

KSZTAŁTOWANIE NADSPRĘŻYSTYCH PIERŚCIENI I SPRĘŻYN ZE STOPÓW NiTi DLA KRANIOPLASTYKI

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

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

** SZPITAL CHIRURGII PLASTYCZNEJ,
57-320 POLANICA ZDRÓJ, KOŚCIELNA 1

*** KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ,
ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA,
40-027 KATOWICE, FRANCUSKA 20/24

Streszczenie

Opracowano proces indukowania własności nadsprężystych pierścieni i sprężyn do klinicznego modelowania czaszki u dzieci z kraniostenozą. Zdolność do nadsprężystego odkształcania pierścieni uzyskano na drodze starzenia ukształtowanych pierścieni wywołującego istotne umocnienie wskutek wydzielenia koherentnych cząstek Ni_4Ti_3 . Charakterystyka odkształcania pierścienia do elipsy i powrót do stanu początkowego wykazuje, że zachodzi ono przy stałej sile.

[*Inżynieria Biomateriałów*, 38-43, (2004), 36-39]

Wstęp

Stopy NiTi stały się ważnym materiałem, który umożliwia rozwiązanie szerokiego zakresu technicznych i konstrukcyjnych problemów związanych z miniaturyzacją medycznych urządzeń i oferuje mniej inwazyjne i mniej traumatyczne procedury medyczne [1].

Ostatnie osiągnięcia w technologiach wytwarzania wyrobów medycznych ze stopów z pamięcią kształtu i nadsprężystością oraz ich wykorzystanie w zastosowaniach medycznych potwierdzają szybki rozwój w tej dziedzinie [2]. Podstawowym założeniem przy zastosowaniu elementów nadsprężystych jest wykorzystanie stałej siły działającej w szerokim zakresie odkształceń. Na krzywych histerezy nadsprężystej stopów NiTi podczas obciążania i odciążania występuje plateau naprężeń. Stała siła działająca podczas odciążania może być wykorzystana do dystrakcji kości [3].

W tej pracy przedstawiono proces kształtowania nadsprężystych pierścieni i sprężyn z drutów NiTi, które wykorzystano w badaniach klinicznych modelowania sklepienia czaszki u dzieci z kraniostenozą.

Materiał i metody badań

Badania prowadzono na dwóch rodzajach komercyjnie dostępnych drutów. W pierwszym stadium do badań użyto nadsprężyste druty o średnicach 0,8; 1,0 i 1,2 mm dostarczone przez firmę SMATEC. Rozciągające sprężyny w kształcie U i W jak również pierścienie o różnych średnicach (60-90 mm) były formowane przez ściskanie z prostych nadsprężystych drutów. Pomiar sił i odkształceń sprę-

FORMATION OF SUPERELASTIC NiTi RINGS AND SPRINGS FOR CRANIOPLASTY

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

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

** HOSPITAL OF PLASTIC SURGERY,
57-320 POLANICA ZDRÓJ, KOŚCIELNA 1

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

Abstract

The process of induction the superelastic properties of rings and springs for clinical modelling of the skull in children with craniostenosis has been worked out. Superelastic properties of the rings were induced in the process of ageing of the already formed rings that caused significant hardening as a result of the precipitation/liberation of coherent Ni_4Ti_3 particles. The deformation of the ring to its elliptic shape and the release of this deformation proceed at constant force. [Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 36-39]

Introduction

NiTi alloys have become an important material that makes it possible to overcome a wide range of technical and constructional problems related to the miniaturisation of medical devices and offers less invasive, and therefore less traumatic medical procedures [1].

The latest achievements connected with the technologies used to produce medical equipment out of shape memory and superelastic alloys confirm that rapid progress in this field is being made [2]. The fundamental condition while using superelastic elements is a constant force operating within a wide range of deformations. During loading and unloading, on the curves of the superelastic hysteresis of NiTi alloys we can observe the stress plateau. This constant force that operates during stress releasing may be used for bone distraction [3].

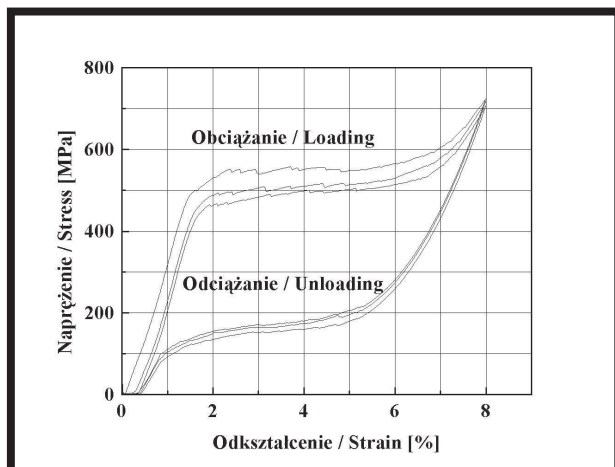
This study presents the process of forming out the superelastic rings and springs of NiTi wire that has been used in clinical research of modelling the cranial vault in children with craniostenosis.

Material and experimental methods

The studies were carried out on two kinds of wire available on the market. At the first stage of the studies superelastic wires of 0.8, 1.0 and 1.2 mm diameter provided by SMATEC were used. The U-and W-shaped expansion springs as well as rings of different diameters (60-90 mm) were formed by compression from straight superelastic wire. The measurements of forces and defor-

zyn podczas zginania i odciążania były rejestrowane na skomputeryzowanym stanowisku pomiarowym i przedstawione jako wykresy zależności siły od przemieszczenia. W drugim stadium badań zostały użyte druty NiTi o średnicy 1,0 mm dostarczone z AMT (Belgia) w stanie wyżarzonym. Skład chemiczny tych drutów był następujący: 51,02%at.Ni; 48,71%at.Ti; 0,12%at.Al.; 0,14%at.Si. Przygotowane sprężyny i pierścienie przed implantacją poddano pasywacji w autoklawie, w parze wodnej, w temperaturze 130°C przez 30 minut. Struktura otrzymanej warstwy TiO_2 o grubości około 4 nm była amorficzna, co potwierdzono badaniami HREM.

Wyniki



RYS. 1. Krzywe naprężenie-odkształcenie w trzech cyklach odkształcania supersprężystego drutu o średnicy 0,8 mm.

FIG. 1. Stress-strain curves for the three cycles of loading-unloading of the superelastic wire with the diameter of 0.8 mm.

Nadsprężyste sprężyny

Nadsprężyste właściwości drutów SMATEC na krzywych rozciągania naprężenie-odkształcenie przedstawiono na RYSUNKU 1. Charakterystykę sprężystego zachowania podczas obciążania i odciążania sprężyny w kształcie W pokazano na RYSUNKU 2.

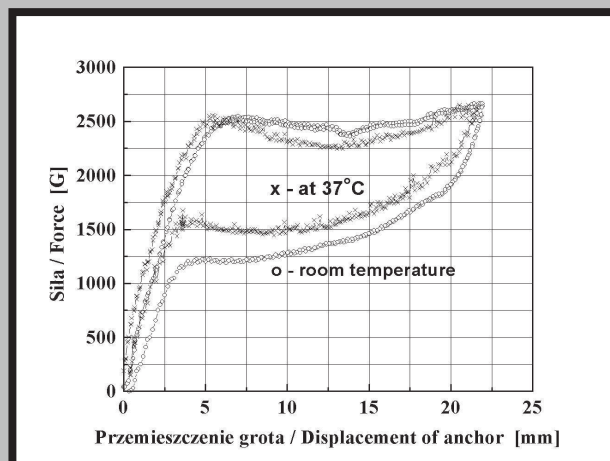
Sprężyny były formowane z drutu o średnicy 1,0 mm. Dwie krzywe uzyskano odpowiednio w temperaturze pokojowej i w 37°C, która może być odnoszona do temperatury ciała pacjenta. Długość drutu, która odpowiada obwodowi sprężyn w wynosiła 40 mm. Możliwość wydłużenia kości z użyciem nadsprężystych dystraktorów była eksperymentalnie sprawdzona na młodych świnich [4, 5].

Nadsprężyste pierścienie

Pierścienie formowane z nadsprężystych drutów były spawane wiązką laserową. Ich sprężyste charakterystyki podczas obciążania i odciążania, które uzyskano podczas zginania pierścienia do elipsy nie wykazują typowego plateau siły lecz raczej liniową zależność pomiędzy nieznacznym nachyleniem i strzałką ugięcia. Dla uzyskania ściśle nadsprężystego zachowania ugięcia pierścień-elipsa opracowano nową metodę indukowania nadsprężystości pierścieni. W tym celu pierścienie były formowane z całkowicie wyżarzonych prostych drutów w stanie fazy macierzystej. Deformacja drutu w stanie wyżarzonym powodowała indukowanie stabilnego martenzytu i trwałego odkształcenia po odciążeniu. Wynik testu rozciągania jako krzywą naprężenie-odkształcenie przedstawiono na RYSUNKU 3. Ukształtowane pierścienie były zgrzewane oporowo i starzone w

mations of springs taken during bending and unloading were recorded at a computerised measuring point and presented in the form of a graph showing the relation between force and displacement. At the second stage of the studies the annealed NiTi wire of 1.0 mm diameter delivered by AMT (Belgium) was used. Chemical composition of this wire was as follows: 51.02%at.Ni, 48.71%at.Ti, 0.12 %at. Al, 0.14%at.Si. Before implantation the springs and rings had undergone the passivity in an autoclave in water vapour at 130°C for 30 min. The structure of the obtained TiO_2 layer, about 4 nm thick, was amorphous, which was confirmed by HREM examination.

Results



RYS. 2. Wpływ temperatury na sprężyste właściwości sprężyny w kształcie W podczas obciążania i odciążania.

FIG. 2. The influence of temperature on the elasticity of W-shaped spring during loading and unloading.

Superelastic springs

Superelastic properties of the SMATEC wire in tension stress-strain curves is shown in FIG. 1. The bending tests of the wire also show a force plateau, which is a characteristic feature of superelasticity. The characteristic of the elastic behaviour during loading and unloading of W-shape springs is shown in FIG. 2.

The spring was formed from the wire of 1.0 mm in diameter. The two curves were obtained for room temperature and the temperature of 37°C, respectively; the latter may be related to the patient's body temperature. The length of the wire which corresponds to the perimeter of the W-springs was 40 mm.

The possibility of bone elongation with the use of superelastic springs was experimentally proved on young pigs [4, 5].

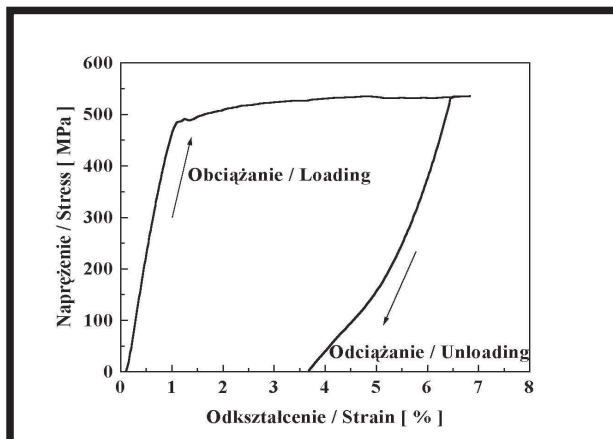
Superelastic rings

The rings formed from the superelastic wire were welded with the use of a laser beam. Their elastic characteristic during loading-unloading which was obtained when the ring was flattened to an ellipse does not show the presence of a typical force plateau but rather a linear relationship between force and deflection with a insignificant slope to the deflection axis. In order to obtain typical superelastic properties of the ring ellipse deflection a new method of superelastic induction for the rings was worked out. For this reason the rings were formed from straight wire fully annealed in the parent phase. The deformation of the wire in its annealed state caused the induction of stable martensite and perma-

optymalnej temperaturze i czasie. Starzenie pierścieni spowodowało umocnienie fazy macierzystej poprzez wydzielenie koherentnej fazy Ni_4Ti_3 . W konsekwencji materiał podczas odkształcania wykazuje nadsprężyste zachowanie z wyrównanym plateau siły przedstawionym na RYSUNKU 4 dla pierścieni o różnych średnicach. Jak można zauważyć plateau siły obniża się ze wzrostem średnicy pierścieni.

Kliniczne użycie nadsprężystych pierścieni i sprężyn w kranioplastyce

Powiększanie i modelowanie sklepienia czaszki przez dystrakcję kości z użyciem nadsprężystych pierścieni lub sprężyn wykonano w Szpitalu Chirurgii Plastycznej w Polanicy. Sprężyny lub pierścienie zakładano na modelowane sklepienie czaszki po rozcięciu przedwcześnie zarośniętych szwów czaszkowych. Pozytywne rezultaty operacji przepro-



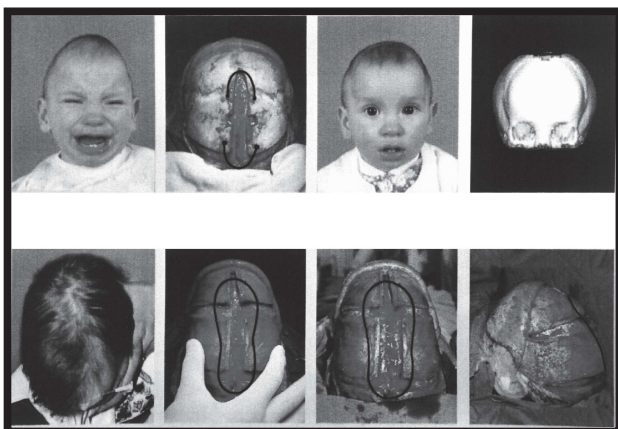
RYS. 3. Krzywa naprężenie-odkształcenie drutu w stanie wyjściowym.

FIG. 3. Stress-strain curve of the wire in the initial state.

wadzonych z użyciem supersprężystych sprężynek lub pierścieni przedstawiono na RYS. 5.

Wnioski

· Badania kliniczne potwierdziły możliwość zastosowania nadsprężystych pierścieni i sprężyn w kranioplastyce.



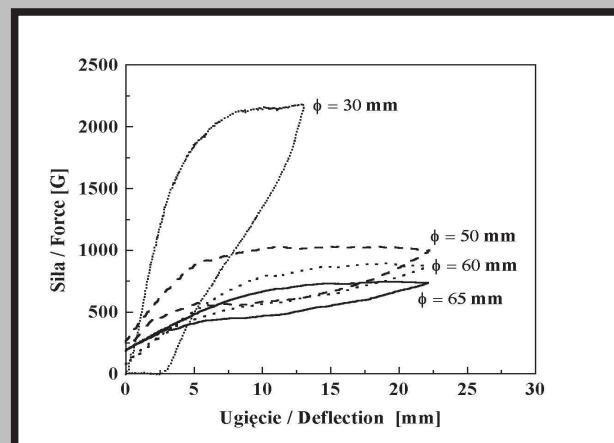
RYS. 5. Ilustracja użycia nadsprężystych sprężynek i pierścieni w kranioplastyce.

FIG. 5. Application of superelastic springs and rings in cranioplasty.

nent deformation after unloading. The results of the stretching test in the form of a stress strain curve is shown in FIG.3. The rings underwent resistance welding and then ageing at optimal temperature and time. The ageing of rings resulted in hardening the parent phase by the precipitation of the coherent Ni_4Ti_3 phase. As a consequence during deformation the parent phase exhibits the superelastic behaviour with a clear force plateau shown in FIG.4 for rings of different diameters. As one can see, the force plateau is lowered while the diameter increases.

Clinical use of superelastic springs and rings in cranioplasty

Clinical modelling and cranial correction obtained by cranial bone distraction with the use of superelastic springs and rings were carried out in the Hospital of Plastic Surgery in Polanica. Spring or rings were applied onto the cranial vault while it was being modelled after cutting of the craniostosis. Positive results of the operations carried out with the use of the superelastic springs and rings can be



RYS. 4. Nadsprężyste zachowanie pierścieni o różnych średnicach podczas ugięcia pierścienia do elipsy i powrotu do pierwotnego kształtu.

FIG. 4. Superelastic behaviour of the rings of different diameters by deflection the ring to elliptic shape and their reversion to previous ring shape.

seen in FIG. 5.

Conclusions

· Clinical research confirmed the possibility of applying superelastic rings and springs in cranioplasty.
 · Superelastic springs and rings deformed by bending effects operate with constant force in the desired displacement range.
 · A new method of forming superelastic rings was worked out using precipitation hardening of the rings previously formed out of the NiTi wire with a higher nickel composition when compared with the equiatomic composition.

Piśmiennictwo

References

- [1] Phillippe P. Poncet, SMST - 2000, Proceedings of the International Conference on Shape memory and Superelastic Technologies, Pacific Grove, California, USA, 30 April to 4 May, 2000, 441, Ed. by Scott M. Russel, Alan R. Pelton.
- [2] A. R. Pelton, D. Stockel, T. W. Duerig, Mater. Sci. Forum. 327-328 (2000) 363.
- [3] J. Drugacz, Z. Lekston, H. Morawiec, J. of Med. Informatics

· Nadsprężyste pierścienie i sprężyny deformowane przez zginanie działają ze stałą siłą w pożądanym zakresie odkształceń.

· Opracowano nową metodę przygotowania nadsprężystych pierścieni z użyciem umocnienia wydzieleniowego wstępnie kształtowanych drutów NiTi o wyższej zawartości niklu niż w stanie równoatomowym.

OCENA WPŁYWU WYBRANYCH MATERIAŁÓW CERAMICZNYCH NA FIBROBLASTY I OSTEObLASTY W HODOWLI IN VITRO

ANNA CHRÓŚCICKA*, PIOTR WOŹNIAK*, RADOŚLAW OLKOWSKI*, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA - SZUMIEŁ*, SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI**, ZBIGNIEW JAEGERMANN**, JOANNA KARAS**

*ZAKŁAD BIOFIZYKI I FIZJOLOGII CZŁOWIEKA, AKADEMIA MEDYCZNA W WARSZAWIE

**INSTYTUT SZKŁA I CERAMIKI W WARSZAWIE

[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 39-41]

Wstęp

Uzyskanie materiału odpowiedniego do stworzenia trójwymiarowego nośnika dla żywych komórek i jego wykorzystanie w inżynierii tkankowej jest celem wielu aktualnie prowadzonych badań. Wiadomo, że materiał taki powinien umożliwiać przyleganie, odpowiedni wzrost, proliferację i różnicowanie komórek. Duże zainteresowanie budzą nośniki ceramiczne oparte na węglanie wapnia. Z pierwszych prób wykonanych zarówno na materiałach naturalnych będących aragonitowymi szkieletami koralowców madreporynych, jak i syntetycznie otrzymanych materiałach kalcytowych wynika, że są one nie tylko biozgodne i resorbowalne, ale również bardzo dobrze tolerowane przez tkankę kostną [1-3]. Obecnie możliwe jest uzyskanie wysokoporowatych tworzyw kalcytowych w postaci pianek o różnej porowatości i wielkości porów. Taka tekstura biomateriału umożliwi łatwe zasiedlenie nośnika komórkami, a w warunkach in vivo także powstanie odżywczych naczyń krwionośnych [4].

Celem niniejszej pracy było zbadanie zachowania się komórek w kontakcie z wybranymi biomateriałami ceramicznymi. W doświadczeniu użyto kilku odmian materiałów kalcytowych o różnej porowatości i różnym udziale procentowym węgla wapnia. Badano wpływ tych materiałów na ludzkie komórki (fibroblasty i osteoblasty) w hodowli in vitro.

Materiały i metody

Wszystkie użyte do doświadczeń materiały kalcytowe zostały wytworzone w Zakładzie Badawczo-Produkcyjnym Bioceramiki Instytutu Szkła i Ceramiki w Warszawie. Do

and Technologies. 2 (2001) 85.

[4] H. Morawiec, Z. Lekston, J. Drugacz, Proceedings of the Materials and Processes for Medical Devices Conference, Anaheim, California, USA, 8-10 September, 2004, 444, Ed. by Sanjay Shrivastava.

[5] Z. Lekston, H. Morawiec, J. Drugacz, Mat. Sci. and Eng. (2004) 1737.

HUMAN FIBROBLASTS AND OSTEObLASTS IN CONTACT WITH CALCIUM CARBONATES

ANNA CHRÓŚCICKA*, PIOTR WOŹNIAK*, RADOŚLAW OLKOWSKI*, MAŁGORZATA LEWANDOWSKA - SZUMIEŁ*, SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI**, ZBIGNIEW JAEGERMANN**, JOANNA KARAS**

*DEPARTMENT OF BIOPHYSICS AND HUMAN PHYSIOLOGY MEDICAL UNIVERSITY OF WARSAW

**INSTITUTE OF GLASS AND CERAMICS, WARSAW

[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 39-41]

Introduction

There is a growing interest in three dimensional scaffolds for transplantation of viable cells. It is well known that the material which could serve as a scaffold should allow for adherence, growth, proliferation and differentiation of the cells growth. One of the candidate materials are ceramic scaffolds based upon calcium carbonate.

The first studies of natural materials and artificially obtained calcium carbonate show that both of them are not only biocompatible and resorbable but well tolerated by the bone tissue as well [1-3]. It is now possible to obtain greater porosity calcium carbonate materials in a form of sponge with variable porosity and size of individual pores. Such a structure of the biomaterial allows easy inhabitation of cells within the scaffold allowing also for development of blood vessel [4].

The purpose of the study presented here was to elucidate the behavior of human cells in contact with different calcium carbonate materials. Five biomaterials with different porosity and different content of calcium carbonate were used in to determine their influence on human cells (fibroblasts and osteoblasts) culture in vitro.

Materials and methods

All calcite materials were made in Institute of Glass and Ceramics in Warsaw. Calcites of five types, each having different porosity and size were used. In addition materials varied in pore structure. Specification of the materials presents as follows: 2 calcites profiles (material "1" - 99% CaCO₃+1% LiF; material "2" - 95% CaCO₃+5% LiF) and 3 in the form of sponge (material "3" - 95% CaCO₃+5% LiF; material "4" - 99% CaCO₃+1% LiF; material "5" - 99%