

## CHARAKTERYSTYKA ORTOPEDYCZNYCH KLAMER ZE STOPU TiNiCo Z PAMIĘCIĄ KSZTAŁTU

Z. LEKSTON\*, B. WÓJCIK\*\*, H. MORAWIEC\*

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

\*\*ODDZIAŁ CHIRURGII URAZOWO-ORTOPEDYCZNEJ,  
SZPITAL MIEJSKI NR 1, 41-200 SOSNOWIEC, ZEGADŁOWICZA 3

### Streszczenie

Na podstawie analizy budowy układu kostnego narządów ruchu wytypowano szczególnie przypadki złamań w obrębie kończyn, które z powodów biomechanicznych mogą być skutecznie ustabilizowane na czas zrostu implantami NiTi z pamięcią kształtu. W indukcyjnym piecu próżniowym wytopiono i odlano stop TiNiCo o pożądanym składzie chemicznym, z którego po walcowaniu na gorąco i przeciąganiu uzyskano pręty i druty o różnych średnicach. Dobrano optymalne warunki obróbki cieplno-mechanicznej dla uzyskania półfabrykatów do przygotowania implantów odzyskujących kształt po wpływie ciepła ciała. Zaprojektowano i wykonano klamry do stabilizacji osteotomii klinowej kości piszczelowej oraz klamry o różnych rozmiarach do zespołów złamań drobnych kości ręki lub stopy. Zmierzono siły oddziaływań klamer podczas odzysku kształtu w temperaturze pokojowej i w 37°C.

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),160-163]

### Wstęp

Kompresyjne klamry z pamięcią kształtu wykonane ze stopów NiTi są najprostszymi i szeroko stosowanymi implantami do wewnętrznej stabilizacji złamań kości [1-4]. Najczęściej wykorzystuje się je w leczeniu różnych śródstawowych złamań kości. Ip i in. [5] zaproponowali użycie wewnętrznego implantu ze stopu NiTi z pamięcią kształtu w śródstawowych złamaniach paliczków. Badania biomechaniczne wykazały, że małe wewnętrzne implanty NiTi zapewniają osiową siłę dystrykcyjną w poprzek stawu i utrzymują palec w pożądanej, wyprostowanej pozycji. Czu i in. [6] przedstawili pozytywne wyniki leczenia śródstawowych złamań paliczków. Nie stwierdzono uszkodzeń lub obluźniania klamer, miejscowych reakcji tkankowych lub infekcji. Klamry usunięte po wyleczeniu złamań nie wykazywały śladów korozji. Badania histopatologiczne nie ujawniły żadnych znaków niepomyślnych efektów w otaczających tkankach.

Dotychczasowe, pozytywne wyniki zastosowań implantów ze stopów NiTi z pamięcią kształtu do zespołów złamań kości żuchwy, uzyskane w eksperymentalnych i klinicznych badaniach przeprowadzonych w Klinice Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Śląskiej Akademii Medycznej, pozwalają na przeniesienie tych doświadczeń na pozostałą część układu kostnego narządów ruchu [7].

### Materiał i metody badań

W badaniach wykorzystano stop Ti-48.7%atNi-1.3%atCo wytopiony w próżniowym piecu indukcyjnym. Pręty i druty uzyskano poprzez walcowanie na gorąco i przeciąganie do średnic pomiędzy 4 i 1 mm. Zastosowano różne tempera-

## CHARACTERIZATION OF ORTHOPAEDIC STAPLES FROM TiNiCo SHAPE MEMORY ALLOY

Z. LEKSTON\*, B. WÓJCIK\*\*, H. MORAWIEC\*

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

\*\*ODDZIAŁ CHIRURGII URAZOWO-ORTOPEDYCZNEJ,  
SZPITAL MIEJSKI NR 1, 41-200 SOSNOWIEC, ZEGADŁOWICZA 3

### Abstract

Based on the analysis of the structure of the skeletal system of motor organs specific cases of limb fractures which for biomechanical reasons can be successfully stabilized for the synostosis period with NiTi shape memory implants were singled out. The TiNiCo alloy of required chemical assay was smelted and cast in the induction vacuum furnace. Hot rolling and drawing were used to make rods and wires of different diameters. Optimum conditions for thermo-mechanical treatment, needed to obtain semi-finished products used to prepare implants regaining shape when influenced by the body heat, were established. Staples for the stabilization of cuneiform osteotomy of the tibial bone and staples of different sizes for the osteosynthesis of fractures of small hand or foot bones were designed and produced. Interaction forces were measured when the staples regained shape during heating at room temperature and at 37°C.

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),160-163]

### Introduction

Shape memory compression staples made from NiTi alloys are the simplest and widely used implants for internal stabilization of bone fractures [1-4]. They are most often used in the treatment of various intra-articular fractures of bones. Ip et al. [5] proposed the use of NiTi shape memory alloy internal implant for intra-articular fractures of phalanx. Biomechanical tests show that small internal NiTi implants provide axial distraction force across the finger joint and hold the finger in the desired right position. Chu et al. [6] reported that satisfactory results were obtained clinically for the treatment of intra-articular fractures. No case of breakage or loosening of the staples, local foreign body reaction or infection were observed. The staples removed after the fracture was healed showed no corrosion. Histological examination did not reveal any signs of adverse effects on the surrounding tissues.

Current positive use of NiTi alloy shape memory implants for treating mandible fractures obtained in experimental and clinical tests carried out in the Clinic of Maxillofacial Surgery of the Silesian Medical Academy allow to apply this kind of experience to the remaining part of the skeletal system of the motor organs [7].

### Material and methods

In the present study the vacuum induction melted Ti-48.7%atNi-1.3%atCo alloy was used. The rods and wires from ingot were obtained by hot-rolling and drawing to diameters between 4 and 1mm. Various temperatures and times of heat treatments to obtain the wires with the recovery temperature below body temperature were used. The

tury i czasy obróbki cieplnej dla uzyskania drutów z temperaturą odzysku kształtu poniżej ciepła ciała. Przebieg przemian fazowych i temperatury charakterystyczne rejestrowano metodą DSC po każdej obróbce cieplnej. Temperaturę i kąt odzysku kształtu drutów odkształconych w stanie martenzytycznym, po zanurzeniu ich w oziębionym, suchym lodem, alkoholu etylowym mierzono podczas nagrzewania. Siły kompresyjne klamer mierzono na maszynie Instron i na skomputeryzowanym stanowisku pomiarowym wyposażonym w tensometryczny przetwornik siły i transformatorowy czujnik przemieszczeń liniowych.

## Wyniki

Przyjęto, że zastosowanie klamer z pamięcią kształtu do wewnętrznego zespolenia złamaných kości powinno zapewnić stabilną osteosyntezę niektórych złamań. Wewnętrzne zespolenie umożliwia wcześnie rozpoczęcie usprawniania i rehabilitacji oraz ograniczenie skutków "choroby poźłamańowej" tj. obrzęków, zakrzepicy żyłnej, zaników mięśniowych, odwapnienia układu kostnego i przykurczów stawowych. Dotychczas stosowane wszczepy kostne spełniają te warunki lecz w niektórych, wybranych przypadkach implanty wykazujące pamięć kształtu mogą poprawić warunki fiksacji, zmniejszyć inwazyjność chirurgiczną i ułatwić zabieg operacyjny.

Wielu złamaniom towarzyszy uszkodzenie miejsc przyczepów struktur okołostawowych, jak: więzadeł, torebek stawowych i ścięgien warunkujących zbornosć stawu i transmisję siły mięśniowej. Właśnie w tych przypadkach, gdzie rozmiary fragmentów uszkodzonej tkanki kostnej uniemożliwiają stabilizację śrubą, płytą, drutem Kirsznera, choćby najmniejszych rozmiarów, wprowadzenie klamry z pamięcią kształtu zapewni pożądaną stabilność.

W kończynie górnej tego rodzaju implanty można zastosować w złamaniach guzka większego, nadkłykcia bocznego i przyśrodkowego kości ramiennej, wyrostka łokciowego, wyrostka rylcowatego kości promieniowej, złamaniach odstawowych i pozastawowych kości śródreżca, złamaniach odstawowych i trzonów kości paliczków.

W osteosyntezach kończyny dolnej implanty z pamięcią kształtu mogą znaleźć zastosowania w brzeźnych złamaniach kłykci kości piszczelowej, głowy strzałki, kostki przyśrodkowej i bocznej goleni, złamaniach kości piętowej i stępu, podstaw i przynasad dalszych kości śródstopia, śród-

courses of phase transitions and their characteristic temperatures were measured by DSC method for each heat treatment. The temperature and the shape recovery angle of the wires deformed in the martensitic state after immersing them in ethanol cooled down with the use of dry ice were measured during heating. Compression forces of staples were measured by Instron machine and on the computerized measuring point equipped with Hottinger force converter and Peltron linear displacement transducer.

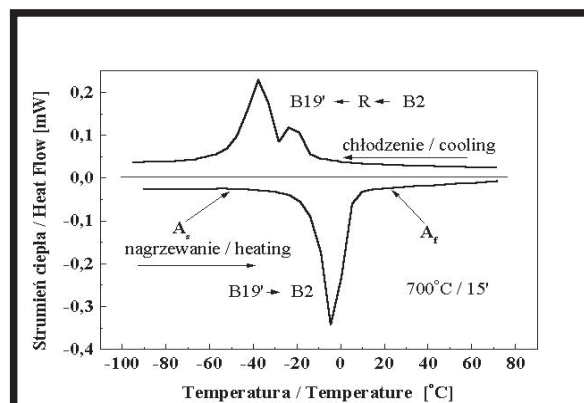
## Results and discussion

We assumed that the application of internal shape memory staples should allow for a stable osteosynthesis of some fractures. Internal fixation makes it possible to start an early rehabilitation and limit the side-effects of "the post-fractural disease" i.e. swellings, venous thrombosis, muscular atrophy, decalcification of the skeletal system and articular contractions. Bone implants used so far fulfill these conditions, however in some selected cases memory shape implants can improve fixation, diminish surgical invasiveness and facilitate the operation.

Many fractures are accompanied by the damage of the sites where periarticular structures such as ligaments, articular capsules and tendons conditioning articular coherence and transmission of muscular force are attached. In such cases where the size of the fragments of the damaged bone tissue inhibits the stabilization with the use of a screw, plate, Kirshner's wire even of the smallest dimensions the, introduction of shape memory staples will secure the required stability.

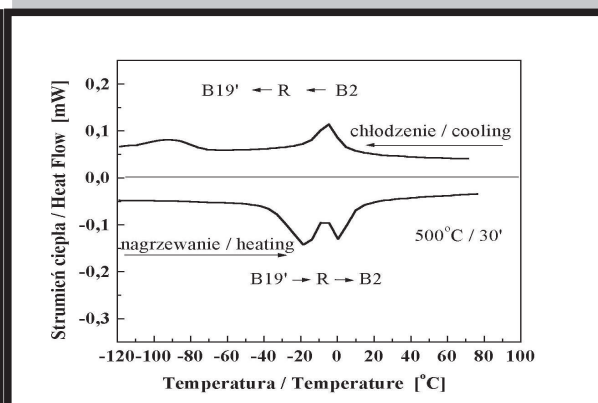
As far as fractures of upper limbs are concerned, this kind of implants can be used for fixing fractures of the larger nodule, lateral and medial epicondylus of the humeral bone, the olecranon, the styloid process of the radial bone, articular and extraarticular fractures of the metacarpal bones, intraarticular fractures of phalanx and fractures of phalanx shafts.

In the osteosynthesis of the lower limb shape memory implants can be used in the stabilization of fractures of lateral condyle of the tibia, in fractures of the head of the fibula, in fractures of shin medial and lateral bone, in fractures of calcaneal and tarsal bones, bases and distal metaphyses of other metatarsal bones, intra-articular fractures of phalanx and fractures of shafts of phalanx bones.

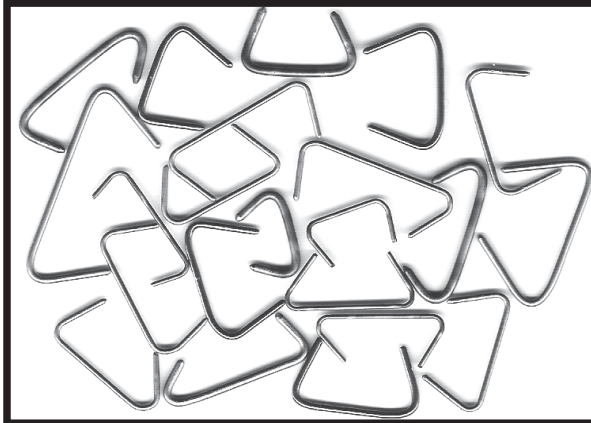


**RYS. 1.** Krzywe DSC drutów TiNiCo przesycanych z temperatury 700°C i wyżarzanych w 500°C w czasie 30 minut.

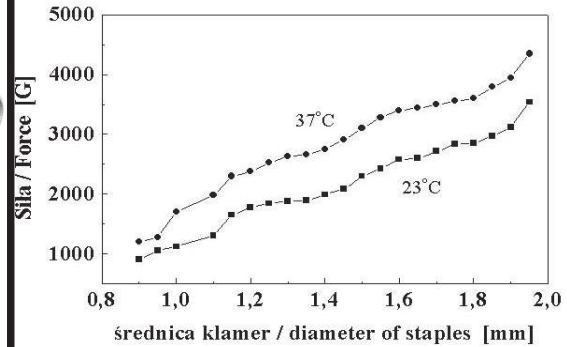
**FIG. 1.** DSC curves of the TiNiCo wires quenched from 700°C and annealed at 500°C.



For these applications various shape memory staples have been worked out. FIG.1 shows the courses of phase transitions after heat treatment of the TiNiCo alloy used for the preparation of staples. During heating the transitions course in desired temperature range. After annealing at 500°C the separation of B19' → R and R → B2 transitions is observed.

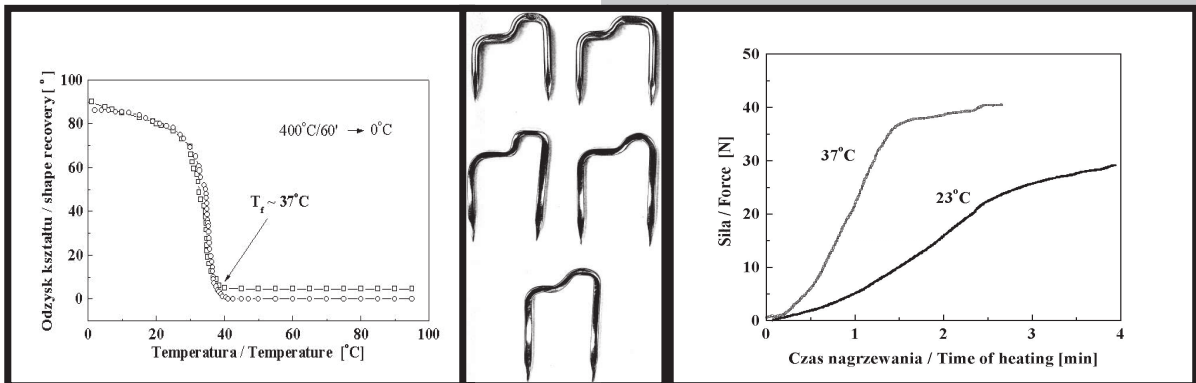


stawowych złamań i trzonów kości paliczków. Do tych zastosowań przygotowano różne klamry z pamięcią kształtu. Na RYS.1 przedstawiono przebieg przemian fazowych w stopie TiNiCo użyty do przygotowania klamry. Przy nagrzewaniu przemiany zachodzą w pożądanym



RYS. 2. Klamry z pamięcią kształtu i siły klamer wykonanych z drutów.

FIG. 2. Shape memory staples and forces of staples prepared from wires with various diameters, recorded at room temperature and at 37°C.



RYS. 3. Klamry z pamięcią kształtu do stabilizacji osteotomii kości piszczelowej, temperatury odzysku kształtu i zmiany sił podczas nagrzewania.

FIG. 3. Shape memory staples for fixation osteotomy of tibia, their temperature of shape recovery and changes of forces during heating.

zakresie temperatur. Widoczne jest rozdzielenie przemian B19'  $\leftrightarrow$  R i R  $\leftrightarrow$  B2 po wyżarzaniu w 500°C.

Najprostsze klamry kompresyjne wykonane z drutów o średnicach 1 do 2 mm mają proste lub pofalowane przęsło o długości 10 do 30 mm i podjęte pod kątem 70 do 45° końcówki o długości od 7 do 15 mm. Klamry o różnych kształtach i rozmiarach mogą być dobierane dla różnych przypadków złamań. Kształty i rozmiary klamer oraz siły klamer o jednakowej długości przęsła w zależności od średnicy drutu z którego zostały uformowane przedstawiono na RYS.2. o różnych średnicach zarejestrowane w temperaturze pokojowej i w 37°C.

Szczególnego typu wszczepy pamięciowe mogą znaleźć zastosowanie w stabilizacji osteotomii kierunkowych poprawiających oś kończyny i korygujących nabyte i wrodzone deformacje w obrębie układu ruchu, jak na przykład w osteotomiach kierunkowych kolana szpotawego i koślawego lub osteotomiach korygujących płaskostopie poprzeczne z paluchem koślawym. Efekt pamięci kształtu po dobranej obróbce cieplnej, klamry oraz ich siły kompresyjne i czas nagrzewania potrzebny do osiągnięcia maksymalnej siły w temperaturze pokojowej i w 37°C przedstawiono na RYS.3. Po wyżarzaniu w 400°C drut zgięty w stanie martenzytycznym do kąta 90°, całkowicie odzyskiwał wyprostowany kształt w temperaturze około 37°C. Siła ściskająca klamry odzyskującej kształt w tej temperaturze po dwóch minutach osiąga wartość około 40 N.

## Wnioski

· Klamry z badanego stopu TiNiCo odzyskują kształt pod

The simplest compression staples made from wires with the diameter from 1 to 2 mm have straight or corrugated span which is 10 do 30 mm long and has straight legs of 7 to 15 mm in length which are slightly bent at the angle of 70 to 45°. Staples of different shapes and sizes which can be selected for different types of fractures and the forces of staples with identical length of span prepared from wires with various diameters are shown in FIG. 2.

Shape memory implants of special type can be used in the stabilization of directional osteotomies aimed at the correction of the limb's axis as well as acquired and congenital deformations within the moving system, for example in directional osteotomies of the genu varum and genu valgum or osteotomies correcting transverse platypodia with hallux valgus. Shape memory effect, the staples and their compression forces and heating time needed to obtain maximum force at room temperature and at 37°C are shown at FIG.3. After annealing at 400°C, the wire bented to 90° in the martensitic state, fully recovered the straight shape at about 37°C. At this temperature the compression force of the staple reaches, after two minutes, the value of about 40N.



wpływem ciepła ciała można wykonać z drutów wyżarzanych w zakresie temperatur 400-500°C w czasie 30-60 minut.

· Z drutów o małych średnicach można wykonać implanty o różnych kształtach i rozmiarach wywierające pożądane siły potrzebne do wewnętrznej stabilizacji różnych złamań w układzie kostnym narządów ruchu.

· Klamry z pamięcią kształtu o większych rozmiarach można wykorzystać do wewnętrznej stabilizacji osteotomii kierunkowych.

## Piśmiennictwo

[1] Y. Chu., Orthopaedic applications of NiTi shape memory alloys in China. Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, California, (2000) 619-628.

[2] R. G. Tang, K. R. Dai, J. Q. Chen., Application of a NiTi staple in the metatarsal osteotomy. Bio-Medical Materials and Engineering 6 (1996) 307-312.

[3] J. Musiałek, P. Filip, J. Nieslanik., Titanium-nickel shape memory clamps in small bone surgery. Arch. Orthop. Trauma Surg. 117 (1998) 341-344.

[4] K. Dai, Y. Chu., Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China. Bio-Medical Materials and Engineering 6 (1996) 233-240.

## Conclusions

· Staples made of the tested TiNiCo alloy that regain shape being influenced by the body heat can be produced from the wire annealed in the temperature ranging from 400 to 500°C for 30-60 minutes.

· Wire of small diameter can be used for making implants of different shapes and sizes that exert required forces needed for internal stabilization of different fractures in the skeletal system of the motor organs.

· Shape memory staples of some size can be used for internal stabilization of directional osteotomies.

163

## References

[5] W. Y. Ip, C. H. Cheng, S. Cheung, P. H. Ho., Potential use of NiTi implant for intra-articular fracture of phalanx. European Cells and Materials, vol. 1 (2001) 63.

[6] Y. Chu, K. Dai, M. Zhu, X. Mi., Medical Application of NiTi Shape Memory Alloy in China. Proceedings of the International Symposium on Shape Memory Materials held in Kanazawa, Japan (1999). Materials Science Forum 327-328 (2000) 55-62.

[7] 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.

## BIOZGODNE POWŁOKI TiN NA POLIURETANIE; MIKRO-STRUKTURA I WŁAŚCIWOŚCI

R.MAJOR\*, E.CZARNOWSKA\*\*, R.KUSTOSZ\*\*, J.M.LACKNER\*\*\*\*, W.WALDHAUSER\*\*\*\*, P.LACKI\*\*\*\*, B.MAJOR\*

\*INSTYTUT METALURGII I INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ POLSKA AKADEMIA NAUK W KRAKOWIE, KRAKÓW, POLSKA  
NMMAJOR@IMIM-PAN.KRAKOW.PL

\*\*INSTYTUT MATKI I DZIECKA, ODDZIAŁ PATOLOGII, WARSZAWA, POLSKA

\*\*\*FUNDACJA ROZWOJU KARDIOCHIRURGII, ZABRZE, POLSKA

\*\*\*\*JOANNEUM RESEARCH FORSCHUNGSGESELLSCHAFT MBH, LASER CENTER LOEBEN, AUSTRIA

\*\*\*\*\*POLITECHNIKA CZĘSTOCHOWSKA, CZĘSTOCHOWA, POLSKA

[Inżynieria Biomateriałów, 47-53,(2005),163-167]

### Wstęp

Poliuretan stosowany jest klinicznie między innymi jako materiał kontaktujący się z krwią [1,2]. Nie ma jednak polimeru obojętnego na działanie czynników chemicznych i mechanicznych organizmu ludzkiego. Większość polimerowych biomateriałów degraduje, ponieważ czynniki organizmu ludzkiego atakują biomateriały w sposób bezpośredni lub poprzez interwencję czynników zewnętrznych. Niezbędna jest zatem zmodyfikacja warstwy wierzchniej biomateriału poliuretanowego w celu oddzielenia go od środowiska tkanek. Azotek tytanu (TiN) jest rozważany jako potencjalny materiał do kontaktu z krwią. Celem pracy było naniesienie azotku tytanu o bardzo dobrych właściwościach mechanicznych i biologicznych na podłoże poliuretanowe [3, 4] i przeprowadzenie kompleksowej diagnostyki struktural-

## BIOCOMPATIBLE TiN COATINGS ON POLYURETHANE; MICRO-STRUCTURE AND PROPERTIES

R.MAJOR\*, E.CZARNOWSKA\*\*, R.KUSTOSZ\*\*, J.M.LACKNER\*\*\*\*, W.WALDHAUSER\*\*\*\*, P.LACKI\*\*\*\*, B.MAJOR\*

\*POLISH ACADEMY OF SCIENCES, INSTITUTE OF METALLURGY AND MATERIALS SCIENCES, CRACOW, POLAND,  
NMMAJOR@IMIM-PAN.KRAKOW.PL

\*\*THE CHILDREN MEMORIAL HEALTH INSTITUTE, DEPARTMENT OF PATHOLOGY, WARSAW, POLAND

\*\*\*FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT, ZABRZE, POLAND

\*\*\*\*JOANNEUM RESEARCH FORSCHUNGSGESELLSCHAFT MBH, LASER CENTER LOEBEN, AUSTRIA

\*\*\*\*\*CZESTOCHOWA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, CZESTOCHOWA, POLAND

[Engineering of Biomaterials, 47-53,(2005),163-167]

### Introduction

Polyurethane is in clinical use as a blood contacting material [1,2]. No polymer is totally impervious to the chemical process and mechanical action of the body. Generally, polymeric biomaterials degrade, because body constituents attack the biomaterials directly or through other device components, sometimes with the intervention of external factors. Thus it was necessary to modify the surface to separate PU from body fluids. Titanium nitride (TiN) is regarded as a potential biomaterial for blood-contact applications, thus, the aim of the work was to deposit TiN on PU [3,4].