

cięcia: dla czujnika 1 wynosiły odpowiednio – -0,32 mm dla modelu 1, -0,44 mm dla modelu 2 i -0,27 mm dla modelu 3, co wskazuje na zbliżoną sztywność układu kość udowa – gwóźdź do kości nie przeciętej,

- pętla histerezy wartości przemieszczenia wynikała z kawsowania się luzów podczas obciążania badanych modeli,

- przemieszczenie w osi pionowej (z) (rejestrowane przez układ pomiarowy) na maszynie wytrzymałościowej rosło proporcjonalnie do zadawanego obciążenia i po odciążeniu układu wracało do zera. Oznacza to, że gwóźdź pracował w zakresie sprężystym,

- podobnie jak w badaniach numerycznych największe odkształcenia występowały na ryglu górnym, co objawiało się jego wygięciem po obciążeniu badanych modeli.

- value of displacement of fragments in the femur – expansion intramedullary nail system in typical point was similar to femur without fracture gap and were equal for sensor 1 – - 0,32 mm for model 1, -0,44 mm for model 2 and -0,27 mm for model 3,

- hysteresis loop of displacement value was caused by elimination of clearances while loading,

- displacement on „z” direction recorded with the use of test machine grow up proportionally to loading. After system unloading value of displacement back to zero. It means that nail worked in elastic range,

- similar to numerical analysis the highest strain were located in the higher lock of the nail. After unload the lock was bend.

## Piśmiennictwo

[1] J. Marciniak, W. Chrzanowski, A. Krauze, Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyn-tezie. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006, ss. 15-120.

[2] S. Lepore, N. Capuano, L. Lepore, P. Jannelli, Clinical and Radiographic Results with the Fixion Intramedullary Nails: An Inflatable Self-Locking System for Long Bone Fracture, *OsteoTrauma Care*, 10 / 2002; ss. 32-35.

[3] S. Lepore, N. Capuano, L. Lepore, G. Romano, Preliminary clinical and radiographic results with the Fixion intramedullary nail: an inflatable self-locking system for long bone fractures, *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 3/2000, ss. 135–140.

## References

[4] E. Steinberg, M. Tauber, M. Blumberg, F. Izquierdo, S. Dekel, Role of Fixion™ IM in the management of acute traumatic diaphyseal humeral fractures (preliminary study results). Orthopaedic Trauma Association Meeting 2001, San-Diego 2002.

[5] G. Panidis, F. Sayegh, A. Beletsiotis, D. Hatzimannuil, K. Antosidis, K. Atsis, The Use of an Innovative Inflatable Self-Locking Intramedullary Nail in Treating and Stabilizing Long Bone Fractures. Technique-Preliminary Results. *OsteoTrauma Care*, 11 / 2003, ss. 108-112.

## ODPORNOŚĆ KOROZYJNA STOPU Co-Cr-W-Ni (L605) W WYBRANYCH PŁYNACH FIZJOLOGICZNYCH

W. KAJZER\*, J. MARCINIAK

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

\* E-MAIL: WOJCIECH.KAJZER@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 76-79*]

### Wprowadzenie

Wiele lat doświadczeń klinicznych i ocen reakcji organizmu na implanty wykonane z biomateriałów metalowych stało się podstawą do modyfikacji zarówno jakościowej i ilościowej ich składu chemicznego i fazowego. Wybrano nieliczne stopy charakteryzujące się bardzo dobrymi własnościami fizykochemicznymi powierzchni, które z powodzeniem są stosowane w produkcji implantów. Odporność korozyjna biomateriałów metalowych przeznaczonych do produkcji implantów decyduje o ich reaktywności w środowisku tkanek i płynów ustrojowych co wiąże się z silną zależnością pomiędzy odpornością korozyjną, a biokompatybilnością biomateriałów metalowych. Dobrą biokompatybilnością charakteryzują się biomateriały metalowe o wysokim potencjale anodowym [1,2].

Produkty korozji infiltrują tkanki proces ten nosi nazwę metalozy [7]. Zmiany patomorfologiczne zależą od typu i koncentracji mikroelementów znajdujących się w bliskim kontakcie pomiędzy implantem, a otaczającą tkanką. Zmiany histopatologiczne obserwowane są również w organach detoksykacyjnych takich jak: wątroba, nerki, śledziona [1].

## CORROSION RESISTANCE OF Co-Cr-W-Ni (L605) ALLOY IN SIMULATED BODY FLUIDS

W. KAJZER\*, J. MARCINIAK

SILESIA N UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,  
INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS,  
18A, KONARSKIEGO STR., 44-100 GLIWICE, POLAND

\* E-MAIL: WOJCIECH.KRAUZE@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 76-79*]

### Introduction

Long-term clinical experiences and evaluation of an organism's reaction to implants made of the metallic biomaterials have been the basis for modifications of their chemical and phase compositions, both quantitative and qualitative. Some alloys were chosen, that may be safely employed for implants within a given time span, stipulating additionally for the particular physical and chemical properties of the implants surfaces. The corrosion resistance of a biomaterial decides the reactivity of implants in the environment of tissues and organism fluids. There is a strong correlation between the corrosion resistance and the biocompatibility. Good biocompatibility is observed for metal and alloys with the high anode potential [1,2].

Corrosion products infiltrate tissues. This process is called metalosis [7]. Pathomorphological changes, dependent on the type and concentration of elements, occur in tissues close to implant. Histopathological changes are observed in detoxication organs (liver, kidneys, spleen) [1].

## Metodyka

Do badań wytypowano stop Co-Cr-W-Ni (L605) przeznaczony do produkcji implantów długotrwałych. Badania przeprowadzono na próbkach wykonanych z pręta o średnicy  $d=5$  mm i długości  $l=15$  mm. Zarówno pod względem struktury, składu chemicznego i własności mechanicznych wytypowany biomateriał spełniał stawiane biomateriałom implantacyjnym wymagania.

Badania przeprowadzono na próbkach o powierzchni polerowanej elektrolitycznej i pasywowanej chemicznie w warunkach opracowanych przez autorów oraz na próbkach polerowanych elektrolitycznie i pasywowanych chemicznie poddanych procesowi sterylizacji. Sterylizację przeprowadzono przy pomocy autoklawu Mocom Basic Plus. Badane próbki charakteryzowały się chropowatością  $R_a \leq 0,16$   $\mu\text{m}$ .

Badania odporności na korozję wżerową przeprowadzono metodą potencjodynamiczną polegającą na rejestrowaniu krzywych polaryzacji anodowej. Zastosowano potencjostat VoltaLab® PGP 201 [4]. Badania przeprowadzono w temperaturze  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  w elektrolitach symulujących płyny ustrojowe człowieka - TABELA 1. Zastosowano sztuczny moczek ( $\text{pH}=6,4$ ), sztuczne osocze ( $\text{pH}=7,6$ ) oraz roztwór fizjologiczny Tyrodea ( $\text{pH}=7,4$ ).

## Material and methods

The corrosion resistance of Co-Cr-W-Ni (L605) alloy intended for implants was tested. The tests were carried out on samples in the form of a rod of diameter  $d=5$  mm and length equal to  $l=15$  mm. The tested material met implantation requirements concerning the chemical composition, the structure and mechanical properties.

The tests were carried out on samples of the following surfaces: electropolished and chemically passivated (average roughness  $R_a \leq 0,16$   $\mu\text{m}$ ) in conditions worked out by the authors and electropolished and chemically passivated after sterilization process. For sterilization the Mocom Basic Plus autoclave was applied. In order to measure the roughness the Surtronic 3+ surface analyzer was applied.

The pitting corrosion tests were realized by recording of anodic polarization curves. The VoltaLab® PGP 201 system for electrochemical tests was applied [4]. The tests were carried out in electrolytes simulating urine ( $\text{pH}=6,4$ ), plasma ( $\text{pH}=7,6$ ) and Tyrode's physiological solution ( $\text{pH}=7,4$ ) at the temperature of  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  – TABLE 1.

**TABELA 1. Wybrane płyny fizjologiczne [3,5÷8].**  
**TABLE 1. Simulated body fluids [3,5÷8].**

Sztuczny moczek Artificial urine (A : B= 1:1)				Sztuczne osocze Artificial plasma		Roztwór Tyrode'a Tyrode's physiological solution	
Składniki Ingredients A	g/dm <sup>3</sup> wody destylowanej distilled water	Składniki Ingredients B	g/dm <sup>3</sup> wody destylowanej distilled water	Składniki Ingredients	g/dm <sup>3</sup> wody destylowanej distilled water	Składniki Ingredients	g/dm <sup>3</sup> wody destylowanej distilled water
CaCl <sub>2</sub> ·2H <sub>2</sub> O	1,80	NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> ·2H <sub>2</sub> O	2,65	NaCl	6,80	NaCl	8,00
Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	4,70	Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	0,90	CaCl <sub>2</sub>	0,20	CaCl <sub>2</sub>	0,20
MgSO <sub>4</sub> ·7H <sub>2</sub> O	1,50	Na <sub>3</sub> Cit·2H <sub>2</sub> O	1,20	KCl	0,40	KCl	0,22
NH <sub>4</sub> Cl	4,65	NaCl	13,55	MgSO <sub>4</sub>	0,10	NaHCO <sub>3</sub>	1,00
KCL	12,10			NaHCO <sub>3</sub>	2,20	Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	0,05
				Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	0,12	MgCl <sub>2</sub>	0,20
				NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	0,02		

## Wyniki

Porównanie wartości średnich wyników badań odporności korozyjnej stopu Co-Cr-W-Ni (L605) wybranych płynach fizjologicznych zależne od sposobu przygotowania powierzchni przedstawiono w TABELI 2 i na RYSUNKU 1a (próbki o powierzchni polerowanej elektrolitycznie i pasywowanej chemicznie) i RYSUNKU 1b (próbki o powierzchni polerowanej elektrolitycznie i pasywowanej chemicznie po procesie sterylizacji).

Zarejestrowane krzywe polaryzacji anodowej - RYS. 1a i b. charakteryzowały się niskimi wartościami gęstości prądu w zakresie potencjałów występujących w organizmie człowieka (0÷400 mV). Najniższe wartości gęstości prądu zanotowano dla próbek o dwóch sposobach przygotowania powierzchni badanych w środowisku sztucznego moczu. Natomiast wysokie wartości gęstości prądu w analizowanym zakresie zanotowano dla próbek polerowanych elektrolitycznie i pasywowanych chemicznie badanych w środowisku sztucznego osocza oraz dla próbek polerowanych elektrolitycznie i pasywowanych chemicznie poddanych procesowi sterylizacji badanych w sztucznym osoczu i w roztworze fizjologicznym Tyrodea.

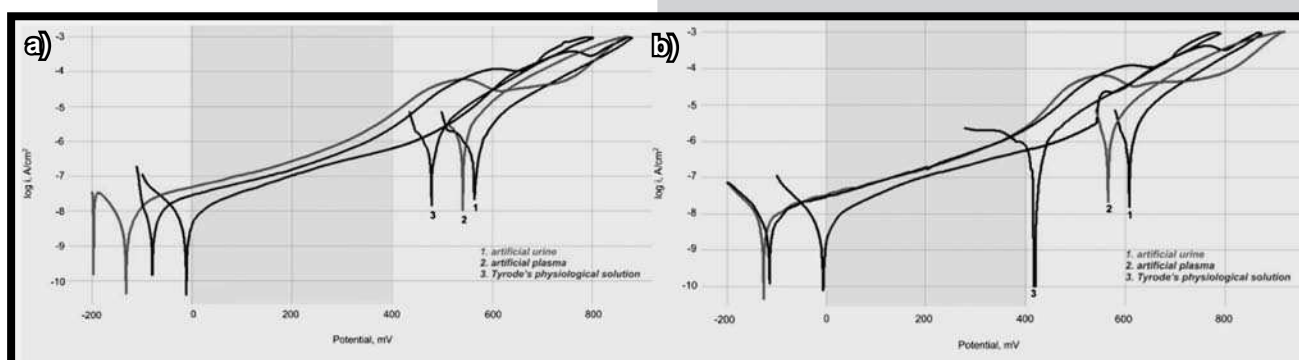
## Results

Comparison mean value of corrosion tests results of the Co-Cr-W-Ni (L605) alloy in different simulated body fluids, depending on surface preparation were presented in TABLE 2 and FIGURE 1a (for electrochemically polished and chemically passivated samples) and FIGURE 1b (for electrochemically polished and chemically passivated samples after sterilization process).

The recorded curves of the anodic polarization – FIG. 1a and 1b, were characterized by lower values of the anodic current density in the range of potentials occurring in human body (0÷400 mV). The lowest value of the anodic current density was recorded for the samples tested in the artificial urine. However the highest values were recorded for the samples tested in the artificial plasma for electropolished and chemically passivated samples and artificial plasma and Tyrode's physiological solution for the samples after sterilization.

TABELA 2. Wyniki badań korozyjnych stopu Co-Cr-W-Ni (L605) w wybranych płynach fizjologicznych.  
TABLE 2. Corrosion resistance of Cr-Ni-Mo steel in simulated body fluids.

Elektrolit Electrolyte	Sposób przygotowania powierzchni Surface preparation method	Potencjał korozyjny Corrosion potential $E_{corr}$ , mV	Potencjał transpasywacji Transpassivation potential $E_{tr}$ , mV	Opór polaryzacyjny, Polarization resistance, $R_p$ , $k\Omega cm^2$	Szybkość korozji C, Corrosion intensity C, $\mu m/year$
Sztuczny mocz Artificial urine	Polerowanie i pasywacja Electropolished and passivated	-9,9	790,2	2604	0,10
	Polerowanie i pasywacja po sterylizacji Electropolished and passivated after sterilization	-7,9	804,3	3060	0,09
Sztuczne osocze Artificial plasma	Polerowanie i pasywacja Electropolished and passivated	-131,2	813,4	2720	0,09
	Polerowanie i pasywacja po sterylizacji Electropolished and passivated after sterilization	-126,9	850,7	2010	0,10
Roztwór Tyrode'a Tyrode's physiological solution	Polerowanie i pasywacja Electropolished and passivated	-79,2	665,9	1990	0,12
	Polerowanie i pasywacja po sterylizacji Electropolished and passivated after sterilization	-114,8	683,5	2300	0,12



RYS. 1. Przykładowe krzywe polaryzacji anodowej w wybranych płynach fizjologicznych: a) próbki o powierzchni polerowanej elektrolitycznie i pasywowanej chemicznie, b) próbki o powierzchni polerowanej elektrolitycznie i pasywowanej chemicznie po procesie sterylizacji.

FIG. 1. Example anodic polarization curves in different simulated body fluids: a) electrochemically polished and chemically passivated samples, b) electrochemically polished and chemically passivated samples after sterilization process.

## Podsumowanie

Podsumowując przeprowadzone badania odporności korozyjnej stopu Co-Cr-W-Ni (L605) przeznaczonego do produkcji implantów długotrwałych dla chirurgii rekonstrukcyjnej, jak i do produkcji stentów wieńcowych oraz urologicznych można stwierdzić, iż skład chemiczny płynu fizjologicznego wpływa na zachowanie korozyjne.

Największe wartości potencjałów transpasywacji zaobserwowano dla próbek badanych w środowisku sztucznego osocza. Jednakże próbki te charakteryzowały się również najwyższymi wartościami gęstości prądu anodowego w analizowanym zakresie. Wysokie wartości gęstości prądu wskazują na zwiększoną aktywność powierzchniową biomateriału metalowego co z kolei prowadzi do zmniejszenia biokompatybilności w określonym ośrodku symulującym płyny ustrojowe człowieka.

Najmniejsze wartości potencjałów transpasywacji zarówno dla próbek nie poddanych sterylizacji jak i sterylizowanych zanotowano w badaniach przeprowadzonych w roztworze fizjologicznym Tyrode'a, również parametr szybkości korozji, który dla tych próbek był największy świadczy o największej agresywności tego ośrodka.

## Conclusions

To sum up the performed corrosion tests of the Co-Cr-W-Ni (L605) alloy intended for long-term implants used in reconstructive surgery, cardiology (coronary and vascular stents), urology (urethral and ureteral stents), it can be stated that chemical composition of physiological fluid influences corrosion resistance.

The highest values of transpassivation potentials were observed for the samples tested in the artificial plasma. However these samples were also characterized by the highest values of the anodic current density in the passive range. High values of the anodic current density indicate the high surface activity in the medium. Contemporaneously it indicates less biocompatibility of Co-Cr-W-Ni alloy in the mentioned medium.

The lowest values of transpassivation potentials, both for the electropolished samples and electropolished and sterilized samples, were observed in the Tyrode's physiological solution (with respect to the artificial plasma and urine). Also the value of corrosion intensity C in this solution was the highest. That indicates that the applied environment was the most aggressive.

Przeprowadzone badania stopu Co-Cr-W-Ni (L605) podobnie jak wcześniejsze badanie tego typu przeprowadzone przez autorów, a dotyczące stosowanej na implanty krótkotrwale stali Cr-Ni-Mo (AISI 316L) [9] miały charakter porównawczy i potwierdziły, że istnieje wpływ ośrodka korodującego na odporność korozyjną badanego biomateriału. Podobne badania porównawcze należało by przeprowadzić dla innych biomateriałów metalowych takich jak stopy tytanu oraz stopy Ni-Ti w celu lepszego poznania i opisanie zjawisk korozyjnych w różnych środowiskach symulujących płyny ustrojowe człowieka. Tym samym badania umożliwią lepszy dobór biomateriałów metalowych na poszczególne typy implantów.

The comparison tests showed similar as previous test [9] the influence of the corrosive medium on the corrosion resistance of the tested biomaterial. Similar study should be performed for other metallic biomaterials, e.i. titanium alloys and Ni-Ti alloys in order to better understand corrosion phenomena in simulated body fluids.

## Piśmiennictwo

- [1] J. Marciniak: Perspectives of employing of the metallic biomaterials in the reconstruction surgery. *Engineering of Biomaterials*, 1, December 1997, pp.12-20.
- [2] S. Steinemann: Corrosion of surgical implants – in vivo, in-vitro tests in "Advances in Biomaterials". Wintenet al John Viley Sons, Chirchester 1980, pp.1-4.
- [3] 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 pp. 444-449.
- [4] Z. Paszenda, J. Tyrlik-Held: Corrosion resistance of coronary stents made of Cr-Ni-Mo steel. Proceedings of the 10th Jubilee International Scientific Conference „Achievements in Mechanical and Materials Engineering 2001”, Gliwice-Kraków-Zakopane, 2001, pp. 453-460.

## References

- [5] M. Multanen, M. Talja, S. Hallanvuo, 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.
- [6] T. Valimaa, S. Laaksovirta: Degradation behaviour of self-reinforced 80L/20G PLGA devices in vitro. *Biomaterials* 25 (2004), pp.1225-1232.
- [7] Marciniak J.: *Biomaterials*. Edit by Silesian University of Technology (Wyd Pol. Śląskiej), Gliwice 2001, pp. 83, 212.
- [8] Standard PN – EN ISO 10993-15.
- [9] W. Kajzer, A. Krauze, W. Walke J. Marciniak: Corrosion resistance of Cr-Ni-Mo steel in artificial body fluids. *Journal of Achievements in Material and Manufacturing Engineering*, Vol 18, Issue 1-2, September-October 2006, pp.115-118.

## PRZYSPIESZONA OCENA USZKODZEŃ ZMĘCZENIOWYCH ZĘBÓW LECZONYCH ZACHOWAWCZO

AGATA NIEWCZAS<sup>1\*</sup>, TERESA BACHANEK<sup>1</sup>, JACEK HUNICZ<sup>2</sup>, DANIEL PIENIAK<sup>3</sup>

<sup>1</sup> UNIWERSYTET MEDYCZNY, KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ, UL. KARMELICKA 7, 20-081 LUBLIN, POLSKA

<sup>2</sup> POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ MECHANICZNY, UL. NADBYSTRZYCKA 36, 20-618 LUBLIN, POLSKA

<sup>3</sup> SZKOŁA GŁÓWNA SŁUŻBY POŻARNICZEJ 01-629 WARSZAWA, UL. SŁOWACKIEGO 52/54, POLSKA

\* E-MAIL: AGATA.NIEWCZAS@AM.LUBLIN.PL

### Streszczenie

*W artykule opisano metodę laboratoryjnych badań trwałości wypełnień stomatologicznych według kryterium zmęczeniowej rozbudowy (propagacji) szczeliny brzeżnej pomiędzy wypełnieniem a twardą tkanką zęba. Wiadomo, że szczelina brzeżna powstaje na powierzchni granicznej wypełnienia z zębem na skutek skurczu polimeryzacyjnego, a następnie powiększa się na skutek naprężeń wywołanych przez obciążenia mechaniczne i termiczne występujące podczas aktu żucia w jamie ustnej. Duża szczelina brzeżna jest źródłem mikroprzecieku bakteryjnego i próchnicy wtórnej. W ten sposób jest bezpośrednią przyczyną ostatecznej degradacji wypełnienia. W artykule ogra-*

## ACCELERATED EVALUATION OF FATIGUE FAILURES IN TEETH TREATED CONSERVATIVELY

AGATA NIEWCZAS<sup>1\*</sup>, TERESA BACHANEK<sup>1</sup>, JACEK HUNICZ<sup>2</sup>, DANIEL PIENIAK<sup>3</sup>

<sup>1</sup> MEDICAL UNIVERSITY OF LUBLIN, DEPARTMENT OF CONSERVATIVE DENTISTRY 7, KARMELICKA STR., 20-081 LUBLIN, POLAND

<sup>2</sup> UNIVERSITY OF TECHNOLOGY 36, NADBYSTRZYCKA STR., 20-618 LUBLIN, POLAND

<sup>3</sup> THE MAIN SCHOOL OF FIRE SERVICE (SGSP) 52/54, SŁOWACKIEGO STR., 01-629 WARSZAWA, POLAND

### Abstract

*The paper describes a method of forecast durability of dental fillings according to the criterion of fatigue expansion (propagation) of the marginal gap between the filling and the hard tissue of the tooth. It is known, that marginal crevice forms on the boundary surface between the filling and tooth as a result of polymerization shrinkage and then increases as a result of mechanical and thermal loads which are present during mastication in the oral cavity. Large marginal crevice is the source of bacterial micro leakage and secondary caries. In such a way it is a direct source of final degradation of the filling. In this paper authors limited oneself to describe thermal phenomenon*