

## Podsumowanie

Proces niskotemperaturowego tleno-azotowania jądrowego przeprowadzony w zakresie temperatury 200-250°C prowadzi do wytworzenia cienkich (18÷30nm) warstw wierzchnich zbudowanych z azotku tytanu i tlenku tytanu. Taka modyfikacja powierzchni znacznie podwyższa odporność korozyjną stopów NiTi oraz umożliwia ich zastosowanie na implanty medyczne, w których wykorzystuje się efekt pamięci kształtu lub właściwości pseudosprężyste. Podwyższenie temperatury procesu do 300°C lub wyższej powoduje wzrost grubości wytworzonych warstw oraz poprawę właściwości korozyjnych. Równocześnie struktura tych warstw staje się bardziej złożona. Pomiedzy warstwą zbudowaną z tlenków i azotku tytanu tworzy się podwarstwa zbudowana z faz międzymetalicznych - Ni<sub>3</sub>Ti i Ni<sub>2,67</sub>Ti<sub>1,33</sub>. Z kolei, na powierzchni wytworzonej warstwy identyfikowano złożone tlenki takie jak Ni<sub>2,44</sub>Ti<sub>0,77O<sub>4</sub></sub> lub Ni<sub>3</sub>TiO<sub>5</sub>.

## Podziękowanie

Praca w całości wykonana i finansowana w ramach projektu Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego nr N N507 4587 33

than twice times higher than that obtained for TiO<sub>2</sub> layers after passivation [7]. The better established value was for the layers deposited at higher than 300°C temperatures with elongated processing time. These results show that the composition of the atmosphere, applied during heating of the alloy, up to temperature of the process significantly influences the parameters of the corrosion resistance. Especially, high corrosion parameters were received applying following condition: heating 5%H<sub>2</sub>/350°C/1,5h/N<sub>2</sub>+400°C/15min/O<sub>2</sub>.

## Summary

The nitriding/oxidizing glow discharge process carried out at temperature of 200-250°C allowed to obtain the thin (18÷30nm in thickness) surface layer, which consisted of titanium nitride and titanium oxide phases. Such modification improves the corrosion resistance of the NiTi alloy, which can be used for implants revealing shape memory effect or superelasticity properties. Increase of the temperature of the process up to 300°C and higher causes that the layer is thicker and posses high corrosion resistance. Simultaneously, the structure of the layer comes to be more complex. Between nitride/oxide layers the sublayer of intermetallic Ni<sub>3</sub>Ti and Ni<sub>2,67</sub>Ti<sub>1,33</sub> phase are formed. On the top of these layers the complex oxides were identified.

## Acknowledgement

This work was supported financially by the Ministry of Science and High Education (project no. N N507 4587 33)

## Piśmiennictwo

- [1]. C.M. Wayman, J. Met., 6 (1980), p. 129
- [2]. G.C. McKay, R. Mac Macnair, C. MacDonald, M.H. Grant, Biomaterials, 17 (1996) p. 1339
- [3]. D. Starosvetsky, I. Gotman, Surf. and Coat. Tech., 148 (2001), p. 268
- [4]. Y. Fu, X. Wu, Y. Wang, B. Li, S. Yang, App. Surf. Sci., 157 (2000), p. 167

## References

- [5]. J. Lelątko, P. Paczkowski, T. Goryczka, T. Wierchoń, Z. Paszen-da, H. Morawiec, Engin. of Biomat., 47-53 (2005), p. 133
- [6]. T. Goryczka, P. Paczkowski, J. Lelątko, T. Wierchoń H. Morawiec, Solid State Phenomena 130 (2007) p. 151
- [7]. H. Morawiec, J. Lelątko, G. Stergioudis, T. Goryczka, A. Winiarski, P. Paczkowski, Engin. of Biomat., 37 (2004), p. 32

## SUPERSPRĘŻYSTE KLAMRY NiTi DO ZESPALANIA ZŁAMAŃ KOŚCI TWARZY

Z.LEKSTON<sup>1\*</sup>, M.JĘDRUSIK-PAWŁOWSKA<sup>2</sup>, T.CIEŚLIK<sup>2</sup>, J.DRUGACZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>INSTYTUT NAUKI O MATERIAŁACH, UNIWERSYTET ŚLĄSKI, 40-007 KATOWICE, BANKOWA 12

<sup>2</sup>KLINIKA CHIRURGII CZASZKOWO-SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ, ŚLĄSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY, 40-027 KATOWICE, FRANCUSKA 20/2

\*MAILTO: ZLEKSTON@US.EDU.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 89-91, (2009), 42-46]

### Wprowadzenie

Stopy NiTi wykazujące zjawiska pamięci kształtu i supersprężystość są obecnie rozpowszechnione w wielu medycznych zastosowaniach, jako łuki ortodontyczne, klamry do osteosyntezy, stenty, narzędzia chirurgiczne i endodontyczne [1]. Implanty i wyroby medyczne NiTi mają

## SUPERELASTIC NiTi STAPLES FOR FIXATION OF FACE BONE FRACTURES

Z.LEKSTON<sup>1\*</sup>, M.JĘDRUSIK-PAWŁOWSKA<sup>2</sup>, T.CIEŚLIK<sup>2</sup>, J.DRUGACZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE, UNIVERSITY OF SILESIA, 12 BANKOWA STTR., 40-007 KATOWICE, POLAND

<sup>2</sup>DEPARTMENT OF SKULL AND MAXILLOFACIAL SURGERY, SILESIAN MEDICAL UNIVERSITY, 20/2 FRANCUSKA STR., 40-027 KATOWICE, POLAND

\*MAILTO: ZLEKSTON@US.EDU.PL

[Engineering of Biomaterials, 89-91, (2009), 42-46]

### Introduction

The superelastic and shape memory NiTi alloys are nowadays widely used for several medical applications, such as: orthodontic arches, osteosynthesis staples, stents, surgical tools and endodontic instruments [1]. The NiTi implants and medical products have good mechanical properties, high corrosion resistance and excellent biocompatibility [2].

dobre własności mechaniczne, wysoką odporność korozyjną i są biokompatybilne [2]. Efekty pamięci kształtu i supersprężystość są związane z odwracalną, termosprężystą przemianą martenzytyczną pomiędzy wysokotemperaturową fazą macierzystą B2 i niskotemperaturową fazą martenzytyczną B19' indukowaną termicznie lub naprężeniowo [3]. W praktycznych zastosowaniach elementy ze stopów NiTi można wykorzystać w czterech stanach fazowych: fazy macierzystej B2, romboedrycznej fazy R, martenzytu niskotemperaturowego B19' lub martenzytu indukowanego naprężeniowo - jako supersprężyste. Kiedy materiał jest w stanie martenzytycznym lub fazy R, jest miękki i ciągliwy i może być łatwo deformowany. W stanie supersprężystym jest wysoko elastyczny (gumo-podobny), natomiast w stanie austenitycznym jest sztywny i twardy. Implant z pamięcią kształtu deformowany w stanie martenzytycznym odzyskuje swój pierwotny kształt podczas przemiany odwrotnej przy nagrzewaniu w zakresie temperatur od  $A_s$  do  $A_f$ . Supersprężystość jest związana z formowaniem naprężeniowo-indukowanego martenzytu. Wtedy, po zwolnieniu naprężenia, implant odzyskuje swój wyjściowy kształt, przy stałej temperaturze, powyżej  $A_f$ . Kompresyjne klamry NiTi są stosowane do wewnętrznej stabilizacji złamań kości w ortopedii i chirurgii szczękowo-twarzowej [4-7]. Powszechnie są używane dwa warianty klamer NiTi: pierwszy jako klamry pamięciowe aktywowane ciepłem ciała pacjenta, które odzyskują swój kształt poniżej 37°C i drugi wariant, jako klamry aktywowane ciepłem kontrolowanego źródła zewnętrznego, które odzyskują swój kształt powyżej temperatury ciała pacjenta. Do fiksacji małych fragmentów kostnych mogą być użyte klamry NiTi, które są supersprężyste w temperaturze pokojowej.

W Klinice Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej ŚUM w Katowicach, w dotychczasowych badaniach klinicznych, stosowano klamry NiTi z pamięcią kształtu odzyskujące kształt pod wpływem ciepła ciała pacjenta do zespołów złamań żuchwy. Niedogodności związane z koniecznością ochładzania klamer w zimnej soli fizjologicznej lub ciekłym azocie i odkształcania ich w niskiej temperaturze, poniżej  $M_f$ , przed umieszczeniem w wywierconych otworach fragmentów kostnych można uniknąć używając supersprężyste klamry, których końcówki mogą być łatwo, mechanicznie wyprostowane w temperaturze pokojowej przy użyciu narzędzi chirurgicznych.

Celem podjętych badań było wytworzenie prototypowych, małych klamer NiTi wykazujących własności supersprężyste przeznaczonych do klinicznych zespołów złamań kości twarzy oraz sprawdzenie i porównanie na modelach czaszki w warunkach laboratoryjnych, sposobów zakładania i stabilności zespołów złamań typu Le Fort I oraz złamań kości jarzmowej przy użyciu klamer pamięciowych odzyskujących kształt pod wpływem ciepła ciała pacjenta oraz klamer supersprężystych.

## Material i metody

W badaniach użyto druty NiTi o składzie chemicznym Ti-50,8at.% Ni i średnicach 1,1mm, 1,2mm i 1,3mm. Przemiany fazowe i ich temperatury charakterystyczne po różnej obróbce cieplnej badano metodą różnicowej kalymetrii skaningowej przy użyciu kalymetru DSC-7 Perkin Elmer podczas chłodzenia i nagrzewania próbek w zakresie temperatur -100+60°C. Własności wytrzymałościowe i supersprężystość drutów mierzono w testach rozciągania na maszynie wytrzymałościowej Instron i podczas cyklicznego trójpunktowego zginania na specjalnie skonstruowanym stanowisku pomiarowym wyposażonym w tensometryczny przetwornik siły (Hottinger) i różnicowy, transformatorowy

The shape memory effects and superelasticity are based on thermal or stress-induced reversible, thermoelastic martensitic transformation between the high-temperature parent phase B2 (austenite) and the low-temperature B19' phase (martensite) [3]. For practical applications, NiTi can have four different states: parent phase (austenite), rhombohedral R-phase, low-temperature martensite and stress-induced martensite (superelastic). When the material is in martensite or R-phase state, it is soft and ductile and can be easily deformed. Superelastic NiTi is highly elastic (rubber-like), while austenitic NiTi is quite strong and hard. A shape-memory implant deformed in the martensitic state regains its previous shape during the reverse transition when heated in the temperature range  $A_s$  to  $A_f$ . The superelastic behaviour is associated with the formation of a reversible stress-induced martensite. Then, after releasing the stress, the implant recovers the initial shape, at constant temperature above  $A_f$ . A shape-memory NiTi compression staples are widely used for internal fixation of bone fractures in orthopaedic and cranio-maxillofacial surgery [4-7]. In general, two variants NiTi staples are being used: the first is a body temperature activated staples which recover their shape below 37°C, and the second is heat activated staples which recover their shape above body temperature upon controlled external source. For fixation of small bone fragments, the NiTi staples which are superelastic at the room temperature can be used.

In the Department of Skull and Maxillofacial Surgery, Silesian Medical University in Katowice, in the previous clinical studies, the body-activated shape memory staples were applied for the fixation of mandible fractures. The inconveniences connected with the need of cooling the staples in cooled physiological saline or liquid nitrogen and deformation them at the low temperature, below  $M_f$  temperature, before placing them in the drilled holes in the bone fragments can be avoided by using of superelastic staples which ends can be easily mechanical straighten at the room temperature by using surgical tools.

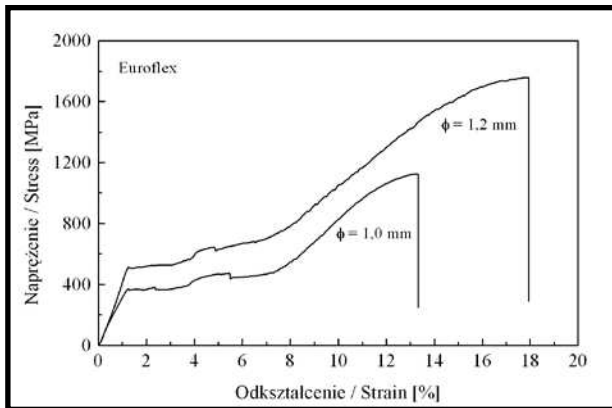
The aim of these studies was forming small NiTi staples prototypes with superelastic properties designed for clinical joining of face bones fractures. In laboratory experiments on the skull models, the manners of fixation the facial fractures by using body-activated shape memory and superelastic staples were compared. The stability of fixation the face bone Le Fort I fracture and the zygomatic bone fracture were verified.

## Material and methods

The NiTi wires with the chemical composition Ti-50.8 at.%Ni of diameters 1.1mm, 1.2mm and 1.3mm were used in this studies. The phase transformations and their characteristic temperatures after different heat treatments were measured by DSC-7 Perkin Elmer calorimeter during cooling and heating in the temperature range -100+60°C. Superelastic properties and the strength of wires were measured both by tensile tests on the Instron strength machine and during cyclic three-point bending of wires on a specially constructed measure station, equipped with an Hottinger force converter and a linear variable differential transformer (LVDT). Compression staples forces were measured using a digital force gauge FG-5000A.

## Results and discussion

The wires have good mechanical properties in the delivered state. On the tensile curves, the stress plateau is visible which proves that the stress-induced martensitic takes place



**RYS.1.** Krzywe zrywania drutów NiTi zarejestrowane podczas rozciągania w maszynie wytrzymałościowej Instron.

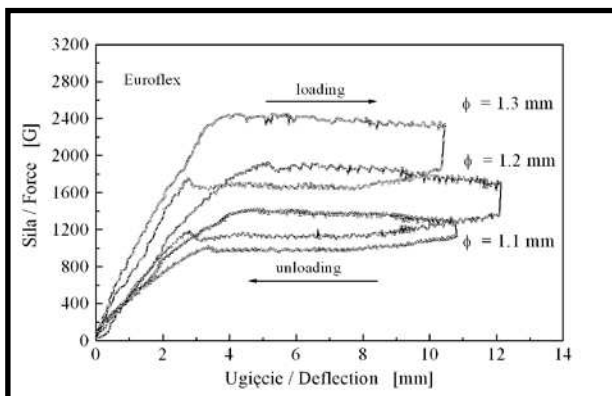
**FIG.1.** The tensile stress-strain curves of the NiTi wires during strengthening on the tensile testing machine.

czujnik przemieszczeń liniowych (Peltron-LVDT). Siły ściskające klamer mierzone na stanowisku pomiarowym wyposażonym w cyfrowy dynamometr FG-5000A.

## Wyniki badań i dyskusja

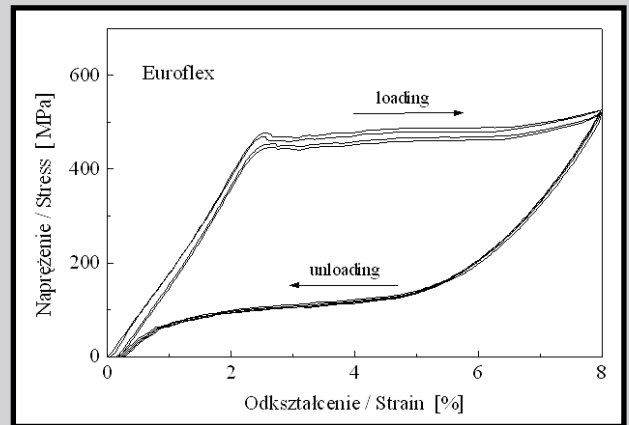
Druty w stanie dostarczenia mają dobre własności mechaniczne. Na krzywych rozciągania widoczne jest plateau naprężeń świadczące o zachodzącej pod wpływem naprężeń przemianie martenzytycznej (RYS.1). Podczas cyklicznego rozciągania i odciążania tych drutów w zakresie deformacji do około 8% obserwowano charakterystyczne pętle supersprężystości (RYS.2).

Krzywe zależności sił od strzałki ugięcia zarejestrowane podczas trójpunktowego zginania i odciążania drutów o różnych średnicach również potwierdziły ich dobrą supersprężystość (RYS.3). Na wykresach widoczne jest wyraźne plateau sił w szerokim zakresie odkształceń zarówno podczas naprężania jak i odciążania drutów. Poziom generowanych sił podczas przemiany martenzytycznej indukowanej naprężeniami oraz przemiany odwrotnej przy odciążaniu zależy od średnicy drutu. Dla drutów wybranych do przygotowania klamer supersprężystych poziom sił generowanych przy odciążaniu wynosił od 10 do 16N. Cykliczne odkształcanie drutów w próbach zginania wykazało stabilność i powtarzal-



**RYS.3.** Pętle supersprężystości zarejestrowane podczas trójpunktowego zginania drutów NiTi o różnych średnicach.

**FIG.3.** The loops of superelasticity registered during three-point bending tests the NiTi wires with various diameters.



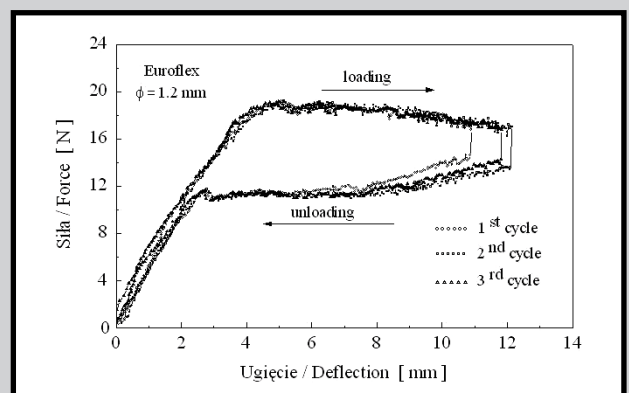
**RYS.2.** Pętle supersprężystości zarejestrowane podczas cyklicznego rozciągania i odciążania drutu NiTi o średnicy 1.2 mm.

**FIG.2.** The loops of superelastic behavior registered during cyclic loading and unloading of NiTi wire with diameter 1.2 mm.

(FIG.1). During cyclic loading and unloading these wires in the deformation range of about 8%, the characteristic superelastic loops were observed (FIG.2).

The curves of dependency the forces on the diffraction arrow registered during three-point bending and lengthening the wires of various diameters, also prove their good superelasticity (FIG.3). On the diagrams there is visible the plateau of forces in wide range of deformation, as well as during tension, as well during lightening the wires. The level of generated forces during martensitic transformation indicated by tensions and invert transformation, during lengthening, depends on the wire diameter. For the wires chosen for preparing the superelastic staples, the level of generated forces during lightening was between 16 to 10N. The cyclic wire deformation in the bending tests occurs the stability and recurrence of superelastic properties (FIG.4).

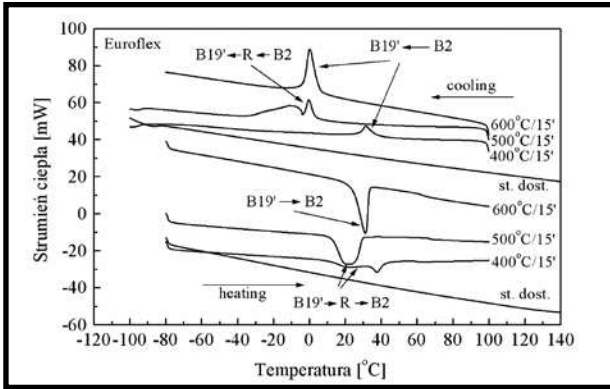
The staples for fixation of bone fractures were formed under the flame of gas burner at the same time bending their ends up using the pliers for forming the wires. From wires with diameter 1.3mm, 1.2mm and 1.1mm were formed the staples with the length of the span between 7 to 15 mm which bended ends have length from 4-6mm. The angles of end bending have 30 and 45° counting from rectangular staple shape. For raising the transformation temperature and for obtaining the superelastic properties



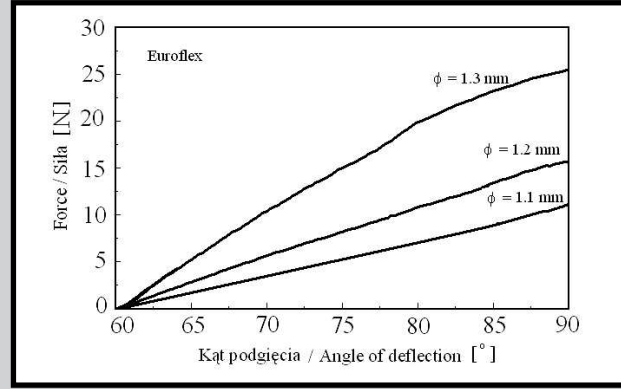
**RYS.4.** Powtarzalność własności supersprężystych podczas cyklicznego zginania drutu NiTi o średnicy 1.2 mm.

**FIG.4.** Repeatability of superelastic properties during cyclic bending of NiTi wire with 1.2mm diameter.





**RYS.5. Krzywe DSC zarejestrowane podczas chłodzenia i nagrzewania drutów NiTi.**  
**FIG.5. The DSC curves recorded during cooling and heating of NiTi wires.**



**RYS.6. Zależność sił supersprężystych klamer NiTi od kąta podgięcia końcówek.**  
**FIG.6. Dependency of forces of superelastic NiTi staples on angle of bending the ends.**

ność własności supersprężystych (RYS.4).

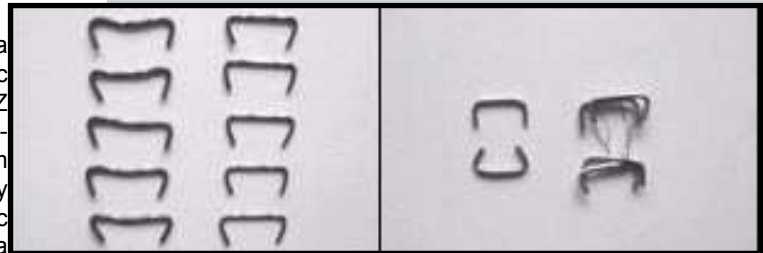
Klamry do zespołu złamań kości kształtowane na gorąco w płomieniu palnika gazowego podginając ich końcówki kleszczami do formowania drutów. Z drutów o średnicach 1.3mm, 1.2mm i 1.1mm uformowano klamry o długościach przęsła od 7 do 15mm z podgiętymi końcówkami o długości 4-6 mm. Kąty podgięcia końcówek wynosiły około 30 i 45° licząc od prostokątnego kształtu klamry. Dla podwyższenia temperatur przemian i uzyskania własności supersprężystych podczas odkształcania klamer w temperaturze pokojowej klamry wyżarzano w temperaturze 400°C w czasie 15 minut. Wpływ obróbki cieplnej na przemiany fazowe i ich temperatury charakterystyczne pokazano na krzywych DSC na RYSUNKU 5. Maksymalne siły supersprężystych klamer z drutów o różnych średnicach po odgięciu ich końcówek do 90° wynoszą od 10 do 25N (RYS.6).

Supersprężyste klamry NiTi użyte do eksperymentalnego zespalania złamań kości twarzy pokazano na RYSUNKU 7. Klamry z wklęsłym przęsłem potrzebne są do stabilizacji złamania szczęki. Na RYSUNKU 8 pokazano zestaw klamer NiTi z szablonami ze stali nierdzewnej potrzebny do precyzyjnego wywiercenia otworów w odłamach kostnych w celu uzyskania kompresyjnego zespolenia złamania. Poniżej pokazano dwa sposoby zakładania takiej samej klamry przy zespalaniu złamania kości jarzmowej. Na RYSUNKU 9 klamra ochłodzona w ciekłym azocie i odkształcona poniżej temperatury  $M_f$ , do kształtu prostokątnego szablonu jest wsuwana w otwory wywiercone w kości i odzyskuje kształt pod wpływem ciepła ciała, działając jako klamra pamięciowa. Taka sama klamra otwarta w temperaturze pokojowej, powyżej temperatury  $A_f$ , specjalnie zaprojektowanym, rozwierającym końcówki, narzędziem chirurgicznym może być łatwo wprowadzona do wywierconych otworów w kości jako klamra supersprężysta. Wycofanie narzędzia i wsunięcie klamry do otworów powoduje samoczynne, sprężyste podgięcie końcówek zapewniające docisk odłamów kostnych. Zakładanie klamry supersprężystej przy użyciu rozwieraka i kleszczy chirurgicznych na modelu podczas zespalania złamania kości jarzmowej pokazano na RYSUNKU 10.

Na RYSUNKACH 11 i 12 pokazano eksperymentalne zespolenie złamania kości jarzmowej i kości szczęki supersprężystymi klamrami NiTi.

## Podsumowanie

Supersprężyste klamry NiTi mogą być wykonane z do-



**RYS.7. Kształty supersprężystych klamer NiTi do zespalania stych klamer NiTi z szablonami złamań kości twarzy.**

**RYS.8. Zestawy supersprężystych klamer NiTi do zespalania stych klamer NiTi z szablonami złamań kości twarzy.**

during staples deformation at the room temperature, the staples were annealed in the temperature of 400°C in the time of 15min. The influence of thermal treatment on the phase transformations and their characteristic temperatures are shown on the DSC curves (FIG.5). The maximal forces value of superelastic staples made from the wires of different diameters after bending their ends to 90° were from 10 to 25 N (FIG.6)

The superelastic staples shapes used for experimental fixation of face fractures are visible on FIG.7. The staples with concave span are needed for stabilization of the jaw fracture. The set of superelastic NiTi staples with standard stainless-steel staples needed to precise drilling of holes in the bone fragments in order to obtain compression fixation of fracture is shown on the FIGURE 8. Below are shown two manners of installing the same staple during fixation of zygomatic bone fracture. On the FIGURE 9, the staple cooled in the liquid nitrogen and deformed below the  $M_f$  temperature, to the rectangular standard shape and is inserted into the holes drilled in the bone and recovered the shape under the influence of human body temperature acting like shape-memory staple. The same staple opened at the room temperature, above the  $A_f$  temperature, special designed, opening the ends by opening pliers can be easily inserted into bone drilled holes as the superelastic staple. Removing the clamping pliers and insertion the staple into drilled holes causes automatic, elastic bending the ends assuring clamping the bone fragments. Installation the superelastic staple by using the opening pliers and clamping pliers on the model during fixation of zygomatic bone fracture is shown on the FIGURE 10.

On the FIGURES 11 and 12 is shown experimental fixation of zygomatic bone fracture and jaw fractures by

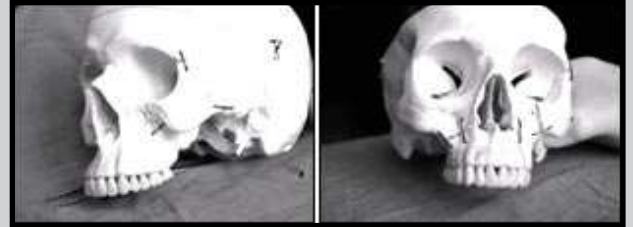


**RYS.9.** Wsuniecie klamry RYS.10. Zakładanie klam-  
pamięciowej odkształco- ry supersprężystej od-  
nej w niskiej temperatu- kształconej w temperatu-  
rze po ochłodzeniu jej w rze pokojowej rozwierają-  
ciekłym azocie. cymi kleszczami.  
**FIG.9.** Insertion the NiTi **FIG.10.** Installation the  
memory staple deformed NiTi superelastic staple  
in the low temperature deformed in the room  
after cooling it in liquid temperature by opening  
nitrogen. pliers.

starczonych drutów poprzez kształtowanie na gorąco i wy-  
żarzanie w temperaturze 400°C w czasie 15 minut. Klamry z  
drutów o małych średnicach mogą być użyte do zespalania  
kości twarzy jako klamry supersprężyste, które mogą być  
mechanicznie otwierane w temperaturze pokojowej przy  
użyciu kleszczy rozwierających końcówki i wprowadzone  
w otwory wywiercone w odłamach kostnych.

Podczas operacji, po odsłonięciu złamania, fragmenty  
kostne muszą być ustawione w prawidłowym położeniu  
anatomicznym. W kościach po obu stronach szczelin złamań  
wiertłem o średnicy zbliżonej do średnicy klamry trzeba  
wywiercić otwory do głębokości około 5mm w odległości  
odmierzonej przy użyciu prostokątnego szablonu ze stali  
nierdzewnej identycznego z pamięciową lub supersprężystą  
klamrą po odgięciu końcówek. Ponieważ w temperaturze  
pokojowej klamry mają podgięte końcówki do kąta około  
30°, przed wprowadzeniem klamry w wywiercone otwory  
kostne, końcówki muszą być odgięte do kształtu klamry  
szablonowej. Odgięcie klamry z pamięcią kształtu musi  
być wykonane w niskiej temperaturze, co jest możliwe  
po ochłodzeniu klamry w wysterylizowanej oziębionej soli  
fizjologicznej lub po oziębieniu w ciekłym azocie. O wiele  
łatwiej jest wprowadzić klamry supersprężyste, które mogą  
być mechanicznie odgięte w temperaturze pokojowej przy  
użyciu rozwierających szczypiec i implantowane w wywier-  
cone w kościach otwory.

Użycie klamer pamięciowych lub supersprężystych  
zamiast tytanowych płytek i śrub jest łatwiejsze i skraca  
czas operacji.



**RYS.11.** Zespolecie zła- RYS.12. Zespolecie zła-  
mania kości jarzmowej mania szczęki Le Fort I  
supersprężystymi klam- supersprężystymi klam-  
rami NiTi. ramami NiTi.  
**FIG.11.** Fixation of zygo- **FIG.12.** Fixation of Le  
matic bone fracture by Fort I face bone fractu-  
using superelastic NiTi re by superelastic NiTi  
staples. staples.

superelastic NiTi staples.

## Summary

NiTi superelastic staples can be produced from delivered  
wires by hot forming and then annealing at 400°C for 15 min-  
utes. Staples from the wire of a small diameter can be used  
for fixation of face bones fractures as superelastic staples  
which may be mechanically opened at room temperature  
with a pincer and inserted into the drilled bone holes.

During the operation, after uncovering the fracture, the  
bone fragments must be set in the anatomically correct posi-  
tion. In the bones on both sides of the fracture the holes must  
be drilled to the depth of approximately 5mm in a distance  
of a standard, rectangular stainless steel staple identical to  
the shape-memory or superelastic staple after straightening  
their ends. At the room temperature the staples have their  
ends bent at an angle of approximately 30°, before inserting  
a staple into the drilled holes the ends must be bent to the  
standard staple shape. The bending of the shape memory  
staples must be performed at the low temperature, which  
is possible after cooling the staple in sterilized iced saline  
or after cooling in liquid nitrogen. It is much easier to insert  
superelastic staples which may be mechanically opened at  
the room temperature with a opening pliers and implanted  
into the drilled bone holes.

The use of shape memory or superelastic NiTi staples  
instead of titanium plates and screws is easier and assure  
shortening of the operation time.

## Piśmiennictwo

- [1] L. G. Machado, M. A. Savi., Medical applications of shape memory alloys. Brazilian Journal of Medical and Biological Research 36 (2003) 683-691.
- [2] S. A. Shabalovskaya., Surface corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material. Biomed. Mater. Eng. 12 (2002) 69-109.
- [3] K. Otsuka., X. Ren. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. Progr. Mat. Sci. 50 (2005) 511
- [4] J. Drugacz, Z. Lekston, H. Morawiec, K. Januszewski., Use of TiNiCo Shape Memory Clamps in the Surgical Treatment of Mandibular Fractures. J. Oral Maxillofacial Surgery 53 (1995) 665-701.

## References

- [5] Z. Laster, A. D. MacBean, P. R. Ayliffe, L. C. Nawlands., Fixation of a frontozygomatic Fracture with a shape-memory staple. Brit. J. of Oral and Maxillofac. Surg. 39 (2001) 324-325.
- [6] P. G. Sysolyatin, V. E. Gyunter, A. V. Starokha, I. A. Makarova, S. P. Sysolyatin, V. N. Denisov, B. Q. Rahman., The use of Ni-Ti implants in maxillofacial surgery. Proceedings of the First International Conf. on Shape Memory and Superelastic Technologies. Pacific Grove, California, USA, 1994, 471-475.
- [7] S. D. Strackee, F. H. M. Kroon, K. E. Bos., Fixation methods in mandibular reconstruction using fibula grafts: A comparative study into the relative strength of three different types of osteosynthesis. Head and Neck, January 2001, 1-7.