

Wpływ teksturowania powierzchni stopów tytanu na wybrane właściwości endoprotez

Monika Krzywicka, Jerzy Grudziński

Katedra Podstaw Techniki, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie
ul. Doświadczalna 50a, 20-280 Lublin, e-mail: monika.gruszecka@up.lublin.pl

Streszczenie. W pracy przeprowadzono analizę wpływu teksturowania powierzchni stopów tytanu stosowanych na endoprotezy na ich właściwości. Omówiono wpływ teksturowania powierzchni na właściwości tribologiczne, adhezję komórek, osteointegrację i wytrzymałość na styku implant-kość. Na podstawie opublikowanych wyników badań dobrano najkorzystniejsze kształty tekstur.

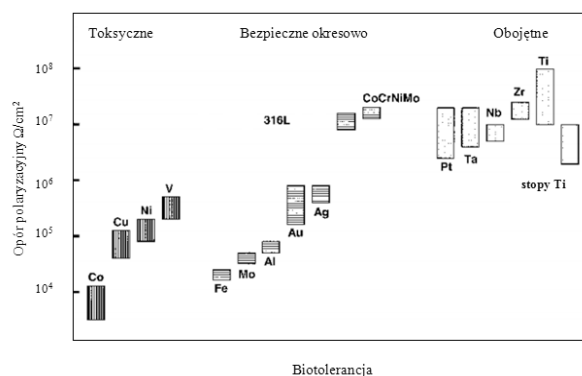
Słowa kluczowe: laserowe teksturowanie, właściwości tribologiczne, stopy tytanu.

WSTĘP

Jedną ze skutecznych metod leczenia zaawansowanej choroby zwyrodnieniowej stawu biodrowego i stawu kolanowego jest jego wymiana na sztuczny staw – endoprotezę (alloplastyka). Szacuje się, że choroba zwyrodnieniowa stawu kolanowego dotyczy 20% Europejczyków, coraz częściej ludzi młodych. Do uszkodzenia chrząstki stawowej prowadzą: nielezione urazy więzadeł, łętkotki, zakażenia bakteryjne i wirusowe, nadwaga. Uszkodzenie powierzchni stawów może być także następstwem chorób reumatycznych i tarczycy. Przyczyny zwyrodnienia stawu biodrowego mogą być spowodowane przez jego nieprawidłową budowę, urazy, często przez osteoporozę, nadwagę oraz ciężką pracę fizyczną. Problem ten dotyczy 4% osób po 60. roku życia [32-35].

Do powikłań, które mogą pojawić się po zabiegu należy zaliczyć metalozę – cząstki metalu z którego wykonana jest endoproteza przenikają do okolicznych tkanek. Metalozą powoduje niepożądane odczyny zapalne. Do najczęściej stosowanych biomateriałów metalowych należą: stal X2Cr-NiMo17-12-2, stopy Co-Cr-Mo oraz stopy tytanu. Rysunek 1 przedstawia biotolerancję (biokompatybilność, zgodność biologiczną) metali i stopów.

Biomateriały o optymalnej biotolerancji są: nietoksyczne, obojętne immunologicznie, odporne na korozję w środowisku tkanek i płynów ustrojowych, nie wywołują ostrych



Rys. 1. Biotolerancja metali i stopów w zależności od odporności korozyjnej

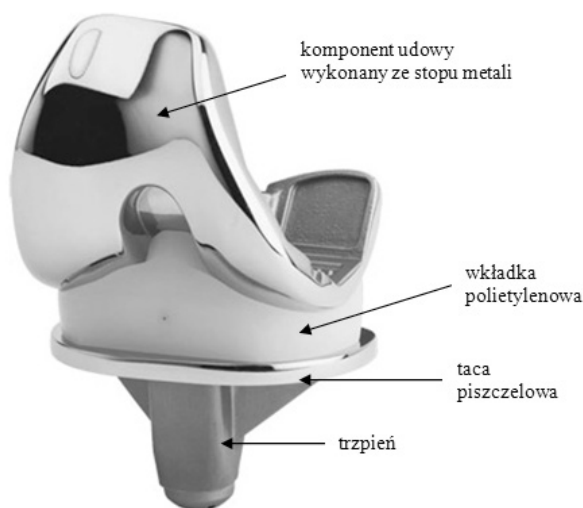
Fig. 1. Biotolerance metals and alloys depending on the corrosion resistance

lub chronicznych stanów zapalnych, zachowują pierwotne właściwości mechaniczne, fizyczne i chemiczne podczas użytkowania. Z powyższego wykresu wynika, że stopy tytanu jako jedyne z obecnie stosowanych biomateriałów metalowych na endoprotezy stawu kolanowego są obojętne dla ludzkiego organizmu nawet podczas długotrwałego użytkowania [17,22,25,31].

Endoprotezy całkowite stawu kolanowego składają się z części udowej i piszczelowej, które wykonane są ze stopu metali oraz z komponentu polietylenowego, najczęściej polietylenu o ultra wysokiej masie cząsteczkowej PE-UHMW (rys. 2) [33].

CEL PRACY

Celem pracy jest analiza wpływu teksturowania powierzchni stopów tytanu na poprawę wybranych właściwości endoprotez stawu kolanowego i wskazanie najkorzystniejszych pod względem odporności zużyciowej kształtu tekstur.



Rys. 2. Endoproteza całkowita stawu kolanowego [33]

Fig. 2. Total knee joint prosthesis [33]

STOPY TYTANU STOSOWANE NA ENDOPROTEZY

Jednymi z najczęściej stosowanych biomateriałów metalicznych są stopy tytanu, które charakteryzują się wysoką odpornością korozyjną także w środowisku tkankowym, dobrymi właściwościami mechanicznymi przy niskiej gęstości, małą przewodnością elektryczną, wysoką wytrzymałością zmęczeniową, korzystną relacją granicy plastyczności do wytrzymałości na rozciąganie dochodzącą do 90%, są materiałami niemagnetycznymi i biologicznie obojętnymi. Wadą tych materiałów jest tzw. zjawisko metalozy oraz niska odporność na ścieranie [17, 22, 25, 31].

Czysty technicznie tytan ze względu na niskie właściwości wytrzymałościowe i dużą plastyczność jest rzadko stosowanym materiałem implantacyjnym. Powszechnie wykorzystywanym stopem tytanu w ortopedii jest Ti6Al4V. Wanad przechodzi do otaczających tkanek i ma właściwości cytotoksyczne. Dodatkowo bakterie *Staphylococcus epidermiae*, które są osiedlone na powierzchni mechanicznie polerowanego stopu Ti6Al4V licznie gromadzą się w miejscach o wysokim stężeniu wanadu i mogą powodować infekcje obszaru wszczep-tkanka. W stopach nowej generacji wanad został zastąpiony takimi dodatkami stopowymi jak molibden, niob, tantal czy cyrkon. Dąży się także do wyeliminowania aluminium w stopach tytanu, ponieważ ten dodatek stopowy powoduje bóle mięśni, rozmiękcza kości, uszkadza komórki nerwowe, a w konsekwencji powstają schorzenia mózgu o charakterze demencyjnym. W ostatnich latach powstały nowe stopy stosowane w alloplastyce stawowej m.in. typu Ti15Mo5Zr3Al, Ti6Al2Nb1Ta oraz niezawierające aluminium Ti35Nb5Ta7Zr, Ti13Nb13Zr. Odporność korozyjna tych stopów w środowisku organizmu ludzkiego przewyższa odporność stali austenitycznych, stopów kobaltu, a także Ti6Al4V. Dodatek takich pierwiastków jak cyrkon, molibden czy niob wpływa na polepszenie właściwości mechanicznych, cyrkon dodatkowo na zmniejszenie modułu sprężystości Younga, który dla stopu Ti6Al4V wynosi 114 GPa, a dla Ti13Nb13Zr – 76 GPa. Zmniejszenie wartości

modułu Younga ma duże znaczenie w przypadku implantów, które współpracują z kością. Niob i cyrkon są zaliczane do grup pierwiastków obojętnych, tolerowanych przez organizm nawet w dużych stężeniach, wpływają także na optymalizację wytrzymałości i sprężystości. Niob zmniejsza moduł sprężystości, ma jednak niższą wytrzymałość niż wanad. Cyrkon ma podobne właściwości chemiczne do tytanu i wpływa na umocnienie roztworu stałego [1, 6, 7, 11, 17, 22, 24, 25, 31]. Badania przeprowadzone przez Majewską i in. wykazały, że skojarzenie Ti6Al4V–PE-UHMW w porównaniu z Ti13Nb13Zr –PE-UHMW wykazuje wyższą odporność zużyciową [15].

LASEROWE TEKSTUROWANIE POWIERZCHNI STOPÓW TYTANU

Stosowane obecnie biomateriały tytanowe cechują niskie właściwości tribologiczne: duży współczynnik tarcia oraz mała odporność na zużycie ściernie. Produkty zużycia wpływają na odrzucenie implantu i mogą powodować reakcje alergiczne, zakażenia, martwicę lub prowadzić do amputacji kończyny czy śmierci pacjenta [15, 23, 24]. Zwiększenie odporności na zużycie i jednoczesna modyfikacja warstwy wierzchniej biomateriałów, która zwiększy zdolność integracji wszczepu z tkanką jest wyzwaniem dla inżynierii powierzchni [4, 5, 15, 18, 20, 23, 24, 26, 29, 31]. Endoprotezy tytanowe o większej chropowatości lub porowate lepiej integrują się z kością, intensyfikują syntezę kolagenu, korzystnie wpływają na mineralizację kości, ale elementy o gładkiej powierzchni lepiej współpracują z płynami ustrojowymi [31].

Metody mechaniczne stosowane w celu zwiększenia chropowatości powierzchni m.in. obróbka skrawaniem, piaskowanie oraz metody chemiczne m.in. utlenianie, trawienie kwasem charakteryzuje brak selektywności, dlatego korzystniejsze jest stosowanie laserowego teksturowania powierzchni. Metody mechaniczne powodują powstawanie zanieczyszczeń, a obróbka laserowa wywołuje niepożądane efekty termiczne [9, 5].

Laserowe teksturowanie powierzchni znacznie zmniejsza tarcie i zużycie ściernie tytanu oraz jego stopów [5, 18, 23, 24, 26, 29]. Formy destrukcji, które występują w endoprotezach to: zużycie ściernie, zmęczeniowe – pitting, odkształcenia plastyczne, pełzanie, pęknięcie i degradacja tworzywa [14, 24]. W wytworzonych teksturach gromadzą się zanieczyszczenia, co zmniejsza zużycie ściernie endoprotez [23]. Ponadto zagłębienia pełnią rolę zasobników substancji smarujących (maź stawowa) tzw. „kieszenie smarowe”. Teksturowanie powierzchni par trących wykorzystywane jest od dawna do poprawy właściwości tribologicznych w technice [2, 3].

Istotny problem badawczy stanowi dobranie kształtu i gęstości tekstur, które mają największy wpływ na poprawę właściwości tribologicznych. W zależności od liczby impulsów lasera i ich energii można otrzymać różne kształty tekstur od niewielkich wgłębień i pagórków po kropki i mikrokolumny [4, 13, 19–21, 27, 28, 30]. Cunha i in. przy pomocy lasera Yb:KYW otrzymali tekstury w postaci fal o długości 820 ± 50 nm, a stosując inną wartość fluencji

i szybkości skanowania otrzymali kształty nanokolumn z półkulistymi wierzchołkami [4]. Vorobyew i in. przy niskiej fluencji lasera i małej liczbie impulsów otrzymali nanopory lub nanowypukłości o wysokości do 20 nm, a przy dużej fluencji i małej liczbie impulsów nanostruktury o wysokości do 10 nm [30]. Nayak i in. w atmosferze próżni, helu, heksafluorku siarki lub kwasu solnego otrzymali kształty stożków o wysokości do 25 μm i średnicy zaokrąglenia wierzchołka ok. 500 nm [19]. Nieprawidłowy dobór parametrów pracy lasera powoduje uszkodzenie powierzchni. Trtica i in. przy użyciu lasera Nd:YAG, czasie trwania impulsu ok. 40 ps dla fali o długości 1064 nm po 1 impulsie o energii 23,8 J/cm² zaobserwowali uszkodzenie implantu tytanowego na którym widoczne były zakrzepłe krople materiału [27]. Oliveira i in. korzystając z poniższych wzorów (wzór 1-3) określili w jakim zakresie fluencji będą powstawały tekstury w postaci mikrokolumn [21]:

$$F(r) = \frac{2E}{\pi \cdot w_0^2} \cdot e^{-\frac{r^2}{w_0^2}}, \quad (1)$$

gdzie:

$F(r)$ – profil fluencji,

w_0 – promień wiązki lasera określony jako odległość od osi wiązki lasera do miejsca gdzie fluencja spada do 1/e² maksymalnej wartości, parametr jest określany na podstawie średnicy tekstur i progów ablacji stopu tytanu,

E – energia impulsu,

r – promień tekstury (mikrokolumny).

Jeżeli dane są promienie mikrokolumn r_1 , r_2 i energie impulsów E_1 i E_2 korzystając z poniższego wzoru można obliczyć próg fluencji dla danego kształtu tekstur:

$$F_{\text{threshold}} = F(r_1) = F(r_2) = \frac{2 \cdot E_1}{\pi \cdot w_0^2} \cdot e^{-\frac{r_1^2}{w_0^2}} = \frac{2 \cdot E_2}{\pi \cdot w_0^2} \cdot e^{-\frac{r_2^2}{w_0^2}}, \quad (2)$$

gdzie w_0 wyznacza się z zależności:

$$w_0 = \sqrt{\frac{2(r_1^2 - r_2^2)}{h \cdot E_1 / E_2}}. \quad (3)$$

WPLYW GEOMETRII TEKSTURY NA WŁAŚCIWOŚCI TRIBOLOGICZNE

Qin i in. porównywali tekstury okrągłe kwadratowe i trójkątne o różnych wymiarach. Najbardziej stabilne i najkorzystniejsze parametry posiadały tekstury okrągłe, ale dla wszystkich próbek odnotowano zmniejszenie współczynnika tarcia, zacierania i zużycia w porównaniu z nieteksturowanymi (Tabela 1) [23]. Tianchang i in. porównywali tekstury w postaci dołków o średnicy 150 μm , głębokości 40 μm i gęstości tekstur 13%, 23%, 44%. Ustalono, że współczynnik tarcia jest niższy i stabilniejszy dla tekstur o najwyższej gęstości [26]. Mitchell i in. najmniejszy współczynnik tarcia otrzymali dla kształtów owalnych tekstur, ale najmniejsze zużycie PE miało miejsce w przypadku skojarzenia z powierzchnią, na której wytworzono tekstury ko-

łowe. Istnieją również doniesienia o spadku współczynnika tarcia ze wzrostem rozmiarów tekstur [18].

Tabela 1. Efekty laserowego teksturowania powierzchni stopów stosowanych na endoprotezy

Table 1. Effects of laser texturing the surface of alloys used for endoprostheses

Laserowe teksturowanie powierzchni		
Efekt obróbki	Mechanizm poprawy właściwości	Źródło
zmniejszenie zużycia ściernego	w wytworzonych zagłębieniach gromadzą się produkty zużycia	Antoszewski [2,3] Qin i in. [23]
wytworzenie „kieszki smarowych”	tekstury pełnią rolę zasobników środka smarnego	Antoszewski [2,3]
zmniejszenie wartości współczynnika tarcia	najmniejszą i najbardziej stabilną w czasie wartość współczynnika tarcia otrzymano dla tekstur kołowych i dla najwyższej gęstości tekstur	Qin i in. [23] Tianchang i in. [26]
wzrost osteointegracji, wytrzymałości na styku implant-kość	wzrost chropowatości materiałów powoduje lepszą integrację z kością, intensyfikację syntezy kolagenu, a lepsza adhezja komórkowa przyczynia się do lepszej osteointegracji	Hacking i in. [10] Kenar i in. [12] Götz i in. [8] Man i in. [16]

Mikroobróbka laserowa ma także korzystny wpływ na adhezję komórek kostnych, zwiększa adsorpcję, rozpraszanie płynów biologicznych, osteointegrację i wytrzymałość na styku implant-kość [4, 20, 24]. Hacking i in. porównali apozycję kości na powierzchni implantów teksturowanych (61,9% \pm 19,8%) i wypolerowanych (42% \pm 21%). Po 14 tygodniach ekspozycji w organizmie małpy zaobserwowano lepszą osteointegrację dla implantów teksturowanych [10]. Badania przeprowadzone przez Kenar i in. także wskazują na lepszą adhezję komórek kostnych do powierzchni implantów poddanych teksturowaniu laserowemu. Uważa się, że adhezja komórkowa przyczynia się do lepszej osteointegracji przez zmniejszenie osteolizy [12]. Götz i in. wykonali tekstury o średnicy porów 100, 200 i 300 nm na powierzchni stopu Ti6Al4V. Z przeprowadzonych przez nich badań wynika, że najkorzystniej na osteointegrację wpływają pory o średnicy 200 nm [8]. Man i in. uważają, że laserowe teksturowanie powierzchni powoduje wzrost adhezji na styku implant-kość [16].

Najważniejsze czynniki mające wpływ na właściwości tribologiczne to gęstość i kształt tekstur. Najmniejsze zużycie ściernie odnotowywano dla tekstur kołowych lub owalnych o dużej gęstości. Najwyższa wartość gęstości tekstur jaka była analizowana w przedstawionym przeglądzie literatury wynosiła 44% i przy określonym obciążeniu próbki te posiadały niższy współczynnik tarcia niż próbki o gęstości tekstur 13% czy 23% [26].

PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Wyniki analizowanych badań potwierdziły przydatność teksturowania powierzchni stopów tytanu jako meto-

dy poprawy nie tylko właściwości tribologicznych. Wśród opisywanych w literaturze technologii teksturowania jako szczególnie perspektywiczną należy uznać teksturowanie laserowe. W wyniku precyzyjnego teksturowania laserowego powierzchni stopów tytanu można otrzymać tekstury o ściśle określonych kształtach i wymiarach. Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury można wnioskować, że zagłębienia kołowe lub owalne o dużej gęstości najkorzystniej wpływają na poprawę właściwości tribologicznych.

Przedstawione założenia zostaną zweryfikowane eksperymentalnie według ustalonego planu doświadczenia.

LITERATURA

1. **Abdel-Hady Gepreela M., Niinomib M., 2013:** Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 20, 407-415.
2. **Antoszewski B., 2009:** Kształtowanie własności eksploatacyjnych pary ślizgowej poprzez zmiany geometrycznej tekstury powierzchni. *MOTROL. Motoryzacja i energetyka rolnictwa*, vol. 11 C, 13-21.
3. **Antoszewski B., 2010:** Warstwy powierzchniowe z teksturą – kształtowanie wybranymi technologiami wiązkowymi oraz właściwości tribologiczne. Kielce: Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej.
4. **Cunha A., Serro A.P., Oliveira V., Almeida A., Vilar R., Durrieu M.Ch., 2013:** Wetting behaviour of femtosecond laser textured Ti-6Al-4V surfaces. *Applied Surface Science*, vol. 265, 688-696.
5. **Erdoğan M., Öktem B., Kalaycıoğlu H., Yavaş S., Mukhopadhyay P.K., Eken K., Özgören K., Aykaç Y., Tazebay U.H., İlday F.Ö., 2011:** Texturing of titanium (Ti6Al4V) medical implant surfaces with MHz-repetition-rate femtosecond and picosecond Yb-doped fiber lasers. *Optics Express*, vol. 11, 10986-10996.
6. **Geetha M., Singh A.K., Gogia A.K., Asokamani R., 2004:** Effect of thermomechanical processing on evolution of various phases in Ti-Nb-Zr alloys. *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 384, 131-144.
7. **Geetha M., Singh A.K., Gogia A.K., Asokamani R., 2009:** Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, vol. 54, 397-425.
8. **Götz H.E., Müller M., Emmel A., Holzwarth U., Erben R.G., Stangl R., 2004:** Effect of surface finish on the osseointegration of laser-treated titanium alloy implants. *Biomaterials*, vol. 25, issue 18, 4057-4064.
9. **Gruszecka M., Grudziński J., Stępniewski A., 2013:** Analiza metod teksturowania powierzchni krzemu krystalicznego stosowanego w fotowoltaice. *MOTROL. Motoryzacja i energetyka rolnictwa*, vol. 15, no. 1, 41-46.
10. **Hacking S.A., Boyraz P., Powers B.M., Sen-Gupta E., Kucharski W., Brown C.A., Cook E.P., 2012:** Surface roughness enhances the osseointegration of titanium headposts in non-human primates. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 211, issue 2, 237-244.
11. **Jeong Y.-H., Choe H.Ch., Brantley W.A., 2011:** Nanostructured thin film formation on femtosecond laser-textured Ti-35Nb-xZr alloy for biomedical applications. *Thin Solid Films*, vol. 519, 4668-4675.
12. **Kenar H., Akman E., Kacar E., Demir A., Park H., Abdul-Khaliq H., Aktas C., Karaoz E., 2013:** Femtosecond laser treatment of 316L improves its surface nanoroughness and carbon content and promotes osseointegration: An in vitro evaluation. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 108, 305-312.
13. **Kovalchenko A., Ajayi O., Erdemir A., Fenske G., Etsion I., 2005:** The effect of laser surface texturing on transitions in lubrication regimes during unidirectional sliding contact. *Tribology International*, vol. 38, 219-225.
14. **Madej M., 2013:** Właściwości systemów tribologicznych z powłokami diamentopodobnymi. Kielce: Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej.
15. **Majkowska B., Jążdżewska M., Miotke D., Zieliński A., 2013:** Ocena odporności na zużycie ściernie stopów Ti na elementy pary trącej endoprotez stawu kolanowego. *Inżynieria Materiałowa*, vol. 5, 501-504.
15. **Man H.C., Chiu K.Y., Guo X., 2010:** Laser surface micro-drilling and texturing of metals for improvement of adhesion joint strength. *Applied Surface Science*, vol. 256, issue 10, 3166-3169.
16. **Milewski G., 2012:** Biomateriały. Kraków: Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej.
17. **Mitchell N., Eljach C., Lodge B., Sharp J.L., DesJardins J.D., Kennedy M.S., 2012:** Single and reciprocal friction testing of micropatterned surfaces for orthopedic device design. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 7, 106-115.
18. **Nayak B.K., Gupta M.C., Kolasinski K.W., 2008:** Formation of nano-textured conical microstructures in titanium metal surface by femtosecond laser irradiation. *Applied Physics A*, vol. 90, 399-402.
19. **Oliveira V., Ausset S., Vilar R., 2009:** Surface micro/nanostructuring of titanium under stationary and non-stationary femtosecond laser irradiation. *Applied Surface Science*, vol. 255, 7556-7560.
20. **Oliveira V., Cunha A., Vilar R., 2010:** Multi-scaled femtosecond laser structuring of stationary titanium surface. *Journal of optoelectronics and advanced materials*, vol. 3, 654-658.
21. **Ozwoniarzek J., Wiśniewska-Weinert H., Leshchynsky V., Kędzia Ł., Gierzyńska-Dolna M., 2006:** Nowe rozwiązania w zakresie biotribologii i biomateriałów. *Obróbka Plastyczna Metali*, t. XVII, vol. 3, 30-36.
22. **Qin L., Lin P., Zhang Y., Dong G., Zeng Q., 2013:** Influence of surface wettability on the tribological properties of laser textured Co-Cr-Mo alloy in aqueous bovine serum albumin solution. *Applied Surface Science*, vol. 268, 79-86.
23. **Ramos Saenz C.R., Sundaram P.A., Difffoot Carlo N., 2010:** Tribological properties of Ti-based alloys in a simulated bone-implant interface with Ringer's solution at fretting contacts. *Journal of the mechanical behavior of biomedical material*, vol. 3, 549-558.

24. **Surowska B., 2009:** Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach stomatologicznych. Lublin: Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej.
25. **Tianchang Hu, Litian Hu, Qi Ding, 2012:** Effective solution for the tribological problems of Ti-6Al-4V: Combination of laser surface texturing and solid lubricant film. *Surface & Coatings Technology*, vol. 206, 5060-5066.
26. **Trtica M., Gakovic B., Batani D., Desai T., Panjan P., Radak B., 2006:** Surface modifications of a titanium implant by a picosecond Nd:YAG laser operating at 1064 and 532 nm. *Applied Surface Science*, vol. 253, 2551-2556.
27. **Tsukamoto M., Asuka K., Nakano H., Hashida M., Katto M., Abe N., Fujita M., 2006:** Periodic microstructures produced by femtosecond laser irradiation on titanium plate. *Vacuum*, vol. 80, 1346-1350.
28. **Voevodin A.A., Zabinski J.S., 2006:** Laser surface texturing for adaptive solid lubrication. *Wear*, vol. 261, 1285-1292.
29. **Vorobyev A.Y., Guo Ch., 2007:** Femtosecond laser structuring of titanium implants. *Applied Surface Science*, vol. 253, 7272-7280.
30. **Wierzchoń T., Czarnowska E., Krupa D., 2004:** Inżynieria powierzchni w wytwarzaniu biomateriałów tytanowych. Warszawa: Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej.
31. www.klinika.net.pl, dostęp 26.06.2014
32. http://www.medgal.com.pl/pl,ms-endoproteza_stawu_kolanowego__ceragyr-0-endoprotezy_stawu_kolanowego-produkty.html, dostęp 26.06.2014
33. www.poradnikzdrowie.pl/szukaj/zwyrodnienie-stawu-biodrowego/, dostęp 26.06.2014
34. www.poradnikzdrowie.pl/zdrowie/kregoslup/zwyrodnienie-stawow-kolanowych-przyczyny-i-leczenie_38339.html, dostęp 26.06.2014

THE INFLUENCE OF SURFACE TEXTURING
TITANIUM ALLOYS ON SELECTED PROPERTIES
OF IMPLANTS

Summary. The paper shows the impact of surface texturing titanium alloys used in endoprosthesis on their properties. The influence of surface texturing on the tribological properties, cell adhesion and strength of osseointegration at the intersection of the implant-bone were analysed. Based on published studies, the best shapes of the texture were chosen.

Key words: laser texturing, titanium alloys, tribological properties.

