

Podsumowanie

Występujące w praktyce stomatologicznej przypadki łamania się wiertel do opracowania ubytku kanałowego w trakcie realizowanego zabiegu skłoniły autorów do podjęcia wstępnej analizy przyczyn ich występowania. Uszkodzenia te powodują duże powikłania prowadzące nawet do resekcji korzenia leczonego zęba. Dla tej postaci narzędzi wymagana jest ich duża giętkość. Przeprowadzone w pracy badania własności mechanicznych wykazały istotną różnicę w umocnieniu materiału części roboczej wiertel po określonym okresie ich eksploatacji. Większą twardość stwierdzono w obszarach przypowierzchniowych narzędzi. Powoduje to zmniejszenie podatności do odkształceń analizowanej postaci narzędzi. Może to stanowić przyczynę łamania się wiertel w obszarze ich wierzchołka szczególnie w przypadku obróbki wąskich i zakrzywionych kanałów korzeniowych.

Summary

File fractures observed in clinical practice during canal treatment prompted the authors to undertake an initial study on occurrence causes. These fractures cause complications, leading even to resection of a tooth root. For this type of tools, a good elasticity is needed. Determination of mechanical properties showed a significant difference in hardening of the files, after specific time of use. Greater hardness was observed in surface regions of the files. This causes a decrease of deformability of the analyzed tool. This could be the cause of fractures, especially during treatment of narrow and curved canals.

Piśmiennictwo

[1] Stock C.: Current status of the use of ultrasound in endodontics. *Int. Dent. J.*, 1991, vol. 41, pp. 175-182.

[2] Arabska-Przedpeńska A., Pawlicka H.: *Endodoncja – morfologia, diagnostyka, leczenie*. Wydawnictwo Medyczne, Warszawa 2004.

[3] Paszenda Z., Tyrlik-Held J: *Instrumentarium chirurgiczne*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2003.

[4] Scow W.: Comparison of ultrasonic and mechanical cleaning of primary root canals using a novel radiometric method. *Pediatr. Dent.* 1991, vol. 13, pp. 136-141.

References

ODPORNOŚĆ KOROZYJNA STENTÓW NACZYNIOWYCH Z BIOMATERIAŁÓW METALOWYCH

WITOLD WALKE¹, WITOLD JURKIEWICZ², ZBIGNIEW PASZENDA¹, MAGDALENA POCHRZAŚT³

¹ POLITECHNIKA ŚLĄSKA, INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH, UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE

² DRG MEDTEK, UL. WITA STWOSZA 24, 02-661 WARSZAWA

³ POLITECHNIKA ŚLĄSKA, STUDENCKIE KOŁO NAUKOWE „HYBRYDA”, 44-100 GLIWICE, POLSKA

[*Inżynieria Biomateriałów, 77-80, (2008), 43-45*]

Wprowadzenie

Zastosowanie wewnątrznaczyniowych implantów, zwanych stentami, stało się jednym z najważniejszych osiągnięć lat dziewięćdziesiątych ubiegłego stulecia w leczeniu choroby niedokrwiennej serca. Do ich wytwarzania stosowane są głównie biomateriały metalowe (stal Cr-Ni-Mo, stopy Co-Cr-W-Ni i Ni-Ti). Na podstawie dotychczasowych doświadczeń w literaturze prezentowane są podstawowe własności, którymi powinien charakteryzować się prawidłowy stent. Zalicza się do nich przede wszystkim dobrą odporność korozyjną implantów w środowisku krwi w warunkach ich trwałych odkształceń w trakcie zabiegu angioplastyki. Ponadto z uwagi na stosowaną technikę implantacji wymagana jest również ich dobra widzialność fluoroskopowa [1-4].

Obecnie najczęściej na stenty naczyniowe stosowane są gatunki stali austenitycznej Cr-Ni-Mo. Ten rodzaj biomateriału metalowego nie gwarantuje dobrej widzialności fluoroskopowej. Dlatego też w ostatnim okresie zaproponowano

CORROSION RESISTANCE OF VASCULAR STENTS MADE OF METALLIC BIOMATERIALS

WITOLD WALKE¹, WITOLD JURKIEWICZ², ZBIGNIEW PASZENDA¹, MAGDALENA POCHRZAŚT³

¹ SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS, 18A, KONARSKIEGO STR., 44-100 GLIWICE

² DRG MEDTEK, 24, WITA STWOSZA STR., 02-661 WARSZAWA

³ SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, STUDENTS' SCIENTIFIC SOCIETY „HYBRYDA”, 44-100 GLIWICE,

[*Engineering of Biomaterials, 77-80, (2008), 43-45*]

Introduction

One of the most important advances of the 1990s in the treatment of ischemic heart disease was the use of intravascular implants, referred to as stents. They are made mainly from metallic biomaterials (Cr-Ni-Mo steel, Co-Cr-W-Ni and Ni-Ti alloys). Basing on previous experience, the literature presents basic properties that a proper stent should have. They principally include good implant corrosion resistance in the blood environment, under conditions of their permanent deformation during the angioplasty procedure. Furthermore, due to the technique of implantation, they must have good fluoroscopic opacification [1-4].

Currently, vascular stents are most commonly made of the austenitic Cr-Ni-Mo steel. This type of metallic biomaterial does not guarantee good fluoroscopic opacification. Thus recently a three-layer vascular stent TRIMAXX, made of Cr-Ni-Mo steel, has been launched. Its middle layer is composed of tantalum. This type of metallic material has higher absorption of X-rays.

postać stentu trójwarstwowego typu TRIMAXX ze stali Cr-Ni-Mo, którego warstwa centralna wykonana jest z tantalu. Ten rodzaj materiału metalowego charakteryzuje większa zdolność absorpcji promieniowania rentgenowskiego.

Uwzględniając wymienione uwarunkowania związane ze zastosowaniem biomateriałów metalowych na stenty naczyniowe w niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań odporności korozyjnej wytypowanych postaci stentów naczyniowych w warunkach symulujących technikę implantacji. Ponadto podjęto próbę oceny wpływu warstwy tantalu na odporność korozyjną stentu typu TRIMAXX.

Materiał i metodyka badań

Badania odporności korozyjnej prowadzono metodą potencjodynamiczną, rejestrując krzywe polaryzacji anodowej. Do badań wytypowano dwie postaci stentów naczyniowych stosowanych aktualnie w kardiologii zabiegowej:

- stent trójwarstwowy TRIMAXX wykonany ze stali Cr-Ni-Mo i Ta o długości $l=23\text{mm}$, średnicy $d=1\text{mm}$ i grubości ścianki $g=0,074\text{mm}$,
- stent JOSONICS Flex wykonany ze stali Cr-Ni-Mo o długości $l=19\text{mm}$, średnicy $d=1,2\text{mm}$ i grubości ścianki $g=0,1\text{mm}$.

Pomiary dla stentów nierozprężonych i rozprężonych realizowano w roztworze symulującym osocze krwi ludzkiej o temperaturze $37\pm 1^\circ\text{C}$ i $\text{pH}=7,0\pm 0,2$. Do badań wykorzystano potencjostat PGP 201 firmy Radiometr. Jako elektrodę odniesienia stosowano nasyconą elektrodę kalomelową. Proces rozprężania implantów realizowano za pomocą zestawu stosowanego w zabiegach angioplastyki. Obserwacje powierzchni stentów przed i po badaniach odporności korozyjnej przeprowadzono w elektronowym mikroskopie skaningowym SUPRA 35 firmy ZEISS.

Wyniki badań

Przeprowadzone badania wykazały niekorzystny wpływ procesu rozprężania stentów na ich odporność korozyjną w roztworze sztucznego osocza. Wyniki przeprowadzonych pomiarów przedstawiono w TABELI 1 i na RYS. 1.

Obserwacje w elektronowym mikroskopie skaningowym badanych stentów w stanie wyjściowym wykazały dużą gładkość ich powierzchni. Po badaniach korozyjnych stwierdzono znaczne ubytki masy, głównie w obszarach zagięć

Taking into account the above considerations related to the use of metallic biomaterials to manufacture vascular stents, this study presents results of corrosion resistance of selected vascular stents under conditions simulating the implantation technique. Furthermore, attempts were undertaken to assess an effect of tantalum layer on the corrosive resistance of the TRIMAXX stent.

Material and methods

Corrosion resistance studies were conducted with the use of potentiodynamic method: anodic polarization curves were recorded. Two types of vascular stents that are currently used in interventional cardiology, were selected for the study:

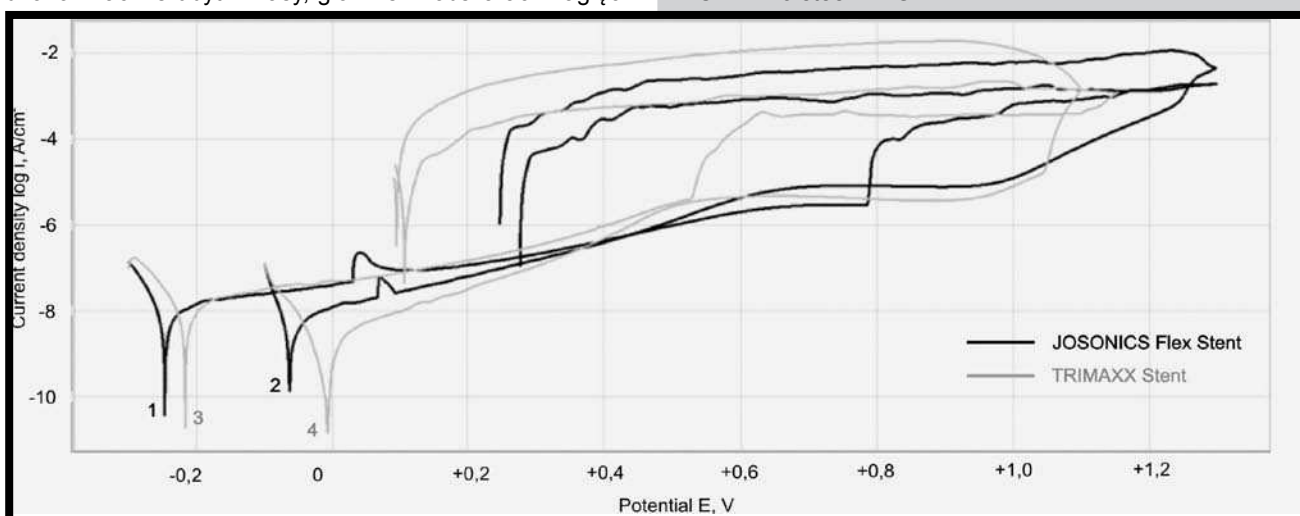
- a three-layer vascular stent TRIMAXX, made of Cr-Ni-Mo steel and Ta, length $l=23\text{mm}$, diameter $d=1\text{mm}$ and wall thickness $g=0.074\text{mm}$,
- stent JOSONICS Flex made of Cr-Ni-Mo steel, length $l=19\text{mm}$, diameter $d=1.2\text{mm}$ and wall thickness $g=0.1\text{mm}$.

Measurements for non-expanded and expanded stents were performed in a solution that simulated the human plasma at $37\pm 1^\circ\text{C}$ and $\text{pH}=7.0\pm 0.2$. Potentiostat PGP 201 (Radiometr) was used in the study. Saturated calomel electrode was used as a reference electrode. The stent was expanded using a kit used in the angioplasty procedures. Stent surface was observed before and after the corrosion test in a scanning electron microscope SUPRA 35 (Zeiss).

Results

The conducted studies demonstrated an adverse effect of the stent expansion process on their corrosion resistance in an artificial plasma solution. Results of conducted measurements are presented in TABLE 1 and FIGURE 1.

Baseline observations of the tested stents in a scanning electron microscope revealed high smoothness of their surface. Significant mass decrease was detected after the corrosion testing, in particular at the sites of bending of respective arms, leading to loss of integrity of geometry of non-expanded and expanded JOSONICS Flex stents. Observations of TRIMAXX stents (expanded and non-expanded) also demonstrated significant mass reduction on their surface, however only within the stent layer made of Cr-Ni-Mo steel - FIG. 2.



RYS. 1. Krzywe polaryzacji anodowej: 1 – rozprężony stent JOSONICS Flex, 2 – nierozprężony stent JOSONICS Flex, 3 – rozprężony stent TRIMAXX, 4 – nierozprężony stent TRIMAXX.

FIG. 1. Anodic polarization curve: 1 – expanded JOSONICS Flex stent, 2 – non-expanded JOSONICS Flex stent, 3 – expanded TRIMAXX stent, 4 – non-expanded TRIMAXX stent.

TABELA 1. Wyniki badań odporności korozyjnej stentów naczyniowych w roztworze sztucznego osocza.
TABLE 1. Results of corrosion resistance testing of vascular stents in artificial plasma solution.

Badany stent Tested stent	Potencjał korozyjny Corrosion potential E_{kor} [mV]	Potencjał przebicia Breakdown potential E_{pr} [mV]	Gęstość prądu korozyjnego Corrosion current density i_{kor} [nA/cm ²]	Opór polaryzacyjny Polarization resistance R_p [kΩcm ²]	Szybkość korozji corr., Corrosion rate [μm/rok]
stent JOSONICS Flex	-78÷-52	+1190÷+1235	9,1÷9,9	2550,1÷2630,2	0,09÷0,11
	-255÷-235*	+725÷+790*	14,5÷15,6*	1610,2÷1660,3*	0,15÷0,18*
stent TRIMAXX	-10÷+5	+1020÷+1065	9,2÷10,3	2450,2÷2590,4	0,10÷0,12
	-230÷-205*	+510÷+545*	14,9÷16,2*	1580,1÷1630,2*	0,17÷0,19*

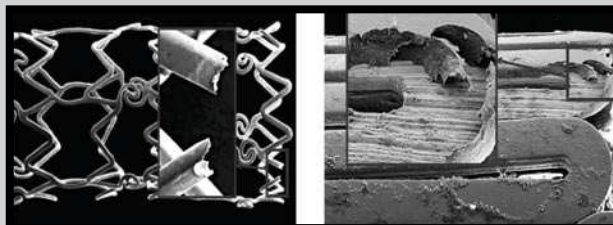
*stenty rozprężone / *expanded stents

poszczególnych ramion, powodujące przerwanie ciągłości geometrii nierozprężonych i rozprężonych stentów JOSONICS Flex. Obserwacje stentów TRIMAXX (rozprężonych i nierozprężonych) również ujawniły znaczne ubytki masy na ich powierzchni. Występowały one jedynie w obrębie warstwy stentu wykonanej ze stali Cr-Ni-Mo – RYS. 2.

Podsumowanie

Przeprowadzone w pracy badania stanowią podstawę do dalszych analiz związanych z zagadnieniem biokompatybilności biomateriałów metalowych stosowanych na implanty w kardiologii zabiegowej. Na podstawie licznych danych literaturowych można stwierdzić, że dobra biotolerancja związana jest z dobrą odpornością korozyjną biomateriałów metalowych. Zatem odporność korozyjna stentów naczyniowych stanowi istotny czynnik wpływający na inicjowanie niekorzystnych procesów w obrębie układu naczyń krwionośnych – proces wykrzepiania krwi i restenozu.

Badania w roztworze symulującym środowisko osocza krwi ludzkiej wykazały niekorzystny wpływ procesu rozprężania na charakterystykę korozyjną wytypowanych postaci stentów naczyniowych (stent typu TRIMAXX i JOSONICS Flex) – RYS. 1, TABELA 1. Analizując kształt zarejestrowanych krzywych polaryzacji anodowej oraz wartości wyznaczonych parametrów można stwierdzić, że proces trwałego odkształcenia w większym stopniu wpływa na zmniejszenie odporności korozyjnej stentu trójwarstwowego typu TRIMAXX. Przeprowadzone obserwacje w elektronowym mikroskopie skaningowym stentu TRIMAXX wykazały znaczne ubytki korozyjne jedynie w obszarze warstwy ze stali Cr-Ni-Mo – RYS. 2. Jest to związane ze zróżnicowaną odpornością korozyjną Ta i stali Cr-Ni-Mo (ogniwo aktywno-pasywne). Z tego też względu dalsze badania będą ukierunkowane na ocenę intensywności procesu korozji galwanicznej tej postaci stentu.



RYS. 2. Obraz powierzchni stentów naczyniowych po badaniach odporności korozyjnej: a) stent JOSONICS Flex, b) stent TRIMAXX.

FIG. 2. An image of surface of non-expanded vascular stents after corrosion test: a) JOSONICS Flex stent, b) TRIMAXX stent.

Summary

The testing performed in this study forms a basis for further analyses related to biocompatibility of metallic biomaterials used in implants in invasive cardiology. Basing on numerous literature data we can conclude that good biocompatibility is related to good corrosion resistance of metallic biomaterials. Thus corrosion resistance of vascular stents is a significant factor that affects initiation of adverse processes in the blood vessels – the process of thrombosis and restenosis.

The studies performed in a solution that simulated human plasma demonstrated adverse effect of the expansion process on the corrosion performance of selected vascular stents (stents TRIMAXX and JOSONICS Flex) – FIG. 1, TABLE 1. After analysis of registered anodic polarization curve and the calculated parameters we can conclude that the process of permanent deformity more significantly decreases the corrosion resistance of a three-layer stent TRIMAXX.

The observations of the TRIMAXX stent carried out in a scanning electron microscope, demonstrated significant corrosion defects only in the layer made of Cr-Ni-Mo steel – FIG.2. This is related to different corrosion resistance of Ta and Cr-Ni-Mo steel (active-passive cell). Thus further studies will be directed to evaluation of the intensity of the process of galvanic corrosion of this stent.

Piśmiennictwo

- [1] Marciniak J., Paszenda Z., Walke W., Kaczmarek M., Tylik-Held J., Kajzer W.: Stenty w chirurgii małoinwazyjnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006.
 [2] Serruys P.: Handbook of coronary stents. Martin Dunitz, 2002.

References

- [3] Zhao H., van Humbeeck J.: Electrochemical polishing of 316L stainless steel slotted tube coronary stents. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2002, 13, pp. 911-916.
 [4] Walke W., Paszenda Z., Jurkiewicz W.: Numerical analysis of three-layer vessel stent made from Cr-Ni-Mo steel and tantalum. International Journal of Computational Materials Science and Surface Engineering, 2007, vol. 1, 1, pp. 129-139.