally, it can be concluded that the corrosion properties of the alloy before and after implantation do not change significantly, neither for the samples cut out from the wire nor for the welding samples.

Conclusions

- Phase composition analysis of the weld and wire cut out from the implant passivated during autoclave sterilization and the implant removed from the body after implantation showed no differences in the phase composition of the surface. In all the tested samples the B2 parent phase was identified.
- Morphology and chemical composition in the micro-areas of the tested samples depend significantly on the treatment of the surface. In the samples of the weld and wire after implantation in the body, the elements from the surrounding tissues were identified.
- Potentiodynamic corrosion tests showed that the best parameters of resistance to pitting corrosion were displayed by the implant samples after passivation and sterilization in the autoclave and the samples of the weld and wire removed from the body.

Piśmiennictwo

- [1] Douglas G. R., David L. R., Glazier S. S., Smith T. E., Argenta L. C.: Surgical Advancement Influences Perioperative Care: A Comparison of Two Surgical Techniques for Sagittal Craniosynostosis Repair. *Anesth Analg* 97 (2003) 699-703.
- [2] Davis Ch., Wickremesekera A., MacFarlane M. R.: Correction of nonsynostotic scaphocephaly without cranial osteotomy: spring expansion of the sagittal suture. *Childs Nerv Syst* 25 (2009) 225-230.
- [3] Lauritzen C., Sugawara Y., Kocabalkan O., Olsson R.: Spring mediated dynamic craniofacial reshaping. *Scand. J. Plast. Reconstr. Hand Surg.* 32 (1998) 331-339.
- [4] Pelton A. R., DiCello J., Miyazaki S.: Optimization of processing and properties of medical-grade Nitinol wire. *Min. Invas. Ther. & Allied Technol.* 9 (1) (2000) 107-118.
- [5] Idelsohn S., Pena S, Lacroix D, Planell S. A., Gil F. S.: Continuous mandibular distraction osteogenesis using superelastic shape memory alloy (SMA). *J. Mater. Sci.: Materials in Medicine* 15 (2004) 541-546.
- [6] Lekston Z., Drugacz J., Morawiec H.: Application of superelastic NiTi wires for mandibular distraction. *Materials Science and Engineering A* 378 (2004) 537-541.

References

- [7] Lekston Z., Stróż D., Morawiec H.: Superelastic NiTi implants for continuous bone distraction. *Eng. Biomater.* 67-68 (2007) 38-41.
- [8] Kobus K., Węgrzyn M., Lekston Z., Morawiec H., Drugacz J.: Modeling of Scaphocephaly Using Superelastic Titanium-Nickel Rings: A Preliminary Report. *Journal of Craniofacial Surgery* 18 (3) (2007) 504-510.
- [9] Morawiec H., Lekston Z., Kobus K., Węgrzyn M., Drugacz J.: Superelastic NiTi springs for corrective skull operations in children with craniosynostosis. *J Mater Sci: Mater Med.* 18 (2007) 1791-1798.
- [10] Morawiec H., Lekston Z., Kobus K., Węgrzyn M., Drugacz J.: Superelasticity of NiTi Ring-Shaped Springs Induced by Aging for Cranioplasty Applications. *Journal of Materials Engineering and Performance* 18(5-6) (2009) 818-823.
- [11] Lekston Z., Łosiewicz B., Winiarski A., Jędrusik-Pawłowska M., Kromka-Szydek M., Miernik K.: Badania powierzchni klamer NiTi użytych w zespoleniach złamań jarzmowo-szczękowo-oczdolowych. *Eng. Biomater.* 96-98 (2010) 29-33.
- [12] Morawiec H., Goryczka T., Lelątko J., Lekston Z., Winiarski A., Rówiński E., Stergioudis G., Surface Structure of NiTi Alloy Passivated by Autoclaving. *Materials Science Forum* 636-637 (2010) 971-976.