

**ODPORNOŚĆ NA ZUŻYCIE ORAZ BIOZGODNOŚĆ NARZĘDZI
STOMATOLOGICZNYCH ULEPSZANYCH RÓŻNYMI POWŁOKAMI**

**WEAR RESISTANCE AND BIOCOMPATIBILITY OF DENTAL TOOLS
UPGRADED BY DIFFERENT COATINGS**

Marta Biel-Gołaska, Izabela Kalemba***

** Instytut Odlewnictwa, ul. Zakopiańska 73, 30-418 Kraków, Polska*

*** Akademia Górniczo-Hutnicza, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, Polska*

Streszczenie

Narzędzia stomatologiczne ulegają zniszczeniu, zarówno w procesie ich użytkowania, jak i podczas sterylizacji oraz dezynfekcji.

Celem zwiększenia trwałości wiertel stomatologicznych i pincet oraz zwiększenia zgodności biologicznej podjęto próbę ulepszenia ich powierzchni poprzez wytworzenie powłok z TiN i TiAlN. Powłoki zostały naniesione technologią PAPVD (Plasma Assisted Physical Vapour Deposition).

Przeprowadzono dwuletnie badania eksploatacyjne wiertel stomatologicznych i pincet oraz obserwacje metalograficzne powierzchni zużytych po 3, 6, 9, 12 i 24 miesiącach. Wyniki badań zostały przedstawione w niniejszym artykule.

Słowa kluczowe: narzędzia stomatologiczne, powłoki TiN i TiAlN, metoda PAPVD, badania metalograficzne, biozgodność, badania eksploatacyjne

Abstract

Dental tools are sometimes damaged as a results of exploitation or during sterilization and disinfection.

The aim of durability improving of dental borers and tweezers and increasing of the biocompatibility was modification of the surface of tools by TiN and TiAlN coatings. The coatings were made by PAPVD technology (Plasma Assisted Physical Vapour Deposition).

The dental borers and tweezers were observed after the operation time of 3, 6, 9, 12 and 24 months. The results of investigation are presented in this article.

Key words: dental tools, TiN and TiAlN coatings, PAPVD method, metallographic observations, biocompatibility, wear resistance

Wprowadzenie

Od szeregu lat wśród stomatologów istnieje duże zainteresowanie wiertłami, które miałyby nie tylko wysoką odporność na zużycie, ale również mogłyby być wykorzystane do cięcia metalowych części protez szkieletowych. Podjęto więc badania mające na celu zwiększenie trwałości eksploatacyjnej wiertel oraz zaproponowanie tak skonstruowanego wiertła, które skutecznie przecinałoby stalowe protezy, a jednocześnie wykazywałoby biogodność z tkankami zęba.

Zaproponowano pokrycie wiertel metalowych kompozytem niklowo-diamentowym, a następnie powłokami o nazwach: azotek tytanu – TiN oraz glinoazotek tytanu – TiAlN. Powłoki miały na celu utwierdzenie kryształków diamentu w osnowie, przy zachowaniu wysokiej biogodności oraz odporności na korozję. W przypadku pincet powłoki te miały za zadanie zwiększenie biogodności materiału oraz uatrakcyjnienie wyglądu zewnętrznego narzędzi.

W niniejszym artykule zamieszczono wyniki dwuletnich badań eksploatacyjnych narzędzi ulepszonych wspomnianymi powłokami.

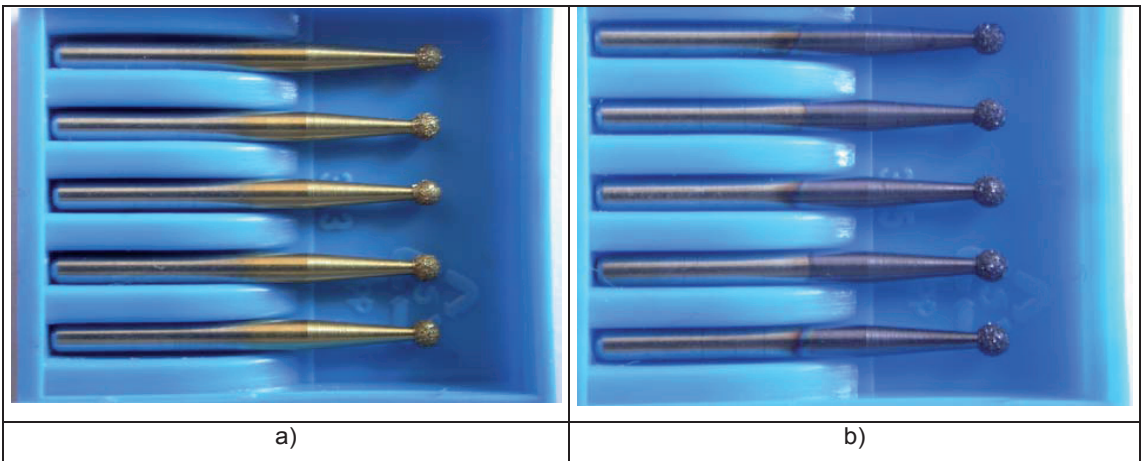
Materiał do badań

Materiał do badań stanowiły wiertła stomatologiczne wykonane ze stali X45Cr13 i pincety wykonane ze stali X15Cr13 (tab. 1).

Wiertła te zostały pokryte kompozytem niklowo-diamentowym, a następnie dwoma rodzajami powłok: azotek tytanu TiN (rys. 1a) i glinoazotek tytanu TiAlN (rys. 1b).

Tabela 1. Skład chemiczny stali X15Cr13 i X45Cr13

Oznaczenie stali	Skład chemiczny [%]				Zastosowanie
	C	Si	Mn	Cr	
X45Cr13 (4H13)	0,42/0,50 ^{*)}	≤1,0	≤1,0	12,5/14,5 ^{*)}	Wiertła stomatologiczne
X15Cr13 (1H13)	0,12/0,17	≤1,0	≤1,0	12,0/14,0	Pincety
*) min./maks.					



Rys. 1. Wiertła stomatologiczne kulkowe pokryte: a) TiN (żółte) i b) TiAlN (niebieskoszare)

Pincety zostały również pokryte powłoką z TiN (Rys. 2a) oraz TiAlN (Rys. 2b).



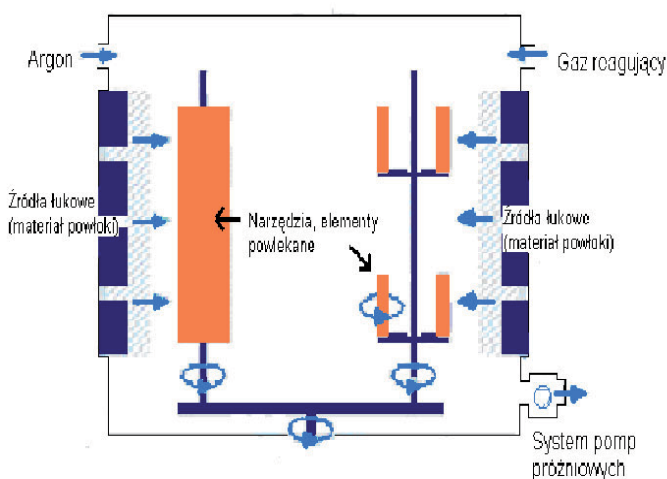
Rys. 2. Pincety, uchwyt do narzędzi stomatologicznych oraz wiertła stomatologiczne pokryte powłokami a) TiN i b) TiAlN

Powłoki wykonano stosując technologię PAPVD (*Plasma Assisted Physical Vapor Deposition*).

Technologia wytwarzania powłok

Metoda PAPVD polega na fizycznym osadzaniu powłok z fazy gazowej w obecności plazmy. Techniki PVD wykorzystują zjawiska fizyczne przebiegające przy obniżonym ciśnieniu ($10 \div 10^{-5}$ Pa) w warunkach wysokiej próżni, w przedziale temperatur od $150 \div 500^\circ\text{C}$. Metoda polega na naporowaniu powstałego wcześniej metalu lub stopu w stanie gazowym, na zimne lub podgrzane do temperatury od 200 do 500°C podłoże metalowe. Daje to możliwość wytwarzania bardzo cienkich warstw (rzędu kilku mikrometrów), w których połączenie powłoki z podłożem ma charakter adhezyjny lub adhezyjno-dyfuzyjny.

Jednocześnie zostaje wprowadzony gaz reagujący (np. azot lub gaz zawierający węgiel) tworzący związek z parami metalu i osadzający się na narzędziach w postaci cienkiej powłoki o dużej przyczepności. W celu uzyskania równomiernej grubości powłoki, narzędzia obracają się z jednakową prędkością wokół kilku osi. Do ulepszenia narzędzi stomatologicznych zastosowano proces parowania łukowego. Stosowane duże gęstości mocy prądu powodowały, że materiał jest prawie całkowicie zjonizowany i tworzy plazmę o wysokiej energii. Jony metalu łączą się z gazem reagującym, który wprowadzony jest do komory i z dużą energią uderzają w narzędzia, na które nakłada się powłokę. W ten sposób następuje osadzanie cienkiej warstwy o dużej przyczepności. Schemat procesu pokazano na rysunku 3 [1-4].



Rys. 3. Schemat parowania łukowego [4]

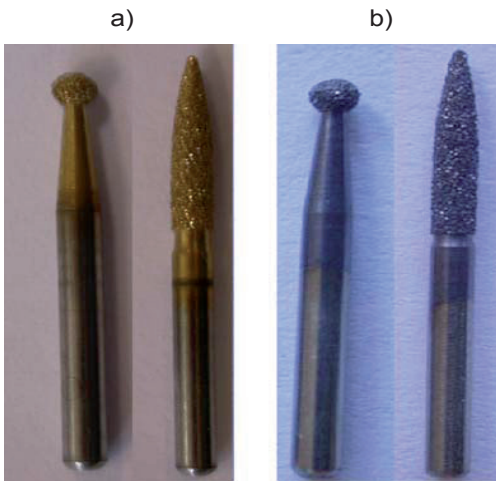
Badania eksploatacyjne wiertel stomatologicznych

Badania eksploatacyjne wiertel stomatologicznych były wykonywane w gabinecie stomatologicznym w Krakowie w okresie 24 miesięcy. Badaniom poddano wiertła z dwoma rodzajami końcówek: kulkowymi i płomykowymi.

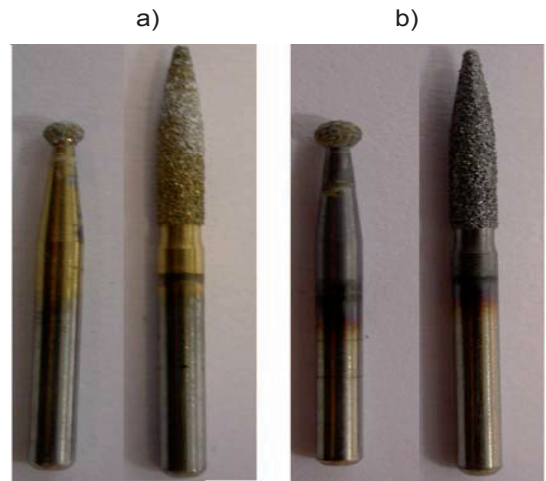
Eksploatacja polegała na codziennym użytkowaniu narzędzi oraz dwukrotnej sterylizacji w ciągu dnia. Proces sterylizacji składał się z dwóch etapów:

- sterylizacji wstępnej – 15 minut w roztworze Sekudrilu,
- sterylizacji w autoklawie – 18 minut w temperaturze 134°C [3-5]

Wiertła były obserwowane pięciokrotnie: po 3, 6, 9, 12 i 24 miesiącach eksploatacji. Wyniki obserwacji gołym okiem wybranych wiertel przed i po eksploatacji pokazano na rysunkach 4.1-4.6.



Rys. 4.1. Wiertła przed eksploatacją
a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN



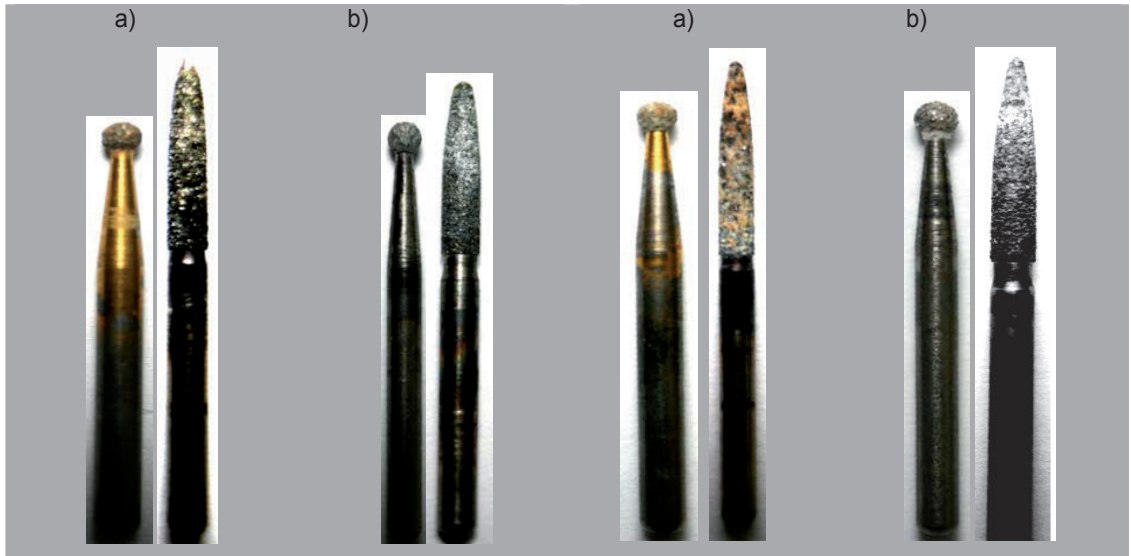
Rys. 4.2. Wiertła po 3 miesiącach eksploatacji
a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN



Rys. 4.3. Wiertła po 6 miesiącach eksploatacji
a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN



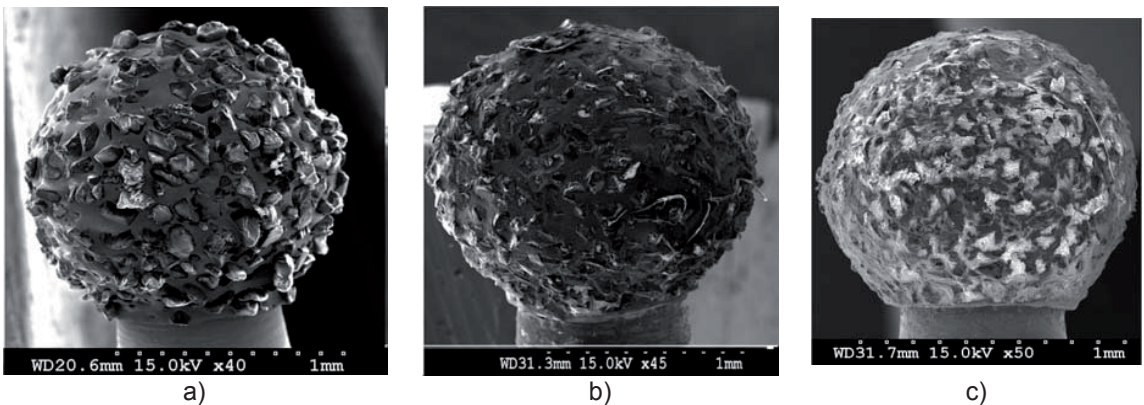
Rys. 4.4. Wiertła po 9 miesiącach eksploatacji
a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN



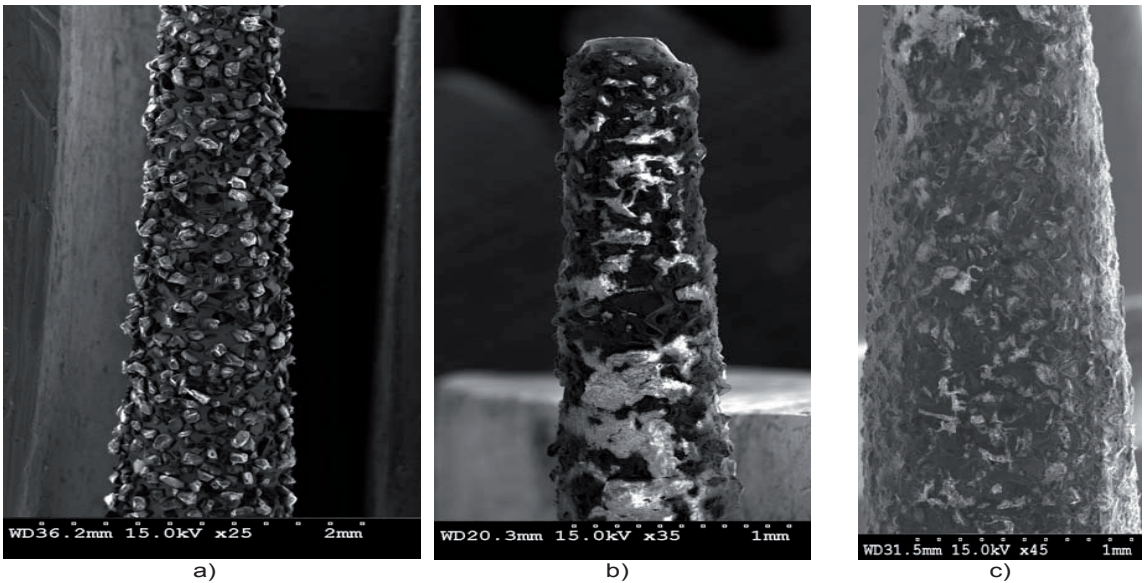
Rys. 4.5. Wiertła po 12 miesiącach eksploatacji a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN

Rys. 4.6. Wiertła po 24 miesiącach eksploatacji a) pokryte TiN, b) pokryte TiAlN

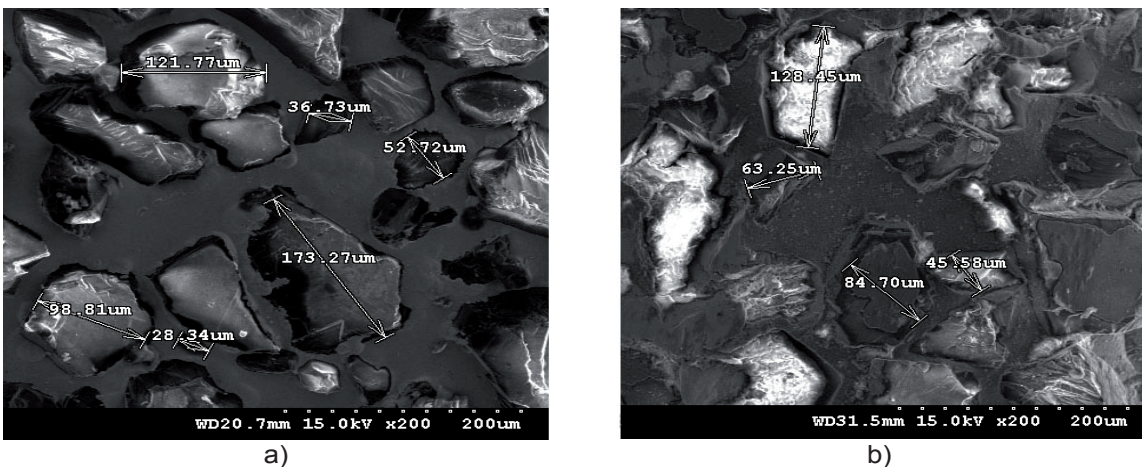
Wiertła poddano również badaniom metalograficznym na mikroskopie skaningowym firmy Hitachi 3500N przy powiększeniu od 25 do 50x. Zdjęcia wykonane podczas badań mikroskopowych przedstawiono na rysunkach 5 i 6.



Rys. 5.1. Zdjęcia wiertła kulowego a) przed eksploatacją, b) po 6-miesięcznej eksploatacji i c) po 24-miesięcznej eksploatacji (SEM)



Rys. 5.2. Zdjęcia wiertła płomykowego a) przed eksploatacją, b) po 6-miesięcznej eksploatacji i c) po 24-miesięcznej eksploatacji (SEM)



Rys. 6. Wielkość kryształitów diamentowych w zakończeniu wiertła a) przed eksploatacją i b) po sześciomiesięcznej eksploatacji (SEM)

Po 3 miesiącach eksploatacji wiertel zauważono nieliczne ślady zużycia, przy czym wiertła miały wystarczającą ostrość zezwalającą na dalszą eksploatację.

Po 6 miesiącach eksploatacji na wiertłach pojawił się biały nalot pochodzący prawdopodobnie od pyłu zębowego, lecz w dalszym ciągu wykazywały one wymaganą ostrość.

Po 9 miesiącach eksploatacji na wiertłach zauważono zmatowienie powierzchni.

Po 12 miesiącach stwierdzono dalsze ślady białego nalotu, jednakże wiertła były zdolne do dalszej eksploatacji, ponieważ według opinii stomatologów szybko i dokładnie szlifowały szkliwo zęba jak również usuwały wypełnienia kompozytowe.

Po 24 miesiącach stosowania wiertel zauważono niewielkie spłaszczenie powierzchni kryształków diamentu, które nadal mocno były utwierdzone w osnowie. Według oceny stomatologów wiertła te nie nadawały się jeszcze do wyrzucenia. Aby wiertła uznać za całkowicie zniszczone, powinny one być eksploatowane co najmniej przez kolejne pół roku.

Badania eksploatacyjne pincet

Pincety obserwowane były również po 3, 6, 9, 12 i 24 miesiącach. Nawet po 24 miesiącach eksploatacji nie zauważono symptomów zniszczenia powłoki (rys. 7).



Rys. 7. Pincety eksploatowane przez 24 miesięcy

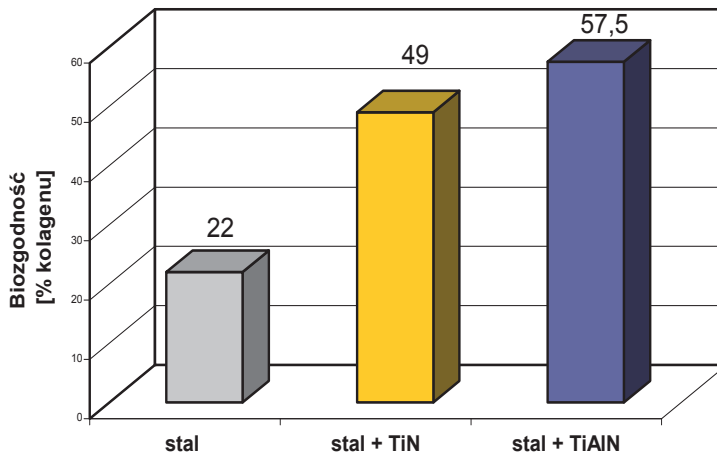
Badania biozgodności powłok TiN oraz TiAlN wykonanych na próbkach ze stali

Próbki ze stali przeznaczonej na narzędzia stomatologiczne pokryte dwoma rodzajami powłok: azotkiem tytanu oraz glinoazotkiem tytanu, przemyto alkoholem etylowym oraz poddano działaniu promieniowania UV.

W celu sprawdzenia biozgodności badanych materiałów z organizmem ludzkim, przeprowadzono hodowle komórek kościotwórczych zwanych osteoblastami, a także podstawowych komórek tkanki łącznej, zwanych fibroblastami, na próbkach ze stali przeznaczonej na narzędzia.

Sporządzono zawiesinę komórek osteoblastów i fibroblastów w stężeniach 2×10^4 w 1 cm^3 , którą poddano siedmiodniowej hodowli. Po tym czasie oznaczano ich żywotność na badanym materiale, a także wydzielanie kolagenu typu I, czyli białka stanowiącego 90% macierzy kostnej, występującego także w takich tkankach jak: skóra, ścięgna, chrząstka, naczynia krwionośne [6].

Wyniki badań biozgodności pokazano na wykresie przedstawiającym procentowe stężenie kolagenu wyprodukowanego przez komórki hodowane w stosunku do kolagenu wyprodukowanego przez komórki kontrolne (rys. 8).



Rys. 8. Wyniki badań biogodności stali na narzędzia pokrytej powłokami z TiN oraz TiAlN.

Wnioski

1. Badania eksploatacyjne wiertel pokrytych kompozytem diamentu z niklem oraz powłoką z azotku tytanu oraz glikoazotku tytanu wykazały dotychczas sześciokrotnie dłuższy czas eksploatacji w porównaniu z wiertłami pozbawionymi powłok.
2. Powłoki TiN i TiAlN zastosowane na pincetach oraz uchwytach do narzędzi stomatologicznych nie uległy zmianie podczas 24 miesięcznej codziennej sterylizacji i dezynfekcji.
3. Powłoka TiN wykazała dwukrotny wzrost a powłoka TiAlN prawie trzykrotny wzrost biogodności w stosunku do powierzchni stali stosowanej na narzędzia medyczne.

Podziękowania

Część pracy została zrealizowana w ramach projektu badawczego nr 4 T08A 002 25 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych.

Wyrażam serdeczne podziękowania pani Ewie Kozakiewicz za przeprowadzenie wielokrotnej sterylizacji oraz odkażania narzędzi stomatologicznych, panu mgr inż. Wacławowi Cieśli za obserwacje na mikroskopie skaningowym uwieńczone zdjęciami, pani dr Barbarze Czajkowskiej za przeprowadzenie badań biogodności oraz panom mgr inż. Arturowi Kudybie i mgr inż. Adamowi Tchórzowi za wykonanie zdjęć narzędzi.

Literatura

1. Burakowski T.: Rozważania o synergizmie w inżynierii powierzchni. Wydawnictwo Politechniki Radomskiej, Radom 2004.
2. Precht W.: Współczesne trendy w technologii uszlachetniania powierzchni. Wydział Mechaniczny Wyższej Szkoły Inżynierskiej w Koszalinie, 1992.
3. Biel Gołaska M.: Analiza mechanizmów zniszczenia narzędzi chirurgicznych pokrytych warstwą diamentową, sprawozdanie z projektu badawczego KBN realizowanego w latach 2004-2006, Instytut Odlewnictwa, Kraków 2006.

4. Biel Gołaska M., Kalemba I.: Analiza zużycia narzędzi medycznych pokrytych powłokami, *Odlewnictwo – Nauka i Praktyka*, nr 5-6, 2006, s.17-26.
5. Biel Gołaska M., Kalemba I.: Uszlachetnianie narzędzi medycznych, *Inżynieria Biomateriałów* 58-60, 2006, s. 90-93.
6. Czajkowska B. i in.: Oddziaływanie fibroblastów, osteoblastów i makrofagów z chirurgicznymi siatkami polipropylenowymi, *Inżynieria Biomateriałów*, 2002, nr 23-25, s. 42-43.

Recenzent: prof. dr hab. inż. Zbigniew Górny