

*Krasicka-Cydzik Elżbieta, Mstowski Janusz, Ciupik F. Lechosław<sup>1</sup>*

### **Materiały implantowe: stal a stopy tytanu**

**Streszczenie:** W pracy porównano własności fizyko-chemiczne i użytkowe najczęściej stosowanych stopów implantowych: stali implantowych i stopów tytanu. W oparciu o wymienione zalety i wady dwóch materiałów wskazano na optymalne zastosowania wymienionych stopów przy operacyjnym leczeniu schorzeń kręgosłupa. Zwrócono uwagę na potencjalne zagrożenia jakie mogą wystąpić podczas eksploatacji implantów z metalowych materiałów implantowych.

Postęp implantologii wymusza zastosowanie materiałów spełniających wielorakie wymagania w zakresie biofunkcyjności przy zachowaniu pełnej biotolerancji implantu w organizmie człowieka.

Wszystkie aktualnie stosowane stale implantowe cechują:

- dobre właściwości wytrzymałościowe,
- odpowiedni skład chemiczny i struktura gwarantująca dobrą odporność na korozję,
- bardzo dobre właściwości technologiczne umożliwiające zastosowanie zaawansowanych procesów kształtowania i wykończenia powierzchni.

Doskonalenie właściwości stali implantowych, począwszy od stosowanych najwcześniej stali nierdzewnych typu AISI 316, zmierzało w ostatnich dziesięcioleciach głównie do obniżenia ich podatności na korozję w środowisku organizmu człowieka. Znaczny wzrost odporności na korozję, uzyskany po wprowadzeniu dodatku molibdenu ( stal 316 L ), związany był ze stabilizacją związków chromu tworzących warstwę pasywną na powierzchni stali w obecności jonów chlorkowych. Było to tym bardziej istot-

ne, że korzystne oddziaływanie dodatku molibdenu dotyczyło głównie wzrostu odporności na korozję szczelinowo-wżerową, w pierwszym rzędzie odpowiedzialną za degradację wieloelementowych systemów implantów [1]. Dalszy postęp jakości stalowych materiałów implantowych przyniosło wprowadzenie stali Sandvik 316 LVM o bardzo niskiej zawartości zanieczyszczeń po zastosowaniu próżniowej technologii topienia oraz stali Sandvik REX 743 z podwyższoną zawartością azotu, o lepszych właściwościach mechanicznych. Wymienionym stalom implantowym pod względem składu chemicznego i zespołu właściwości użytkowych odpowiada stal 00H17N14M2A produkowana przez Hutę Baildon w Katowicach. ( tabl.1 i 2 ). Ogromny postęp w ulepszaniu stalowych materiałów implantowych nie zmniejszył jednak zagrożenia wystąpienia korozji o charakterze zużycia frettingowego w złożonych systemach implantów kręgosłupowych. Obserwowane ciągle [ 2] przypadki uszkodzeń korozyjnych w węzłach połączeń elementów współpracujących w stanie dynamicznych obciążeń skierowały uwagę ku materiałom o znacznie wyższej odporności na korozję

---

<sup>1</sup> Elżbieta Krasicka-Cydzik, Lechosław F. Ciupik, Janusz Mstowski, LfC Sp. z o.o. Zielona Góra, Prezes: Lechosław F. Ciupik.

ne przy niemal dwukrotnie niższym  
ciężarze właściwym,

- ◆ większa niż w przypadku innych biomateriałów elastyczność ułatwiająca kości sąsiadującej z implantem pełnienie jej nośnej funkcji
- ◆ zdolność osteointegracji ułatwiająca wrastanie tkanki kostnej,
- ◆ możliwość zastosowania implantów tytanowych jako długookresowych - nie wymagających usunięcia z organizmu przez co najmniej 20 lat,
- ◆ możliwość diagnozowania i rehabilitacji pacjentów za pomocą nowoczesnych technik diagnostyczno - terapeutycznych ( metody rezonansowe)
- ◆ wzrastająca dostępność tytanu i jego stopów na rynku po wprowadzeniu nowych metod metalurgicznych i technologii obróbki.

Stosowanie stopów tytanu wiąże się z występowaniem nielicznych wad, w tym: z większą w porównaniu ze stałą implantową podatnością na korozję frettingową i wyższą ceną. W odróżnieniu od stali implantowych produkty ścierania warstwy powierzchniowej, zwłaszcza elementów pracujących w warunkach znacznego obciążenia i związane z tym przenikanie niewielkich ilości materiału do tkanki nie ma podłoża toksycznego i nie prowadzi do infekcji.

- ◆ bardzo wysoka biotolerancja, związana z dużą odpornością na korozję
- ◆ wyższa niż dla stali implantowej odporność na korozję wżerowo-szczelinową
- ◆ zdolność do repasywacji uszkodzeń powierzchniowych w środowisku wilgotnym i zawierającym tlen,
- ◆ bardzo korzystne w porównaniu do stali implantowej właściwości mechaniczne

*Tabela.1. Skład chemiczny wybranych stopów implantowych [3-5]*

[illegible]

O własnościach mechanicznych metali implantowych decyduje wiele czynników:

- skład chemiczny,
- struktura,
- sposób wytwarzania.

Aktualnie wytwarzane metale implantowe charakteryzują się bardzo dobrymi własnościami mechanicznymi np. austenityczne stale implantowe mają  $R_m > 900$  MPa, stopy tytanu  $R_m > 1000$  MPa przy jednoczesnym zachowaniu wysokiej biologiczności. W tablicy 2 zestawiono wybrane własności mechaniczne metalowych stopów stosowanych do wytwarzania implantów kręgosłupowych. Podane wartości odpowiednich wskaźników własności mechanicznych wynikają z: postaci (pręt, płaskownik, blacha), wymiarów (średnica, grubość) oraz przeróbki hutniczej (obrób-

ka na zimno lub na gorąco). Wyższe wartości wskaźników wytrzymałościowych ( $R_m$ ) odnoszą się odpowiednio do półfabrykatów o mniejszym przekroju i obrabianych na zimno.

Z materiałów implantowych wytwarzane są wszczepy o różnorodnym zastosowaniu:

- kostne (haki, śruby),
- belki nośne (pręty kręgosłupowe),
- stabilizujące (płytki, łączniki).

Wypełniają różne funkcje i poddawane są złożonym i zmiennym obciążeniom, stąd wybór materiału na te implanty należy poprzedzić wnikliwą analizą wspomnianych czynników. W tablicy 3 zestawiono implanty kręgosłupowe, ich funkcje, charakter i wielkość obciążeń oraz zalecane materiały.

Tablica 2. Zestawienie wybranych właściwości mechanicznych

| Materiał                                   | Granica wytrzymałości $R_m$ [MPa] | Granica plastyczności $R_{0,2}$ [MPa] | Moduł sprężystości $\times 10^3$ [MPa] | Wydłużenie $A_5$ [%] | Przewężenie $Z$ [%] |
|--------------------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------|----------------------|---------------------|
| stal implantowa 316 L                      | 490                               | 400                                   | 193                                    | 45                   |                     |
| stal implantowa 316 LVM                    | 740<br>1460*                      | 430<br>840                            | 200                                    | 30<br>4*             |                     |
| stal implantowa 00H17N14M2                 | 960÷1010                          | 700÷912                               | -                                      | 17                   | -                   |
| tytan                                      | 550÷600                           | 300÷480                               |                                        | 15                   | 25                  |
| Ti-6Al-4V ELI                              | >900-1160                         | >830                                  | 95                                     | 8 -10                | >25                 |
| Ti-6Al-7Nb                                 | >900                              | >800                                  | 103÷113,8                              | 10÷12                | 25÷35               |
| kość                                       |                                   |                                       | 16,5                                   |                      |                     |
| * materiał po obróbce plastycznej na zimno |                                   |                                       |                                        |                      |                     |

Tablica 3. Implanty kręgosłupowe, funkcje, obciążenia, materiały

| Implant | Funkcje      | Obciążenie  |                              | Materiały           |                             |
|---------|--------------|-------------|------------------------------|---------------------|-----------------------------|
|         |              | charakter   | siła [N]<br>naprężenia [MPa] | stale austenityczne | stopy tytanu                |
| Hak     | korekcja     | zginanie    | $\frac{2500}{850}$           | zalecane            | zalecane                    |
| Śruba   | repozycja    | rozciąganie | $\frac{1100}{900}$           | zalecane            | zalecane                    |
|         | korekcja     | zginanie    | $\frac{750}{900}$            |                     |                             |
|         | stabilizacja |             |                              |                     |                             |
| Pręt    | korekcja     | rozciąganie | $\frac{1500}{800}$           | zalecane            | <sup>*)</sup> nie zalecane  |
|         | stabilizacja | zginanie    |                              | zalecane            | <sup>**)</sup> ograniczenie |

<sup>\*)</sup> pręty wykonane z Ti-6Al-4V nie zaleca się kształtować wstępnie i śródoperacyjnie

<sup>\*\*)</sup> krótkie pręty w układach o krótkoodcinkowej stabilizacji, nie wymagające śródoperacyjnego zginania

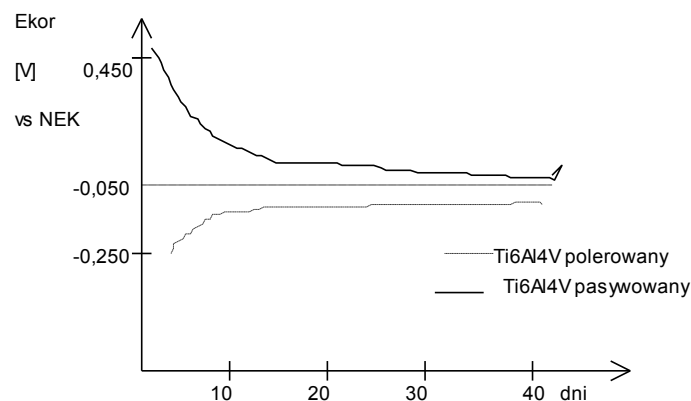
Dwa omawiane rodzaje biomateriałów: stale implantowe i stopy tytanu różni sposób obróbki powierzchniowej.

W przypadku stali implantowych [3-7] wymagana jest obróbka elektrochemiczna obejmująca zabieg elektropolowania i pasywacji. Ponadto proponuje się szereg metod uszlachetniających polegających na wytwarzaniu lub nakładaniu warstw: azotkowych, diamentopodobnych, apatytowych lub innych za pomocą zaawansowanych technologii (laserowej, implantacji jonowej i metod zol-żel, PVD lub CVD). Każdy z wymienionych sposobów uszlachetniania poprawia parametry określające podatność stali implantowych na korozję lokalną, chociaż niekiedy w stopniu niewspółmiernym do poniesionych nakładów. Stale implantowe w dalszym ciągu poddawane są intensywnym badaniom udoskonalenia ich odporności na niszczenie korozyjne w systemach implantów.

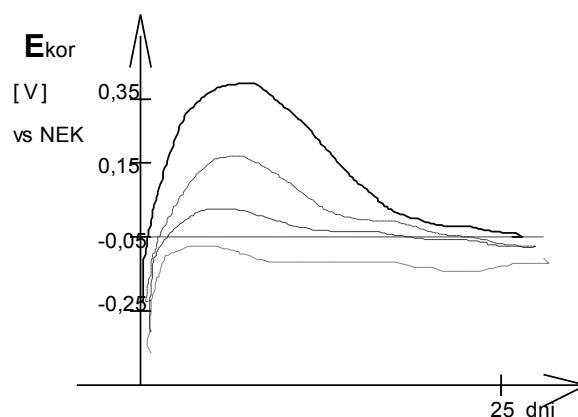
W przypadku stopów tytanu przy wykończeniu powierzchni stosowane jest najczęściej polerowanie do połysku lustrzanego a z innych metod uszlachetniania pasywowanie [3-8], anodowanie

[3,5,6,8], azotowanie [9-12], zabiegi laserowe [11-12] i nakładanie powłok specjalnych, np. hydroksyapatytowych [15-18]. Normy [3,6,7] wymagają polerowania elementów tytanowych, między innymi za pomocą wygładzania strumieniowego i kulkowania. W literaturze natomiast [18,19] zalecane jest wykończenie powierzchni stopów tytanu przez szlifowanie lub piaskowanie oraz pozostawienie powłoki tlenkowej uzyskanej w trakcie wyżarzania na powietrzu w temperaturze 400°C z uwagi na pozytywną reakcję tkanki kostnej na kontakt z tego typu powierzchnią (osteointegracja). Wszystkie wymienione sposoby wykończenia powierzchni stopów tytanu wytwarzają na niej warstwę tlenku tytanu TiO<sub>2</sub>, mniej stabilną elektrochemicznie od warstwy Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> na stopach glinu, jednak trwałą aż do potencjału 2, 6 lub 7,5 V [18,19] zależnie od środowiska. Zaobserwowano przy tym, że stosowane sposoby uszlachetniania nie mają tak znaczącego wpływu na wzrost odporności korozyjnej tytanu, jaki występuje w przypadku stali implantowej. Po około 25 dniach próbki tytanu i stopu Ti6Al4V niezależnie od spo-

sobu wykończenia powierzchni osiągają 24] (rys.1 i 2).  
zblizone wartości potencjału korozji [23,



Rys.1 Potencjały korozji dla stopu Ti6Al4V z różną obróbką powierzchniową



Rys.2. Potencjały korozji dla tytanu o różnej obróbce powierzchniowej  
polerowane mech., obróbka 30% HNO<sub>3</sub> 15 min 60C sterylizacja parą  
polerowane mech., gotowanie 30 min w 3,5% NaCl, sterylizowane  
polerowane mechanicznie, HNO<sub>3</sub> 30%, niesterylizowane

Tytan anodowany [8, 20,21] stanowi materiał o 10-krotnie grubszej powierzchniowej warstwie tlenkowej (odpowiednio 41 Å bez warstwy i 436 Å po pasywacji i anodowaniu), uzyskanej w wyniku dodatkowej obróbki tytanu polerowanego. Potencjał stacjonarny  $E_{kor}$  tytanu po anodowaniu wzrastał w kierunku wartości odpowiadających tworzywom bardziej szlachetnym i w roztworze 0,9% NaCl

o pH 7,4 wynosił względem NEK odpowiednio [8]: -138 mV+26mV dla tytanu niepasywowanego, -104 mV +23mV dla tytanu po pasywacji i +34 mV +17mV dla tytanu anodowanego.

Literatura [20, 22-23] podaje zbliżone wartości potencjału stacjonarnego  $E_{kor}$  dla tytanu i jego stopów w roztworach soli chlorkowych, wynoszące około -50mV względem NEK, niezależnie od zastosowania

wanej obróbki powierzchniowej. Potencjały przebicia  $E_{\text{przeb}}$  warstw pasywnych tytanu i jego stopów w procesach korozji lokalnej (wżerowej i szczelinowej) określone metodami polaryzacyjnymi wynoszące :

Ti w roztworze Cl - > 10 V [20],  
2,4 V [22],  
2 V [27],  
9V [25]

Ti w roztworze Br-, F - > 5 V [24]

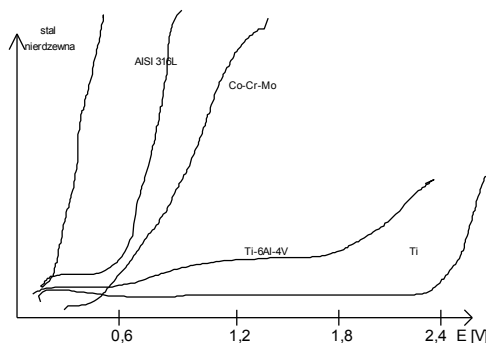
Ti6Al4V w roztworze Cl-> 5,9 V wg [29],

znacznie przewyższały odpowiednie wartości dla innych pasywujących się tworzyw, w tym także potencjały przebicia stali implantowej 316L (wynoszące w roztworach chlorków 0,36 - 0,55 V vs NEK ).

W wyniku procesów azotowania tytanu i jego stopów [9,11,12] uzyskano przede wszystkim poprawę jego właściwości tribologicznych i korozyjnych a ponadto zmianę zabarwienia powierzchni: cechę istotną ze względów użytkowych.

Tablica 3. Ekor i Eprzeb dla wybranych metalowych materiałów implantowych.

| Material                            | Stan powierzchni                                     | Ekor<br>[mV] vs NEK                          | Eprzeb<br>[mV] vs NEK                      | Literatura                                       |
|-------------------------------------|------------------------------------------------------|----------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------------|
| Stal implantowa<br>316 L<br>316 LVM | szlifowana<br>elektropolerowana<br>pasywowana        | -180<br>-140 +40<br>-400 +400                | +350<br>+200 +300<br>+130 +1140            | [bad.własne]<br>[25]<br>[28]                     |
| 00H17N14M2                          | szlifowana<br>elektropolerowana<br>z warst. diament. | -200 -40<br>-150 -20<br>-                    | 350<br>550<br>900                          | [bad.własne]<br>[bad.własne]                     |
| Tytan                               | polerowany<br>pasywowana<br>anodowany                | -130<br>-104 +50<br>+30 - +80<br>-520 - +200 | 2000 - 2400<br>2200<br>2400<br>1000 - 9000 | [27],[23],[8]<br>[badania własne]<br>[8]<br>[26] |
| Ti6Al4V                             | polerowana<br>pasywowana<br>anodowana                | -138<br>-540 +260<br>-106                    | >5900<br>1100 - 5850<br>>1900              | [27]<br>[28]<br>[25]                             |



Rys.3. Przebieg polaryzacji anodowej metalicznych stopów implantowych [25, bad.własne].

[illegible]

Hydrogen determined using inert gas fusion thermal conductivity method.

Ryc.4. Załączniki związane z jakością materiałów implantowych (certyfikaty).

|                                                                                |                                                                           |                                                                                            |                     |
|--------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------|
| LFC<br>Zielona Góra                                                            | NORMA ZAKŁADOWA                                                           |                                                                                            | ZN-95/BMLfC - 000/1 |
|                                                                                | Implanty kręgosłupowe<br>System <b>DERO</b><br>Stal odporna na korozję    |                                                                                            |                     |
| <i>Implants for Spinal Surgery<br/>System DERO Wrought stainless<br/>steel</i> | <i>Implants vertebrales<br/>System DERO<br/>Acier à forger inoxydable</i> | <i>Implantate zur Wirbelsäulen-<br/>Chirurgie<br/>System DERO<br/>Nichtrostender Stahl</i> |                     |

|                                                                     |                                                                         |                                                                        |                    |
|---------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|--------------------|
| LfC<br><br>Zielona Góra                                             | NORMA ZAKŁADOWA                                                         |                                                                        | ZN -93/BMLfC - 001 |
|                                                                     | Implanty kręgosłupowego systemu "DERO"<br>wyroby, wymagania, pakowanie  |                                                                        |                    |
| Implants of Spinal System "DERO"<br>products, requirements, packing | Implants vertebrales du Systeme "DERO"<br>Produits, exigence, emballage | Implanty kręgosłupowego Systemu "DERO"<br>Wyroby, wymagania, pakowanie |                    |

|                                                  |                                                                            |                                                                           |                   |
|--------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| LfC<br><br>Zielona Góra                          | NORMA ZAKŁADOWA                                                            |                                                                           | ZŃ-97/BMLfC-000/2 |
|                                                  | Implanty kręgosłupowego systemu DERO - TYTAN<br>Tytan i jego stopy         |                                                                           |                   |
| Implants of Spinal System DERO - TYTAN Materials | Implants vertebrales du Systeme DERO - TYTAN Produits, exigence, emballage | Implanty kręgosłupowego Systemu DERO - TYTAN Wyroby, wymagania, pakowanie |                   |

|                                                                   |                                                                              |                                                                      |                   |
|-------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|-------------------|
| LfC<br><br>Zielona Góra                                           | NORMA ZAKŁADOWA                                                              |                                                                      | ZN-97/BMLfC-001/2 |
|                                                                   | Implanty kręgosłupowego systemu DERO - TYTAN<br>wyroby, wymagania, pakowanie |                                                                      |                   |
| Implants of Spinal System DERO<br>Products, requirements, packing | Implants vertebrales du Systeme DERO<br>Produits, exigence, emballage        | Implanty kręgosłupowego Systemu DERO<br>Wyroby, wymagania, pakowanie |                   |

|                                                  |                                                      |                                                       |                    |
|--------------------------------------------------|------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------|
| <b>LfC</b><br><br>Zielona Góra                   | NORMA ZAKŁADOWA                                      |                                                       | ZN -93/BMLfC - 002 |
|                                                  | Implanty kręgosłupowego systemu "DERO"<br>badania    |                                                       |                    |
| <i>Implants of Spinal System "DERO" testings</i> | <i>Implants vertebrales du Systeme "DERO" etudes</i> | <i>Implanty kręgosłupowego systemu "DERO" badania</i> |                    |

Ryc.5. Załączniki związane z metodami badań materiałów i implantów (normy).



## Wnioski

1. Materiałom implantowym stawiane są różnorodne, wysokie, przeciwstawne wymagania:
  - ♦ wysoka biotolerancja,
  - ♦ duża wytrzymałość,
  - ♦ dobre własności technologiczne (łatwość obróbki i wykańczania powierzchni).
2. Biomateriały grupy tytan i stopy w porównaniu z biomateriałami typu stale austenityczne wyróżnia:
  - ♦ bardzo wysoka biotolerancja, w tym zwłaszcza odporność na korozję wewnątrz-szczelinową,
  - ♦ wysoka wytrzymałość ( $R_m > 900$  MPa) i bardzo wysoka wytrzymałość względną:
 
$$\left( \frac{\text{wytrzymałość } R_m}{\text{gęstość } \delta} \geq 20 \div 30 \right),$$
  - ♦ zdolność osteointegracji,
  - ♦ możliwość diagnozowania pacjentów za pomocą nowoczesnych technik (metody rezonansowe).
3. Wykorzystanie stopów tytanu na implanty kręgosłupowe tworzące wieloelementowe systemy korekcyjno-stabilizujące ogranicza:
  - ♦ podatność na korozję frettingową w mechanicznych węzłach połączeń „implant-implant”,
  - ♦ mniejsza wytrzymałość i twardość zamocowania dociskowego w węzłach połączeń „implant-implant” (łatwy poślizg na powierzchni styku),
  - ♦ mniejsza możliwość śródoperacyjnych czynności korekcyjnych przez kształtowanie (gięcie, prostowanie) nośnych belek kręgosłupowych, co jest powszechnie wykonywane podczas leczenia skrzywień i niektórych urazów,
  - ♦ wyższa cena.

## Piśmiennictwo

1. **Marciniak J.:** *Biomateriały w chirurgii kostnej*, Wyd. Politechniki Śląskiej, 1992.
2. **Ciupik L. i inni:** Metalowe implanty kręgosłupowe; techniczne aspekty biotolerancji, 2 Sympozjum DERO, Zakopane, 1997.
3. **BS 7254.Part 2, 1990:** *Specification for general requirements for materials and finish.* ASTM F 86 - 84: *Standard Practice for Surface Preparation and Marking of Metallic Surgical Implants.*
4. **BS 7254 Part 3.1990:** *Recommendation for care and handling.*
5. **ISO 5832 - 2.** *Implants for surgery - Metallic materials. Part 2. Unalloyed titanium.* ASTM F 67 - *Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical Implant Application.*
6. **ISO 5832 - 3.** *Implants for surgery - Wrought titanium - 6 aluminium - 4 vanadium alloy.* ASTM F - 136 - *Specification for Titanium - 6Al-4V ELI Alloy for Surgical Implant Applications.*
7. **ISO 5832 - 11** *Implants for surgery - Wrought titanium 6-aluminium 7 niobium alloy.* ASTM F - 1295 - *Specification for Titanium 6Al-7Nb Alloy for Surgical Implant Applications.*
8. **Ong J.L. i inni:** *Electrochemical corrosion analyses and characterization of surface-modified titanium*, Applied Surface Science, 72 (1993), 7-13.
9. **Panajoti T. A., Soloviev G.W.:** *Metallovedeniye i termicheskaya obrabotka*, nr 9, 1992.
10. **Magrini M. i inni:** *Characteristic and corrosion behaviour of Ti6Al4V alloy nitrided by pulse laser*, La Metallurgia Italiana, Vol. 84, No 7-8 (1992).
11. **Mańkowski J., Flis J.:** *Korozja na profilach głębokości warstw azotowanych na stalach i tytanie*, Korozja 93, Konf. IChF PAN, W-wa 1993.
12. **Johansson C.B. i inni:** *Commercially pure titanium and Ti6Al4V implants with*

- and without nitrogen-ion implantation, *J. of Materials Science, Materials in Medicine*, 4 (1993), 132-142.
- 13. Malakondaiah G., Nicolas T.:** *The Influence of Laser Glazing on Fatigue Crack Growth in Ti24Al11Nb*, *Metallurgical and Materials Science Transactions A*, Vol. 25A, Jan.1994, p.183-192.
- 14. Akgun O.V., Inal O.T.:** *Laser Surface Modification of Ti6Al4V Alloy*, *Journal of Materials Science* 29 (1994), 1159-1168.
- 15. Caja V.L. i inni:** *The effect of bead diameter on the accuracy of two current techniques used to quantify bone ingrowth in porous-coated implants*, *ibid*, 5 (1994), 29-32.
- 16. Panjian Li i inni:** *Bonelike Hydroxyapatite Induction by a Gel-Derived Titania on a Titanium Substrate*, *J.Am.Ceram.Soc.* 77 (5) 1307-12 (1994).
- 17. Burr D.B. i inni:** *Histomorphometric assesment of the mechanisms for rapid ingrowth of bone to HA/TCP coated implants*, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol.27, 645-653 (1993).
- 18. Jie Weng i inni:** *Thermal decomposition of hydroxoapatite structure induced by titanium and its dioxide*, *Journal of Materials Science Letters* 13 (1994), 159-161.
- 19. Schutz R.W.:** *Understanding and Preventing Crevice Corrosion of Titanium Alloys -Part I*, *Materials Performance*, t.31, No 10, 1992.
- 20. Cassillas i inni:** *Pitting corrosion of Titanium*, *Journal Electrochem.Soc.* Vol.141, No.3, 1994.
- 21. Shibata T., Zhu Yao-Can:** *The effect of flow velocity on the pitting potential of anodized titanium* - *Corrosion Science*, Vol.37, No 2, s.343.
- 22. Fraker A.C. i inni:** *Surface preparation and corrosion behaviour of titanium alloys for surgical implants*, *Corrosion and Degradation of Implant Materials*, ASTM STP 684, 1978.
- 23. Hu D., Loretto M.H.:** *Microstructural characterisation of a gas atomized Ti6Al4V-TiC composite*, *Scripta Metallurgica et Materialia*, Vol.31, No.5. pp.543-548, 1994.
- 24. Pr. zbior. pod red. Szymańskiego:** *Biominalizacja i biomateriały Tytan i jego stopy*- str.188. PWN, W-wa 1991.
- 25. Luckey H. A., Kubli Jr F.:** *Titanium Alloys in Surgical Implants*, ASTM STP 796, 1981.
- 26. Bundy K. J.:** *Corrosion and Other Electrochemical Aspects of Biomaterials*, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1994, Vol 22, Iss 3-4, pp 139-251.
- 27. Seah K.H.W., XChen:** *A comparison between the corrosion characteristics of 316 Stainless Steel, solid Titanium and porous Titanium*, *Corrosion Science*, Vol.34, No 1 1841-1851, 1993.
- 28. Magnin J.P. i inni:** *Preparation of porous materials by bacterially enhanced corrosion of Fe in Iron-titanium hot-pressed plates*, *Materials Science and Engineering A189* (1994) 165-172.
- 29. Brauner H.:** *Corrosion resistance and biocompatibility of physical vapour deposition coatings for dental applications*, *Surface and Coating Technology*, 62 (1993), 618-625.
- 30. Atesty materiałów implantowych.**

**Metallic implant materials: implant steel and titanium alloys**

**Summary:** Physico-chemical and functional properties of the most popular implant materials, i.e; implant steel and titanium alloys have been compared. Basing on the mentioned advantages and disadvantages of these materials the optimum applications for both of them at the treatment of spinal diseases has been pointed out. The attention was also focused on the potential failures during the exploitation of implant system made of metallic materials