

Piśmiennictwo

- [1] Rimnac C.M., K[1]. Dzielicki J. Korlacki W. Sitkiewicz T.: Małoinwazyjna metoda Nussa w leczeniu lejkowatej klatki piersiowej, *Polski Przegląd Chirurgiczny*, 2000, 72, 6, ss. 524-530.
- [2] Bohosiewicz J., Kudela G., Koszutski T.: Results of Nuss procedures for the correction of pectus excavatum, *European Journal of Pediatric Surgery* 2005, Vol.15, No.1, pp. 6-10.
- [3] Adamczak J. Pawlak K., Zieliński P., Dyszkiewicz W.: Wczesne wyniki leczenia lejkowatej klatki piersiowej metodą Nussa. *Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska*, maj 2004, t. 1, nr 2, ss. 84-93.
- [4] Nuss D., Kelly R.E., Croitoru P., Katz M.E.: A 10-year of minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum. *Journal of Pediatric Surgery*, 1998, 33(4), pp. 545-552.
- [5] PN - ISO 5832-1, Implants for surgery metallic materials, Part I: Wrought stainless steel, (1997).

OCENA ODPORNOŚCI KOROZYJNEJ STOPU Ni-Ti PRZEZNACZONEGO NA STENTY UROLOGICZNE

W. KAJZER, J. MARCINIAK

INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH,
WYDZIAŁ MECHANICZNY TECHNOLOGICZNY, POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE,
E-MAIL: WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),152-155]

Wprowadzenie

W urologii stenty wykorzystywane są zarówno w celu wyeliminowania zwężeń cewkowych, jak i moczowodowych. Zabieg założenia stentu do cewki moczowej przy jej okluzji spowodowanej łagodnym rozrostem stercza (BPH) opisał po raz pierwszy Fabian w 1980 roku [1,2]. Aktualnie metoda endoskopowej implantacji stentów przy łagodnym przeroście stercza znalazła zastosowanie w leczeniu zwężeń cewki moczowej spowodowanej przez różnego rodzaju schorzenia typu zapalenia bądź też przebyte wcześniejsze zabiegi i operacje na układzie moczowo-płciowym [3÷5]. Bardzo istotną rolę w odporności korozyjnej implantu odgrywa jakość jego powierzchni. Ilościowy i jakościowy opis procesów korozji zachodzącej w środowisku sztucznego moczu determinuje skuteczność zastosowania implantu w praktyce klinicznej, jak również wpływa na minimalizację komplikacji pooperacyjnych [6÷10].

Metodyka

Badania odporności na korozję wżerową przeprowadzono na próbkach wykonanych ze stopu Ni-Ti, spełniającego wszystkie wymagania dotyczące składu chemicznego i struktury dla biomateriałów przeznaczonych do produkcji implantów. Próbkę poddano szlifowaniu, a następnie modyfikacji powierzchni polegającej na polerowaniu elektrolitycznym oraz polerowaniu elektrolitycznym i pasywacji chemicznej w warunkach opracowanych przez autorów. Do wyznaczenia chropowatości powierzchni zastosowano profilografometr mechaniczny typu Surtronic 3+ oraz profilometr optyczny WYKO – NT 1100, firmy VEECO. Badanie odporności na korozję wżerową przeprowadzono metodą

References

- [6] ASTM F746-87, Standard test method for pitting or crevice corrosion of metallic surgical implant materials, (1999).
- [7] ASTM G5-94, Standard reference test method for making potentiostatic and potentiodynamic anodic polarization measurements, (1999).
- [8] Marciniak J.: *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice (2002), ss. 116, 219-229, 238-252.
- [9] Kosieniak Sz.: *Badania uszkodzeń korozyjnych implantów stosowanych do leczenia operacyjnego lejkowatej klatki piersiowej*, Praca Magisterska, Gliwice 2006.
- [10] A. Krauze, W. Kajzer, W. Walke, J. Dzielicki: Physicochemical properties of fixation plates used in funnel chest treatment. *Journal of Achievements in Material and Manufacturing Engineering*, Vol 18, Issue 1-2, September October 2006, pp. 151-154.

EVALUATION OF CORROSION RESISTANCE OF NI-TI ALLOY INTENDED FOR UROLOGICAL STENTS

W. KAJZER, J. MARCINIAK

INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,
SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE,
E-MAIL: WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),152-155]

Introduction

Stents in urology are used either to eliminate narrowing of the urethra or ureter. Stent insertion to urethra, while ureter was narrowed by the Benign Prostatic Hyperplasia (BPH), was described for the first time in 1980 by Fabian [1,2]. Nowadays endoscopic stent implantation method which is used to treat the BPH is also used to treat narrowing of bulbar urethra caused by instrumentation, trauma, inflammation or congenital problems [3÷5].

The quality of the surface layer also plays important role. A qualitative and a quantitative description of corrosion processes in artificial urine will determine the efficiency and the clinical usefulness of implants and will impinge on postoperative complications. For this reason a surface treatment of the Ni-Ti alloy is presented in this work. The surface treatment is important because of corrosion resistance minimizing reactions and postoperative complications [6÷10].

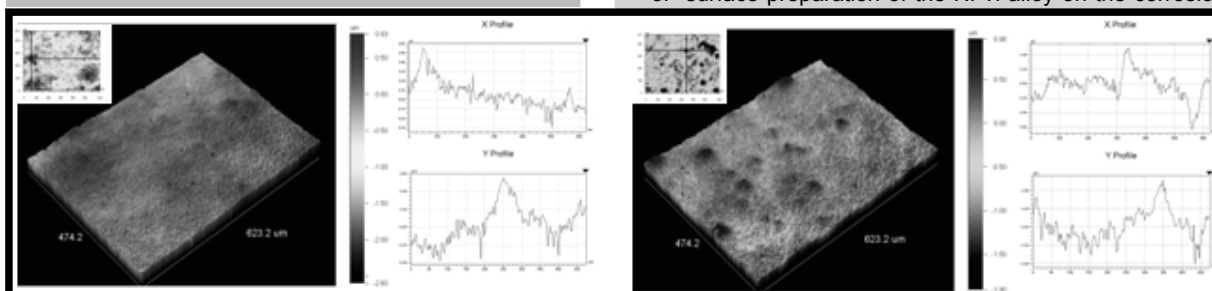
Methods

The tests were carried out on samples of the following surfaces: grinded, electropolished and electropolished and chemically passivated in conditions worked by the authors. In order to measure the roughness the Surtronic 3+ surface analyzer and optical surface analyzer WYKO – NT 1100 produced by VEECO was applied. The pitting corrosion tests were realized by recording of anodic polarization curves with the use of the potentiodynamic method. The VoltaLab® PGP 201 system for electrochemical tests was applied [11,12]. The saturated calomel electrode (SCE) of KP-113 type was applied as the reference electrode. The tests were carried out in electrolyte simulating urine at the

Składniki A Ingredients A	g/l wody de- stylowanej g/l distilled water	Składniki B Ingredients B	g/l wody de- stylowanej g/l distilled water
CaCl ₂ ·2H ₂ O	1.765	NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O	2.660
Na ₂ SO ₄	4.862	Na ₂ HPO ₄	0.869
MgSO ₄ ·7H ₂ O	1.462	Na ₃ Cit·2H ₂ O	1.168
NH ₄ Cl	4.643	NaCl	13.545
KCL	12.130		

TABELA 1. Roztwór sztucznego moczu wykorzystany w badaniach potencjodynamicznych [13, 14].

TABLE 1. Artificial urine (A : B = 1:1) [13, 14].



RYS.1. Przykładowe profile powierzchni próbek ze stopu NiTi: a) polerowana elektrolitycznie, b) polerowana elektrolitycznie i pasywowana chemicznie.

FIG.1. Surface profiles of Ni-Ti: a) electropolished sample, b) electropolished and chemically sample.

potencjodynamiczną. Rejestrowano krzywe polaryzacji anodowej przy wykorzystaniu potencjostatu VoltaLab® PGP 201 [11, 12]. Jako elektrodę odniesienia zastosowano elektrodę kalomelową, typu (SCE) KP-113. Badania były przeprowadzone w elektrolicie symulującym środowisko moczu człowieka o temperaturze $37\pm 1^\circ\text{C}$ i $\text{pH}=5.4\div 6.0$. Roztwór sztucznego moczu składał się z dwóch wcześniej przygotowanych roztworów wymieszanych ze sobą w stosunku 1:1 – TABELA 1.

Wyniki

W wyniku przeprowadzonych pomiarów chropowatości powierzchni metodą pomiaru stykowego oraz za pomocą profilometrii optycznej wykazano wpływ modyfikacji powierzchni na parametr chropowatości R_a . Dla próbek szlifowanych parametr ten wynosił średnio $R_a=0.31\pm 1\ \mu\text{m}$, polerowanych elektrolitycznie $R_a=0.10\pm 1\ \mu\text{m}$ i polerowanych elektrolitycznie i pasywanych chemicznie $R_a=0.14\pm 1\ \mu\text{m}$ – RYS.1.

Wyniki badań elektrochemicznych wykazały wpływ modyfikacji powierzchni stopu Ni-Ti na odporność korozyjną. Otrzymane wyniki przedstawiono w TABELI 2.

Dla próbek szlifowanych rejestrowany potencjał korozyjny mieścił się w przedziale $E_{\text{kor}}=-210\div -196\text{mV}$ – RYS.2a. Polaryzacja próbek spowodowała gwałtowny wzrost gęstości prądu dla potencjałów transpasywacji w zakresie $E_{\text{TP}}=+1372\div +1478\text{mV}$ – RYS.2b. Opór polaryzacyjny dla próbek szlifowanych mieścił się w zakresie $R_p=348\div 397\text{k}\Omega\text{cm}^2$. Dla próbek polerowanych elektrolitycznie rejestrowany potencjał korozyjny mieścił się w przedziale $E_{\text{kor}}=-55\div -48\text{mV}$ – RYS.2a. Polaryzacja próbek spowodowała gwałtowny wzrost gęstości prądu dla potencjałów transpasywacji w zakresie $E_{\text{TP}}=+1449\div +1520\text{mV}$ – RYS.2b. Opór polaryzacyjny dla próbek szlifowanych mieścił się w zakresie $R_p=782\div 1001\text{k}\Omega\text{cm}^2$. Natomiast dla próbek polerowanych

temperature of $37\pm 1^\circ\text{C}$ and $\text{pH}=5.4\div 6.0$. The electrolyte consisted of two solutions A and B mixed together in the ratio of 1:1 – TABLE 1. The tested material met implantation requirements concerning the chemical composition, the structure and mechanical properties.

Results

Influence of the surface modification on the R_a parameter was shown by means of roughness contact tests and optical profilometry R_a . For grinded samples average roughness $R_a=0.31\pm 1\ \mu\text{m}$, electropolished average roughness $R_a=0.31\pm 1\ \mu\text{m}$, electropolished and chemically passivated average roughness $R_a=0.14\pm 1\ \mu\text{m}$ – FIG. 1.

Results of electrochemical tests have revealed the influence of surface preparation of the Ni-Ti alloy on the corrosion

Surface preparation method	Corrosion potential E_{kor} , mV	Transpassivation potential E_{TP} , mV	Polarization resistance R_p , $\text{k}\Omega\text{cm}^2$
Grinded	-210 ÷ -196	+1372 ÷ +1478	348 ÷ 397
Electropolished	-55 ÷ -48	+1449 ÷ +1520	782 ÷ 1001
Electropolished and passivated	+73 ÷ +135	+1471 ÷ +1501	950 ÷ 3590

TABELA 2. Wyniki badań odporności stopu Ni-Ti na korozję wżerową.
TABLE 2. Pitting corrosion resistance of Ni-Ti alloy.

resistance – TABLE 2.

For the grinded samples, the corrosion potential was in the range $E_{\text{kor}}=-210\div -196\text{mV}$ - FIG.2a. Polarization of samples caused the increase of anodic current for potentials in the range $E_{\text{TP}}=+1372\div +478\text{mV}$ – FIG.2b. Polarization resistance of the samples was equal to $R_p=348\div 397\text{k}\Omega\text{cm}^2$. For the electropolished samples, the corrosion potential was in the range $E_{\text{kor}}=-55\div -48\text{mV}$ – FIG.2a. Polarization of samples caused the increase of anodic current for potentials in the range $E_{\text{TP}}=+1449\div +1520\text{mV}$ – FIG.2b. Polarization resistance of the samples was equal to $R_p=782\div 1001\text{k}\Omega\text{cm}^2$. For the electropolished and passivated samples, the corrosion potential was in the range $E_{\text{kor}}=+73\div +135\text{mV}$ – FIG.2a. Polarization of samples caused the increase of anodic current for potentials in the range $E_{\text{TP}}=+1471\div +1501\text{mV}$ – FIG.2b. Polarization resistance of the electropolished and passivated samples was equal to $R_p=950\div 3590\text{k}\Omega\text{cm}^2$.

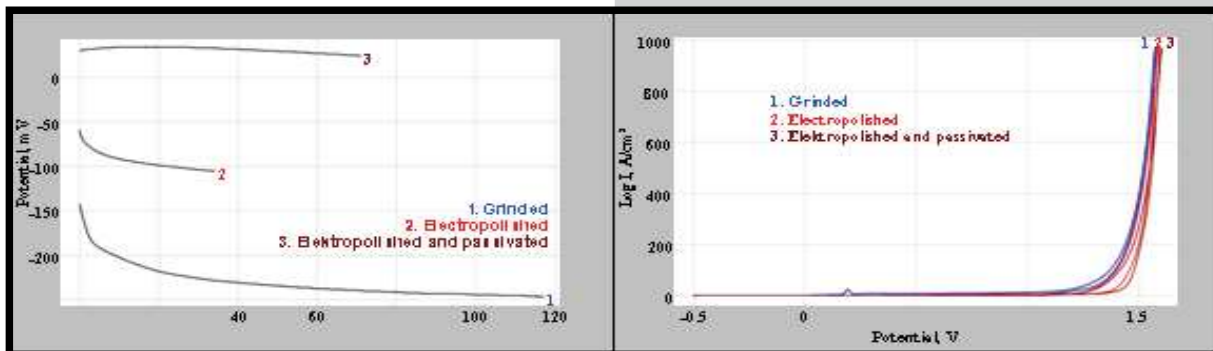
The recorded curves of the anodic polarization were mainly characterized by the decrease of the anodic current dens-

elektrolitycznie i pasywowanych chemicznie rejestrowany potencjał korozyjny mieścił się w przedziale $E_{kor} = +73 \div +135$ mV – rys. 2a. Polaryzacja próbek spowodowała gwałtowny wzrost gęstości prądu dla potencjałów transpassywacji w zakresie $E_{TP} = +1471 \div +1501$ mV – RYS.2b. Opór polaryzacyjny dla próbek szlifowanych mieścił się w zakresie $R_p = 950 \div 3590$ k Ω cm². Rejestrowane krzywe polaryzacji anodowej charakteryzowała zmniejszająca się gęstość prądu anodowego w zakresie potencjałów występujących w organizmie człowieka 0÷400mV. Najmniejszą gęstością prądu w rozpatrywanym zakresie potencjałów cechowały się próbki poddane polerowaniu elektrolitycznemu i pasywacji chemicznej – RYS.3.

ity in the range of human body potentials ie. 0÷0,4 V The smallest density was observed for the electropolished and passivated samples –FIG.3.

Summary

The obtained results have shown favorable influence of the applied surface treatment process on the corrosion resistance of samples made of the Ni-Ti alloy. The tests have revealed that the passive layer created in the electropolishing and the chemical passivation process improves the corrosion resistance of the investigated alloy.



RYS.2. Przykładowe wyniki badań potencjodynamicznych: a) zmiana potencjału korozyjnego w czasie, min, b) krzywe polaryzacji anodowej, dla różnych sposobów przygotowania powierzchni.

FIG. 2. Potentiodynamic test results: a) corrosion potential changes in time after diverse surface preparation b) anodic polarization curve after diverse surface preparation.

Podsumowanie

Celem przeprowadzonych badań była ocena przeprowadzonej modyfikacji powierzchni stopu Ni-Ti przeznaczonego na stenty stosowane w urologii.

Uzyskane wyniki wskazują, iż modyfikacja powierzchni wpływa korzystnie na odporność badanego stopu na korozję wżerową. Najlepszymi parametrami antykorozyjnymi charakteryzowały się próbki poddane polerowaniu elektrolitycznemu i pasywacji chemicznej ponad to próbki te charakteryzowały najmniejsze wartości gęstości prądu anodowego w zakresie potencjałów 0÷400 mV. Na badanych próbkach nie stwierdzono występowania wżerów, co świadczy o dobrej odporności korozyjnej stopu Ni-Ti w środowisku sztucznego moczu.

W celu lepszego scharakteryzowania odporności korozyjnej badanego stopu należało by przeprowadzić badania odporności korozyjnej próbek polerowanych elektrolitycznie i pasywowanych chemicznie poddanych sterylizacji w warunkach odzwierciedlających warunki sterylizacji podczas wykonywania wyrobu finalnego przeznaczonego do implantacji.

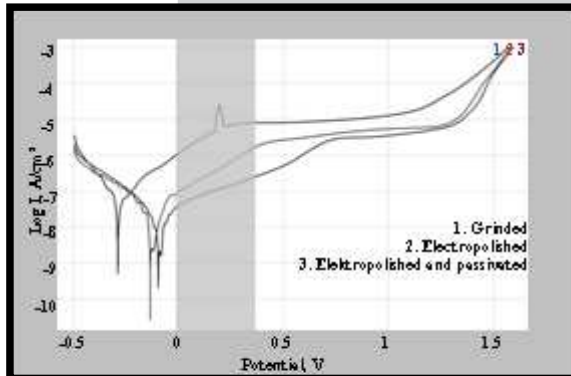
Podziękowania

Badania zostały sfinansowane w ramach grantu promotorzkiego 3 T08C 002 28 ufundowanego przez Ministerstwo Nauki i Informatyzacji.

In spite of the clear influence of the surface condition on the corrosion resistance of the Ni-Ti alloy, further research

on metallic biomaterial, appropriate for application in urogenital system, seems to be necessary.

In order to fully characterize the corrosion resistance of Ni-Ti alloy additional tests of electropolished and chemically passivated samples after sterilization are needed. Sterilization conditions should reflect the conditions applied for the final product.



RYS.3. Krzywe polaryzacji anodowej stopu Ni-Ti dla różnego sposobu przygotowania powierzchni.

FIG.3. Anodic polarization curves of Ni-Ti samples after diverse surface preparation.

Acknowledgements

The work was realized within the confines of the research project 3 T08C 002 28 funded by the Minister of Science and Information Society Technologies.

Piśmiennictwo

- [1] Lam J.S., Volpe M.A., Kaplan S.A.: Use of Prostatic Stents for the Treatment of Benign Prostatic Hyperplasia in High-risk Patients, Current Science, Inc. 2001, 2, pp.277-284.
- [2] Fabian K.M.: Per intraprostatiche „Partielle Katheter“ (Urologische spirale). Ueologe 1980, 19, pp.236.
- [3] G.H. Madlani, S.M. Press, A. Defalco, J.E. Oesterling, A.D. Smith: Urolume endourethral prosthesis for the treatment of urethral stricture disease: Long-term results of the North American multicenter urolume trial. Urology, May 1995, Number 5, pp.846-856.
- [4] Barbalias G.A., Siablis D., Liatsikos E.N., Karnabaditis D., Yarmenitis S., Bouropoulos K., Dimapoulos J.: Matal stents a new treatment of malignant urateral obstruction. J.Urol. 1997, 158(1), pp.54-58.
- [5] Pauer W., Eckerstorfer G.M.: Use of self-expanding permanent endoluminal stents for benign ureteral strictures: mind-term results. J.Uro. 1999, 162(2), pp.319-322.
- [6] W.Kajzer, W.Chranowski, J. Marciniak: Corrosion resistance of Cr-Ni-Mo steel intended for urological stents. 11th International Scientific Conference on Contemporary Achievements in Mechanics, Manufacturing and Materials Science, Gliwice – Zakopane 2005.
- [7] Marciniak J., Chranowski W., Żak J.: Structure modification of surface layer of Ti6Al4V ELI. Proceedings of the 13th Scientific Conference „Biomaterials in medicine and veterinary“, Rytro, 2003, Biomaterial Engineering, nr 30-33, 2003, s.56-58. (in polish)

References

- [8] Chranowski W., Marciniak J., Szewczenko J., Nawrat G.: Electrochemical modification of Ti₆Al₄V ELI surface. Proceeding of the 12th International Scientific Conference „Achievements in Mechanical and Materials Engineering 2003“, Gliwice-Zakopane, 2003, s.157-160.
- [9] M. Kaczmarek, W. Simka, A. Baron, J. Szewczenko, J. Marciniak: Electrochemical behavior of Ni-Ti alloy after surface modification. Journal of Achievements in Material and Manufacturing Engineering, Vol 18, Issue 1-2, September October 2006, pp.111-114.
- [10] W. Kajzer, A. Krauze, W. Walke J. Marciniak: Corrosion resistance of Cr-Ni-Mo steel in simulated body fluids. Journal of Achievements in Material and Manufacturing Engineering, Vol 18, Issue 1-2, September October 2006, pp.115-118.
- [11] Standard: ASTM F-746-81:1999. Standard test metod for pitting or crevice corrosion of metallic surgical implant materiale.
- [12] Standard: ASTM G5-94:1999. Standard reference test method for making potentiostatic and potentiodynamic anodic polarization measurements.
- [13] M. Multanen, M. Talja, S. Hallanvu, A. Siitonen, T. Valimaa, T.L.J. Tammela, J. Seppala, P. Tormala: Bacterial adherence to ofloxacin- blended polylactone- coated self- reinforced – lactic acid polymer urological stents. BJU International, 86,2000, pp.966-969.
- [14] T. Valimaa, S. Laaksovirta: Degradation behaviour of self-reinforced 80L/20G PLGA devices in vitro. Biomaterials 25 (2004), pp.1225-1232.

MECHANICZNE WŁASNOŚCI SPAWANYCH DRUTÓW NITI UŻYTYCH W MODELOWANIU SKLEPIENIA CZASZKI

Z. LEKSTON*, H. MORAWIEC*, K. KOBUS**,
M. WĘGRZYN**, J. DRUGACZ***

*INSTYTUT NAUKI O MATERIAŁACH, UNIWERSYTET ŚLĄSKI,
40-007 KATOWICE, BANKOWA 12

**SZPITAL CHIRURGII PLASTYCZNEJ,
57-320 POLANICA ZDRÓJ, JANA PAWŁA II/2

***KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ, ŚAM,
40-027 KATOWICE, FRANCUSKA 20/24

Streszczenie

W pracy przedstawiono badania mechaniczne spawanych, nadsprężystych drutów NiTi z których wykonano okrągłe sprężyny użyte w eksperymentalnym leczeniu ścieśnienia czaszki u dzieci. Druty w temperaturze pokojowej mają strukturę fazy macierzystej B2. Na krzywych DSC spoin laserowych i po zgrzewaniu oporowym pojawiły się dodatkowe efekty cieplne świadczące o zmianach struktury pod wpływem procesu spawania. W próbach rozciągania wykazano słabszą wytrzymałość na zerwanie drutów spawanych laserowo na zakładkę i drutów zgrzewanych doczołowo na zgrzewarce zwarciowej w porównaniu z drutami nie spawanymi. Wielokrotne uginanie do kształtu elipsy pierścieni spawanych laserowo nie powodowało wyraźnych zmian własności sprężystych i uszkodzeń spawów.

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),155-158]

MECHANICAL PROPERTIES OF WELDED NITI WIRES USED IN CRANIAL VAULT RESHAPING

Z. LEKSTON*, H. MORAWIEC*, K. KOBUS**,
M. WĘGRZYN**, J. DRUGACZ***

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

**CLINIC OF PLASTIC SURGERY,
57-320 POLANICA ZDRÓJ, JANA PAWŁA II/2

***CLINIC OF MAXILLOFACIAL SURGERY,
SILESIA MEDICAL ACADEMY,
40-027 KATOWICE, FRANCUSKA 20/24

Abstract

The article presents mechanical experiments on superelastic NiTi welded wires out of which round springs used in experimental treatment of craniostenosis in children were made. XRD analysis proved that the wires in room temperature had the structure of B2 parent phase. On DSC curves of laser welds and after resistance welding additional thermal effects showing structural changes of the structure under the influence of the process of welding appeared. Tensile tests showed smaller tensile strength of laser overlap welded wires and butt welded wires on a short-circuit welder in comparison with samples of non-welded wires. Multiple bending of laser-welded rings to the shape of an ellipse did not result in the clear changes of elastic properties and damages of welds.

[Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),155-158]