

SUPERSPRĘŻYSTE ZACHOWANIE DRUTÓW NiTi PODCZAS ZGINANIA

Zdzisław Lekston^{1*}, Piotr Lacki²

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

² POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA, UL. DĄBROWSKIEGO 69, 42-200 CZĘSTOCHOWA, POLSKA

*MAILTO:ZLEKSTON@US.EDU.PL

Streszczenie

W pracy przedstawiono supersprężyste właściwości drutów NiTi badane w testach rozciągania i zginania. Druty te użyto do przygotowania klamer do zespożeń złamań kości twarzy oraz sprężyn do plastyki czaszki. Przy projektowaniu implantów zastosowano modelowanie odkształcania metodą elementów skończonych. Uzyskano dobrą korelację krzywych symulowanych przy użyciu programu Adina z krzywymi eksperymentalnymi uzyskanymi podczas cyklicznego, trójpunktowego zginania drutów oraz dystraktorów czaszkowych. Wprowadzenie do programu odpowiednich parametrów charakteryzujących badane materiały umożliwi obliczanie wielkości naprężeń zredukowanych i odkształceń oraz ułatwi projektowanie wymaganych własności implantów o bardziej złożonych kształtach.

Słowa kluczowe: druty NiTi, supersprężystość, MES, trójpunktowe zginanie, implanty NiTi

[Inżynieria Biomateriałów, 116-117, (2012), 69-72]

Wprowadzenie

Zjawisko supersprężystości występujące w stopach NiTi jest wykorzystywane w wielu urządzeniach medycznych, takich jak: druty ortodontyczne, klamry do osteosyntezy, stenty, druty -prowadniki medyczne, instrumenty endodontyczne i inne [1,2]. Druty NiTi wykazujące właściwości supersprężyste użyto w badaniach własnych do przygotowania prototypowych implantów, które zastosowano w badaniach klinicznych jako klamry do zespożeń złamań kości twarzy oraz sprężyny wspomagające modelowanie czaszki w leczeniu kraniostenoz u dzieci [3,4]. Przeprowadzono badania w testach cyklicznego rozciągania i trójpunktowego zginania. Uzyskano krzywe modelowe z symulacji programem Adina i porównano je z eksperymentalnymi krzywymi z testów trójpunktowego zginania. W modelowaniu numerycznym pętli supersprężystego zachowania drutu NiTi podczas cyklicznego rozciągania lub zginania ważne jest wprowadzenie do programu odpowiednich parametrów charakteryzujących analizowany materiał [5,6].

Celem tych badań była optymalizacja właściwości drutów dla przygotowania super-sprężystych klamer do zespożeń złamań kości oraz sprężyn dla plastyki czaszki.

Materiał i metody

W badaniach użyto druty o średnicach 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm i 1,3 mm ze stopu o składzie chemicznym Ti-50,8% at. Ni. Supersprężyste własności drutów mierzono w próbach rozciągania na maszynie wytrzymałościowej Instron 4469 oraz w próbach trójpunktowego zginania na mini

SUPERELASTIC BEHAVIOR OF NiTi WIRES IN BENDING

Zdzisław Lekston^{1*}, Piotr Lacki²

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

² CZESTOCHOWA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, 69 DABROWSKIEGO STR., 42-200 CZESTOCHOWA, POLAND

*MAILTO:ZLEKSTON@US.EDU.PL

Abstract

The paper presents the superelastic properties of NiTi wires tested in tensile and bending tests. These wires were used to prepare staples for fixation bone fracture of the face and skull springs. In implants' designing the finite element modeling method was used for determining the deformation. A good correlation between simulated curves taken from ADINA System and experimental curves received in cyclic three-point bending wires was obtained. Making modifications to the ADINA system connected with relevant parameters, which characterize the investigated material, will enable establishing the size of reduced stresses and strains and facilitate the required properties of implants designing.

Key words: NiTi wires, superelasticity, FEM, three - point bending, NiTi implants

[Inżynieria Biomateriałów, 116-117, (2012), 69-72]

Introduction

The superelastic behaviour of NiTi is applied in several medical devices, such as: orthodontic wires, osteosynthesis staples, stents, guide wires, endodontic instruments and other [1,2]. The prototype implants made from superelastic NiTi wires were used in the present study. The implants were clinically tested. They were used as the staples stabilizing bone fractures of the face or the springs supporting modeling of the skulls in craniostenosis treatment [3,4]. The tensile tests and three point bending tests of wires were carried out. The model curves obtained by Adina software simulation were compared with experimental curves from three-point bending tests. Using the proper parameters which characterize the analysed material are very important in numerical simulation, especially in behavior simulation of NiTi wire loop during the cyclic tension or bending [5,6].

The main aim of these studies was properties optimization of wires for preparing the superelastic bone staples and springs for cranioplasty.

Material and methods

The NiTi wires with the chemical composition Ti-50.8 at.%Ni of diameters 1.0 mm, 1.1 mm, 1.2 mm and 1.3 mm were used in these studies. The superelastic properties of wires were measured by tensile tests on the Instron 4469 machine and by three-point bending tests on the mini strength machine TM 2. From above-mentioned wires the superelastic staples for osteosynthesis and springs for cranioplasty were prepared. Compression forces of staples and skulls distractors were measured by the usage of the TM2 machine. The simulated curves for superelastic effects under pure three-point bending tests were carried out by using the finite element analysis in the Adina System v. 8.7.3. software.

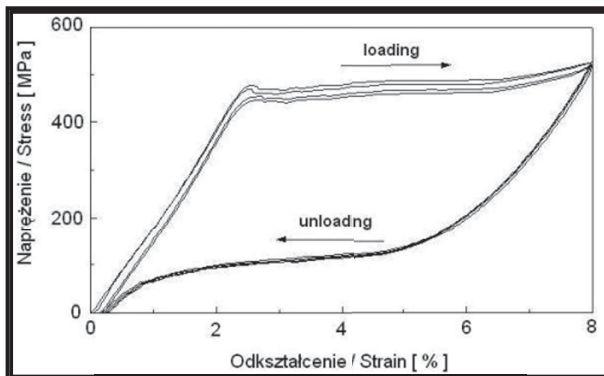
maszynie wytrzymałościowej TM 2. Z drutów przygotowano supersprężyste klamry do osteosyntezy oraz sprężyny do plastyki czaszki. Siły oddziaływań sprężyn i klamer mierzono również przy użyciu maszyny TM 2.

Symulowane krzywe supersprężystego zachowania drutów podczas trójpunktowego zginania uzyskano na podstawie analizy metodą elementów skończonych przy użyciu programu Adina 8.7.3.

Wyniki i dyskusja

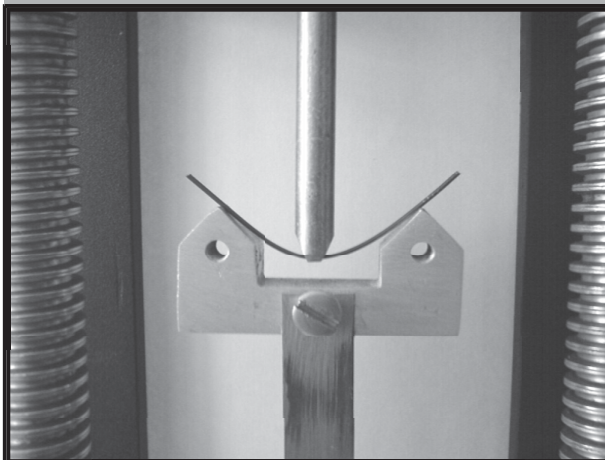
Testy rozciągania wykazały dobre własności mechaniczne badanych drutów [3]. Krzywe naprężenie-odkształcenie zarejestrowane podczas cyklicznego rozciągania i odciążania drutu o średnicy 1,2 mm w zakresie deformacji do około 8% pokazano na RYSUNKU 1. Na krzywych widoczne jest górne i dolne plateau naprężeń świadczące o supersprężystych właściwościach badanego drutu.

Charakterystyczne pętle supersprężystości obserwowano również na krzywych zmian siły w funkcji strzałki ugięcia zarejestrowanych w próbach cyklicznego, trójpunktowego zginania drutów. Na RYSUNKU 2 pokazano zmiany sił podczas zginania drutów o różnych średnicach na podporach w odległości 50 mm. Na krzywych widoczne jest plateau sił w szerokim zakresie deforma-



RYS. 1. Krzywe "naprężenie-odkształcenie" zarejestrowane podczas cyklicznego rozciągania i odciążania drutu NiTi.

FIG. 1. The tensile stress-strain curves recorded during cyclic loading and unloading of NiTi wire.



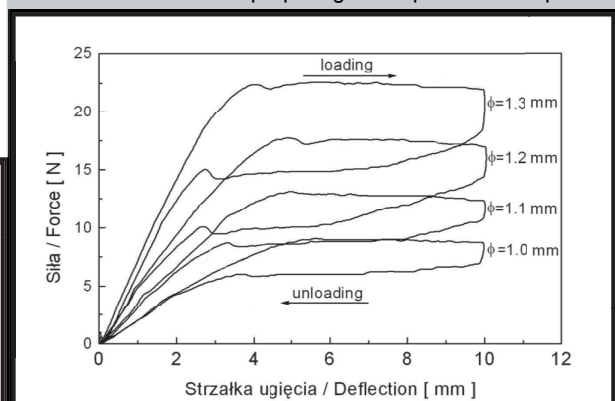
RYS. 3. Wygięty drut NiTi podczas próby trójpunktowego zginania.

FIG. 3. The NiTi wire bended on the mini strength machine TM2.

Results and discussion

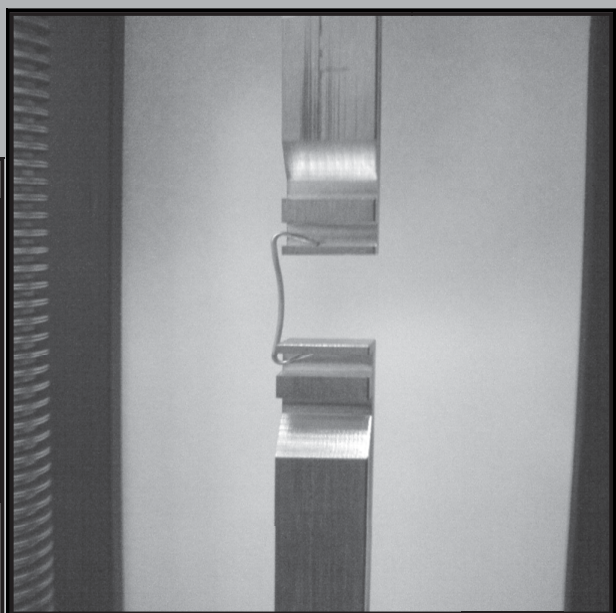
The tensile tests showed good mechanical properties of studied wires [7]. The stress-strain curves recorded during wire's loading and unloading during the cyclic tensile tests in the strain range up to about 8% are shown in FIG. 1. The upper and lower stress plateau, which are visible on the presented curves, show the superelastic properties of the tested wires.

A characteristic loops of superelastic behavior of these wires were also observed on the force-deflection curves recorded by three-point bending tests. In FIGURE 2 the force changes during bending of the wires with different diameters on the supports which were located at a distance of 50 mm, are shown. On the presented curves there is visible the plateau of forces in wide range of deformation, as well as during loading and unloading. The level of generated forces during martensitic transformation induced by bending are strongly depended on the wire's diameter. For the wires chosen for preparing the superelastic staples for



RYS. 2. Krzywe "siła-ugięcie" zarejestrowane podczas trójpunktowego zginania drutów.

FIG. 2. The curves "force-deflection" recorded during three-point bending tests of wires.



RYS. 4. Klamra NiTi rozciągana w uchwycie mini maszyny wytrzymałościowej TM 2.

FIG. 4. NiTi staple tensioned in the supports of mini strength machine TM2.

cji zarówno podczas naprężania jak i odciążania. Wielkość generowanych sił podczas odwracalnej przemiany martenzytycznej indukowanej przez zginanie zależy od średnicy drutu. Dla drutów wybranych do przygotowania supersprężystych klamer do osteosyntezy oraz sprężyn do dystrykcji czaszki wielkość generowanych sił podczas odciążania mieściła się w zakresie od kilku do 15 N. Pożądana, stała siła oddziaływania podczas odciążania utrzymuje się w szerokim zakresie odkształceń 5-7 mm.

Drut zginany w uchwycie mini maszyny wytrzymałościowej pokazano na RYSUNKU 3. Zmiany sił podczas rozciągania supersprężystych klamer do osteosyntezy mierzono na tym samym stanowisku pomiarowym wyposażonym w odpowiednie uchwyty do zaczepienia klamer (RYS.4).

Przy projektowaniu supersprężystych implantów NiTi celowe jest wykorzystanie dostępnych programów, które umożliwiają modelowanie krzywych odkształcania metodą elementów skończonych. W tej pracy obliczenia wykonano w programie ADINA 8.7.3., w którym stosuje się metodę elementów skończonych dla modelowania materiałów z pamięcią kształtu. Zastosowany w programie model umożliwił symulowanie efektów supersprężystości i pamięci kształtu. W symulacji wykorzystano elementy typu 3-D solid do modelowania zginania belki. Na RYS 5a i 5b pokazano porównanie krzywych uzyskanych z obliczeń dla trójpunktowego zginania w porównaniu z eksperymentem.

Z wykresu histerezy można odczytać zmiany sił podczas przemiany martenzytycznej indukowanej naprężeniem i przemiany odwrotnej oraz całkowity odzysk kształtu. Jak

osteosyntezy i sprężyn do cranial distraction, the level of generated forces during unloading was between several and 15 N. The desirable constant force during unloading was kept at a wide range of deformation, about 5-7 mm.

FIGURE 3 shows the deformation three-point bending of the wire in the mini testing machine. Force changes during tensile of the superelastic staples for osteosynthesis were measured on the same test stand equipped with the suitable grips to attach the staples (FIG.4).

During designing the superelastic implants of NiTi it is advisable to use available softwares that which allows on modeling the deformation curves by the usage of finite element method. In this work the calculations were carried out with the ADINA System v. 8.7.3. using a shape memory alloy (SMA) material's model. This kind of model allows on simulation the superelastic and shape-memory effects in shape-memory alloys. In the simulations the 3-D solid elements were used for modeling the bending beam. The FIGURES 5a and 5b demonstrate comparison of calculation results with the experimental curves from three-point bending tests.

From the hysteresis results' graph the stress induced martensite transformation, the reverse transformation and the complete recovery of deformation can be seen. Moreover, on the basis of the following graph, there is reasonable agreement between experimental data and those obtained from Adina System.

This software enables also to obtain the austenite and martensite fractions in deformed material. FIGURE 6 shows

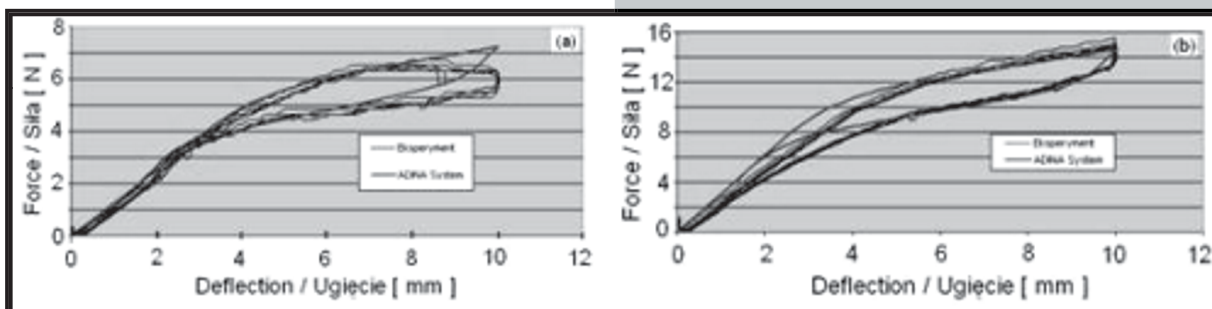


FIG. 5. Modelowe i eksperymentalne krzywe zginania drutów o średnicach 1,0 (a) and 1,2 mm (b).
FIG. 5. The model and experimental curves for NiTi wires of 1.0 mm (a) and 1.2 mm (b) diameters.

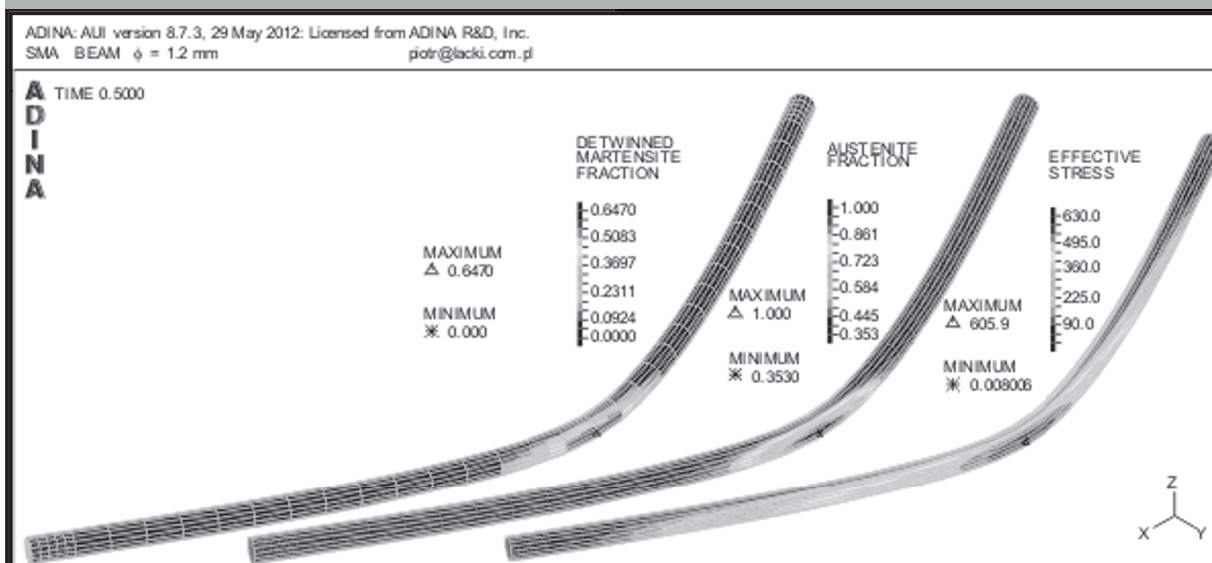


FIG. 6. Analiza MES trójpunktowego zginania drutu NiTi o średnicy 1,2 mm.
FIG. 6. Adina FEM analysis of NiTi wire with 1.2 mm diameter deformed by three-point bending test.

wynika z rysunku zachodzi rozsądna zgodność między wynikami obliczeń i danych eksperymentalnych.

Program umożliwia również określenie udziału austenitu i martenzytu w deformowanym materiale. RYSUNEK 6 pokazuje mapy frakcji martenzytu, frakcji austenitu i naprężeń zredukowanych przy maksymalnym ugięciu.

Podsumowanie

Testy cyklicznego rozciągania i trójpunktowego zginania wykazały, że badane druty wykazują bardzo dobre własności supersprężyste. Wielkości sił generowanych podczas odciążania rozciąganych lub zginanych drutów zależą od ich średnicy. Siły oddziaływania drutów wybranych do przygotowania supersprężystych klamer do osteosyntezy oraz sprężyn do dystrakcji czaszki podczas odciążania po wygięciu mieściły się w zakresie od kilku do 15 N.

Symulowane krzywe zależności sił w funkcji strzałki ugięcia podczas obciążania i odciążania zginanych drutów są w dobrej korelacji z eksperymentalnymi krzywymi uzyskanymi w testach trójpunktowego zginania.

Uzyskane symulacje wykazały przydatność zastosowanego programu w modelowaniu supersprężystych właściwości drutów i implantów medycznych z pamięcią kształtu.

Podziękowanie

Praca finansowana przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w ramach projektu badawczego Nr N N507 296339

a band plot of the detwinned martensite fraction, austenite fraction and effective stress at maximum deflection.

Summary

The cyclic tensile and three-point bending tests showed that the analyzed wires had very good superelastic properties. The values of forces generated during unloading of stretched or bend wires depended on their diameters. The impact of wires selected to prepare superelastic staples and springs for the skull distraction during unloading after bending were in the range from several to 15 N.

The simulation results for the loading and unloading force versus displacement were superimposed with the experimental results obtained from three-point bending tests.

This simulation showed the suitability of the numerical tools for modeling the superelasticity behavior of shape memory wires and medical implants.

Acknowledgements

This work was financially supported by the Polish Ministry of Science and Higher Education, project no N N507 296339.

Piśmiennictwo

- [1] L. G. Machado, M. A. Savi., Brazilian J. of Medical and Biological Research 36 (2003) 683-691.
- [2] T. Duerig, A. Pelton, D. Stockel., Mat. Sci. Eng. A 273-275 (1999) 149-160.
- [3] M. Jędrusik-Pawłowska, Z. Lekston, J. Drugacz, T. Cieślak, M. Kromka-Szydek., Eng. of Biomat. 89-91, XII (2009) 79-82.
- [4] K. Kobus, M. Węgrzyn, Z. Lekston, H. Morawiec, J. Drugacz., J. Craniofac. Surg., 18 (3) (2007) 504-510.

References

- [5] Y. Gillet, E. Patoor, and M. Berveiller., Journal De Physique IV, 5 (1995) C2-343-348.
- [6] F. B. Hatira, K. Saidane., J. of Biomaterials and Nanobiotechnology, 3 (2012) 61-69.
- [7] Z. Lekston, M. Jędrusik-Pawłowska, T. Cieślak, J. Drugacz., Eng. of Biomat., 89-91, XII (2009) 42-46.