

## ZASTOSOWANIE WARSTW DIAMENTOWYCH ORAZ POWŁOK DIAMENTOPODOBNYCH NA NARZĘDZIACH MEDYCZNYCH I IMPLANTACH

### APPLICATION OF DIAMOND LAYERS AND DIAMOND-LIKE COATINGS ON MEDICAL TOOLS AND IMPLANTS

Marta Biel-Gołaska

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

#### Streszczenie

Artykuł poświęcony jest kompleksowym badaniom warstw diamentopodobnych, nano-szonych technologią zwaną PAPVD, polepszających powierzchnię narzędzi medycznych oraz implantów, w aspekcie podwyższenia ich, właściwości antykorozyjnych, przy jednoczesnym zwiększeniu biogodności. Dokonano oceny właściwości mikromechanicznych uzyskanych powłok oraz ich adhezji do podłoża metalowego, jak również struktury granic pomiędzy naniesionymi powłokami a podłożem metalowym z wykorzystaniem mikroskopii skaningowej. Ponadto przeprowadzono badania odporności na korozję i biogodności otrzymanych powłok. Poczyniono również próbę zwiększenia chwytności imadełek chirurgicznych stosowanych do szycia w chirurgii naczyniowej, poprzez nałożenie na część chwytnej narzędzi odpowiedniej warstwy z kompozytu niklowo-diamentowego. Następnie wykonano badania wytrzymałościowe tychże narzędzi. W wyniku badań eksploatacyjnych imadełek, powierzchnię chwytnej narzędzi oceniono jako dobrze utrzymującą igłę chirurgiczną, nie powodując zmiany położenia igły oraz zrywania nici chirurgicznych. Rezultaty badań imadełek zostały potwierdzone opiniami lekarzy chirurgów.

Słowa kluczowe: narzędzia medyczne, implant, biogodność, korozja, warstwy diamentowe, powłoki diamentopodobne (DLC), adhezja

#### Abstract

The article is devoted to complex studies of diamond-like coatings applied by the PAPVD technique to improve the surface of medical tools and implants in terms of better anticorrosive behaviour and biocompatibility. By means of scanning microscopy, the micromechanical properties of coatings were examined as well as their adhesion to the metallic substrate and structure of the coating-metallic substrate interface. Corrosion resistance and biocompatibility of coatings were also tested. An attempt was made to improve the gripping capacity of surgical vises used for laying down of suture in vascular surgery through application of an appropriate layer of nickel-diamond composite on the gripping part of the tool. Thus modified tools were next tested for mechanical properties. The results of performance tests of the vises enabled evaluating the gripping part of the tool as holding firm the surgical needle without the least changing of its position and tearing of the thread. The results of the tests carried out on vises were confirmed by opinions of the surgeons.

Key words: medical tools, implants, biocompatibility, adhesion, corrosion, diamond-like coating, diamond layers

## Wprowadzenie

Współczesna medycyna stawia materiałom na narzędzia medyczne istotne wymagania dotyczące między innymi wysokich właściwości mechanicznych, antykorozyjnych, użytkowych oraz jak najlepszej biogodności [1].

Od wielu lat przeprowadzane są badania nad stworzeniem i doбором materiałów, które spełniałyby te kryteria. Powstały więc grupy stali nierdzewnych, które są stopami żelaza z chromem. Od niedawna w produkcji narzędzi medycznych stosowane są nowe materiały konstrukcyjne, takie jak tytan oraz materiały węglowe [2].

Dodatkowo, ostatnio przeprowadza się próby uszlachetniania powierzchni narzędzi powłokami wykonanymi z tworzyw biogodnych. Powłoki te są możliwe do wykonania dzięki zastosowaniu najnowocześniejszych technologii [3].

W niniejszej pracy podjęto badania warstw ulepszających powierzchnie narzędzi medycznych pod kątem właściwości korozyjnych i biogodności oraz właściwości mechanicznych i struktury, ze szczególnym uwzględnieniem ich przylegania do podłoża. Prowadzone badania miały na celu ocenę właściwości decydujących o ich niezawodności.

Stan narzędzi medycznych eksploatowanych w niektórych szpitalach w Polsce pozostawia wiele do życzenia. Wiele narzędzi było zniszczonych przez korozję, co widać na zamieszczonych zdjęciach (rys. 1). Fakt ten stał się inspiracją do zajęcia się problemem polepszenia powierzchni narzędzi medycznych poprzez nałożenie odpowiednio biogodnych i odpornych na korozję powłok.



Rys. 1 a) i b) Stan narzędzi chirurgicznych otrzymanych z sali operacyjnych polskich szpitali

Fig. 1 a) and b) The condition of surgical tools as received from the surgical rooms of Polish hospitals

## Cele i zakres pracy

Pierwszym celem pracy było nałożenie powłoki DLC na narzędzia medyczne oraz implanty w celu zwiększenia ich odporności na korozję oraz biogodności, jak również ocena ich właściwości.

Drugim celem pracy było zmodyfikowanie powierzchni części chwytnej imadełek stosowanych w chirurgii naczyniowej do utrzymania igły do szycia, poprzez nałożenie warstwy z kompozytu niklowo-diaamentowego, poprawiającej chwytność narzędzi. Część chwytana w wersji pierwotnej nie spełniała w pełni swojej roli, tzn. nie trzymała wystarczająco mocno igły do szycia, która ślizgała się po narzędziu w trakcie pracy, wydłużając proces szycia.

Omówiono szereg następujących zagadnień:

- technologię wytworzenia powłok diamentopodobnych na metalach metodą PAPVD,
- badania wytrzymałościowe imadełek do szycia chirurgicznego pokrywanych powłoką DLC,
- badania mikromechaniczne powłok obejmujące pomiary przyczepności (adhezji) powłok do podłoża metalowego oraz ocenę mikrotwardości i modułu sprężystości,
- badania odporności na korozję uzupełnione obserwacjami mikroskopowymi powierzchni próbek,
- badania biogodności próbek metalowych w środowisku tkanek ustrojowych,
- ocenę jakości oraz zużycia imadełek chirurgicznych w trakcie ich eksploatacji.

## Metoda wytwarzania powłok PAPVD

Proces PAPVD (*Plasma Assisted Physical Vapour Deposition*) jest jedną z najnowszych technologii pozwalających na nanoszenie cienkich warstw metali lub stopów na inny metal. Polega on na osadzaniu powłok z fazy gazowej w obecności plazmy, przy obniżonym ciśnieniu w zakresie od 10 do  $10^{-5}$  Pa, w temperaturze od 150 do 500°C. Naporowanie metalu na podłoże metalowe stwarza możliwość wytworzenia bardzo cienkich warstw (rzędu kilku mikrometrów), w których połączenie powłoki z podłożem ma na ogół charakter adhezyjno-dyfuzyjny. W celu uzyskania równomiernej grubości powłoki, narzędzia obracają się z jednakową prędkością wokół kilku osi [4].

Stosowane w procesie duże gęstości mocy prądu powodują, że wyparowany 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.

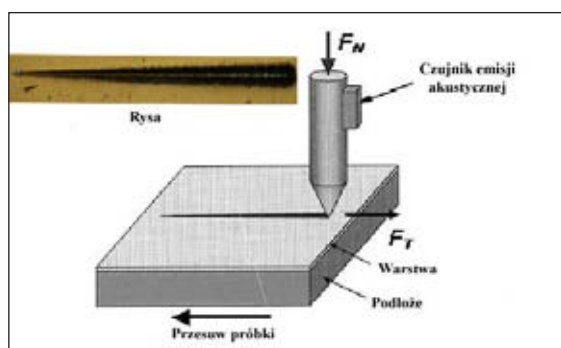
## Badania właściwości mikromechanicznych oraz adhezji

Badania właściwości mikromechanicznych wykonano na urządzeniu zwanym Mikro-Combi-Testerem. Właściwości mikromechaniczne tj. mikrotwardość oraz moduł Younga zostały wyznaczone na podstawie odkształcenia materiału specjalnym wgłębnikiem obciążonym określoną siłą. Stopień przylegania powłok do podłoża, którego miarą jest obciążenie krytyczne  $L_c$  wyznaczono za pomocą testu zarysowania zwanego „*scratch test*” (rys. 2).

Wykonywany pomiar polegał na zarysowaniu powierzchni badanego materiału diamentowym wgłębnikiem Rockwella oraz określeniu wartości obciążenia krytycznego.

Do określenia obciążenia krytycznego  $L_c$  stosowane są następujące techniki badawcze:

- obserwacja mikroskopowa z zastosowaniem mikroskopu optycznego,
- analiza sygnału emisji akustycznej,
- analiza zarejestrowanych zmian siły normalnej  $F_N$  lub siły tarcia  $F_T$ , ewentualnie współczynnika tarcia  $\mu$ .



Rys. 2. Schemat testu zarysowania wraz z rysą wykonaną w próbce

Fig. 2. Schematic representation of the scratch test with scratch made during this test

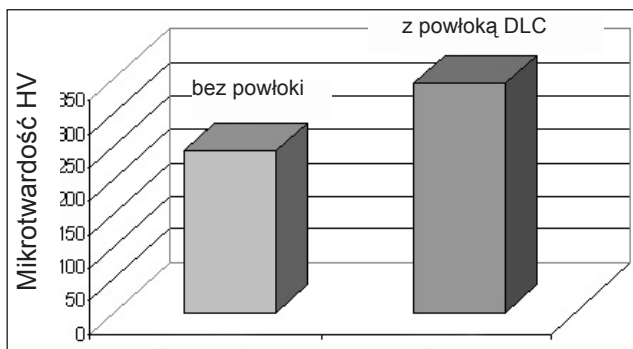
Stosując minimalne siły obciążające wgłębnik, możliwe jest wykonanie pomiaru na głębokościach poniżej  $1 \mu\text{m}$ , co jest szczególnie istotne podczas badania cienkich powłok, w przypadku których należy wyeliminować wpływ odkształcenia podłoża na wyznaczane właściwości [5]. Wyniki badań próbek ze stali oraz narzędzi zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wyniki badań właściwości mikromechanicznych

Table 1. The results of micromechanical tests

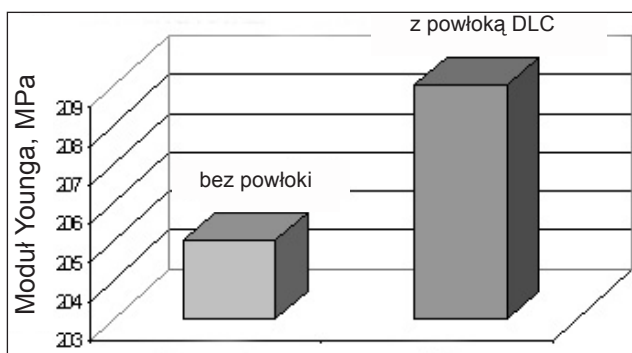
Materiał do badań	Mikrotwardość, HV	Moduł Younga E, MPa	Obciążenie krytyczne $L_c$ , N
Próbka ze stali X15Cr13	243	205	15,5
Pinceta ze stali X15Cr13 + DLC	344	209	19,9

Zastosowanie powłok DLC na narzędziach medycznych spowodowało niewielki wzrost ich mikrotwardości oraz modułu Younga, przy czym wytworzone powłoki wykazały dobrą adhezję do podłoża, o czym świadczy wartość obciążenia krytycznego (tabela 1 oraz wyniki zamieszczone na rysunkach 3 i 4).



Rys. 3. Wyniki badań mikrotwardości stali X15Cr13 bez powłoki i z powłoką DLC

Fig. 3. The results of microhardness measurements taken on X15Cr13 steel with and without the DLC coating



Rys. 4. Wyniki badań modułu Younga stali X15Cr13 bez powłoki i z powłoką DLC

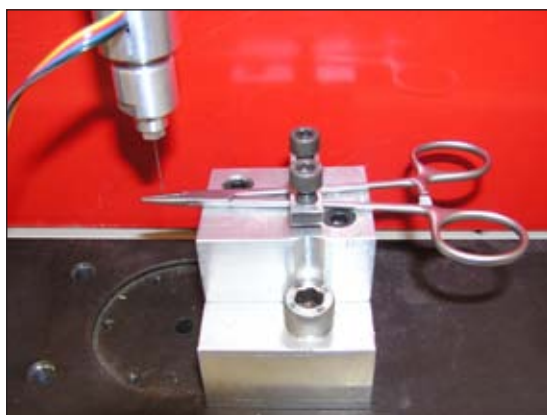
Fig. 4. The results of Young's modulus test made on X15Cr13 steel with and without the DLC coating

## Wykonanie badań wytrzymałości eksploatacyjnej imadełek chirurgicznych

Podczas badań wytrzymałości eksploatacyjnej imadełek oceniano obciążenie towarzyszące wyciąganiu igieł chirurgicznych z imadełek [9]. Pierwsze próby wyciągania igieł z imadełek przeprowadzono na ryflowanych powierzchniach imadełek. Powierzchnia ryflowana nie zawsze powodowała stabilne uchwycenie igły. Zaproponowano więc poprawienie jakości części chwytnej imadełek w celu zwiększenia precyzyjności chwytu, poprzez zastąpienie powierzchni ryflowanej warstwą kompozytu niklowo-diaamentowego.

Jakość tak wykonanych narzędzi sprawdzano na specjalnym stanowisku laboratoryjnym, które pozwalało na określenie siły niezbędnej do wyrwania igły z imadełka, a ponadto rejestrację zmiany siły podczas wyciągania igły z imadełka.

Stanowisko składało się z maszyny wytrzymałościowej UTS 2000 oraz specjalnych uchwytów przystosowanych do mocowania narzędzi, zapewniających stałe warunki badań w każdej próbie (rys. 5a). W próbach zastosowano specjalny siłomierz pozwalający na precyzyjny pomiar małych zmian sił podczas wyciągania igieł. Imadełko pokazano na rysunkach 5b i 5c.



a)



b)

c)

Rys. 5. Stanowisko do badań siły wyciągania igieł z imadelka (a); imadelko delikatne z ryflowaną częścią chwytaną (b); ryflowana część chwytana (c)

Fig. 5. Stand to test the draw-out force applied to the needle in a vise (a); vise with fine-ripled gripping part (b); rifled gripping part (c)

We wszystkich próbach stosowano taki sam rodzaj igieł lekarskich, o średnicy 0,45 mm. Prędkość wyciągania igieł we wszystkich próbach była stała i wynosiła 1 mm/min. Imadelka charakteryzowały się trzema stopniami zacisku, którym odpowiadały ząbki nr 1, 2 i 3, przy czym nr 1 odpowiadał najłagodniejszemu zaciśnięciu, a nr 3 najmocniejszemu.

Pierwszą serię badań wykonano na zestawie złożonym z imadelka z ryflowanymi zaciskami oraz igły. Dla tego zestawu narzędzi wykonano następujące próby:

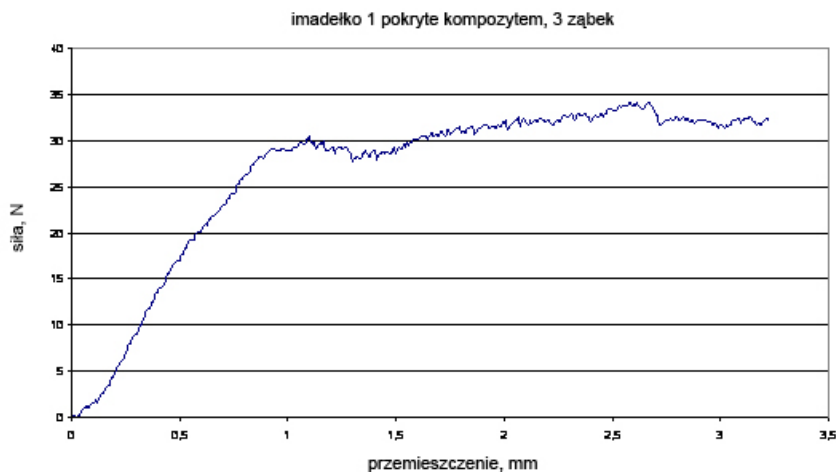
- podstawowa próba pierwszego wyciągnięcia nowej igły z nowego imadelka, zaciśniętego na pierwszym zatrzasku,
- powtórzenie tej samej próby (igła oraz imadło mają już naruszoną powierzchnię w pierwszej próbie),
- wykonanie próby przy zwiększonej sile zacisku na zatrzasku drugim (zestaw igła – imadelko po dwóch poprzednich próbach).

Wyniki badań w formie przykładowych wykresów z próby wyciągania igły z imadła ryflowanego oraz pokrytego kompozytem diamentowym zamieszczono na rysunkach 6 i 7.



Rys. 6. Wykres zmian siły podczas wyciągania igły uchwyconej imadłem nr 1 z częścią chwytaną ryflowaną, pierwsza próba, ząbek nr 3

Fig. 6. Plotted changes in draw-out force applied to the needle in vise no. 1 with rifled gripping part, first test, tooth no. 3



Rys. 7. Wykres zmian siły podczas wyciągania igły uchwyconej imadłem nr 1 z częścią chwytaną pokrytą kompozytem niklowo-diaamentowym, pierwsza próba, ząbek nr 3

Fig. 7. Plotted changes in draw-out force applied to the needle in vise no. 1 with gripping part coated with nickel-diamond composite, first test, tooth no. 3

## Omówienie wyników badań wytrzymałościowych imadełek

Uzyskane wykresy przebiegu siły potrzebnej do wyciągnięcia igły z imadełek ryflowanych oraz pokrytych kompozytem nikielowo-diaamentowym mają różny charakter. W przypadku imadełek ryflowanych przebieg siły na ogół ma charakter skokowy, a w przypadku imadełek pokrytych kompozytem nikielowo-diaamentowym ten sam przebieg ma charakter łagodniejszy, pozbawiony zmian skokowych.

Imadełka zostały przekazane do kilkumiesięcznej eksploatacji w dwóch krakowskich szpitalach. Opinie lekarzy dotyczące eksploatacji analizowanych narzędzi są pozytywne.

## Badania odporności na korozję

Odporność korozyjną powłok wykonanych z DLC, naniesionych na próbki ze stali X15Cr13 oceniono na podstawie pomiarów potencjometrycznych uzupełnionych mikroanalizą powierzchni próbek ze stali (podłoża) oraz próbek ze stali z powierzchnią pokrytą powłoką DLC, przed i po polaryzacji.

Pomiary potencjometryczne (volt – amperometryczne) wykonano za pomocą potencjostatu typu Voltalab PGZ301.

Jako elektrodę odniesienia stosowano elektrodę chlorosrebrną – Ag/AgCl. Polaryzację badanych materiałów prowadzono z szybkością 1 V/min, w układzie trójelektrodowym (elektroda pracująca – badane materiały, elektroda odniesienia – Ag/AgCl, elektroda pomocnicza – blaszka platynowa). Układ pomiarowy przedstawiony jest na rysunku 8.



Rys. 8. Układ pomiarowy do badań korozyjnych

Fig. 8. Measuring system for corrosion testing

Badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej, w roztworze Ringera (1 ml roztworu zawiera 8,6 mg chlorku sodu; 0,3 mg chlorku potasu i 0,33 mg chlorku wapnia), który sporządzono z odczynników o klasie czystości cz.d.a.



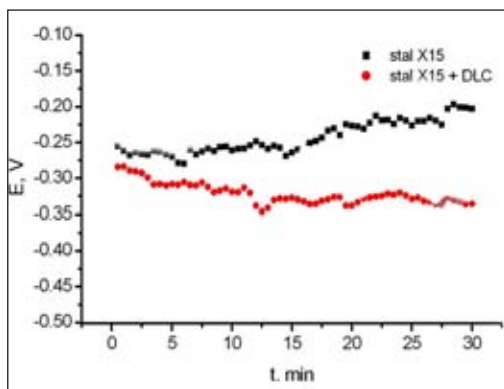
Analizę powierzchni wykonano za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego SEM z EDS typu JEOL 5500 LV.

## Wyniki badań potencjometrycznych

Rysunek 9 przedstawia wartości potencjału korozyjnego badanych warstw powierzchniowych na stalach X15Cr13 w odniesieniu do podłoża, w roztworze Ringera.

Potencjały korozyjne obu gatunków stali są mało stabilne i oscylują pomiędzy -0,35 do -0,25 V wzgl. Ag/AgCl, czyli pomiędzy -0,13 i 0,02 V wzgl. NEW. Wartości te leżą w obszarze termodynamicznej trwałości tlenków żelaza i tlenku chromu (III) – podstawowego składnika stopowego. Oscylacje potencjału związane są z tendencją stali do korozji lokalnej (wżerowej) w płynie fizjologicznym, zawierającym znaczne stężenia jonów chlorowych.

Stosowane powłoki DLC na powierzchni stali stabilizują wartości potencjałów korozyjnych. Ponadto powłoki te wykazują nieco niższe wartości potencjałów, co wskazywałoby na większy udział składowej katodowej (redukcji wodoru) w hamowaniu procesu korozji.



Rys. 9. Potencjał korozyjny stali X15Cr13 z powłoką DLC w roztworze Ringera


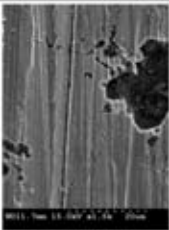
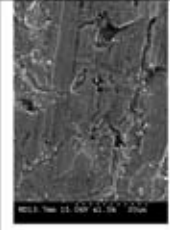
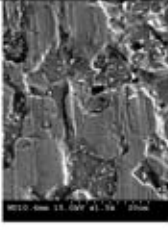

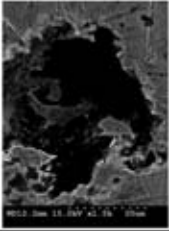
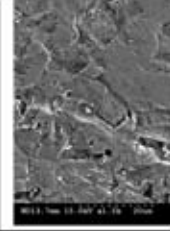
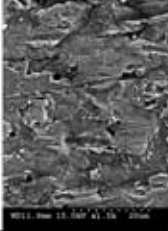
Fig. 9. Corrosion potential of DLC-coated X15Cr13 steel in Ringer solution

Wyniki badań morfologii powierzchni stali przed i po polaryzacji wykonane za pomocą mikroskopu skaningowego

Morfologie powierzchni warstw naniesionych na stal X15Cr13, przed i po polaryzacji, zestawiono w tabeli 2. Wyniki te potwierdzają stosunkowo dobrą odporność na korozję powłoki DLC.

Wszystkie analizowane powłoki DLC wykazują lepszą odporność korozyjną w stosunku do podłoża ze stali X15Cr13. Jak wynika z analizy potencjału korozyjnego wymienionych stali oraz porównania wyników obserwacji morfologii powierzchni wyjściowych oraz powierzchni po polaryzacji, wyższą odporność na korozję wykazała powłoka DLC. Należy jednak zaznaczyć, że wszystkie analizowane próbki wykazały wysoką odporność na korozję.

Tabela 2. Morfologie powierzchni wyjściowej i po polaryzacji stali bez powłoki i z powłoką DLC  
 Table 2. Morphologies of base surface and polarised surface of steel with and without the DLC coating

	Bez powłoki		Powłoka diamentopodobna DLC	
	Powierzchnia wyjściowa	Powierzchnia po polaryzacji	Powierzchnia wyjściowa	Powierzchnia po polaryzacji
Stal X15Cr13				
Stal X20Cr13				

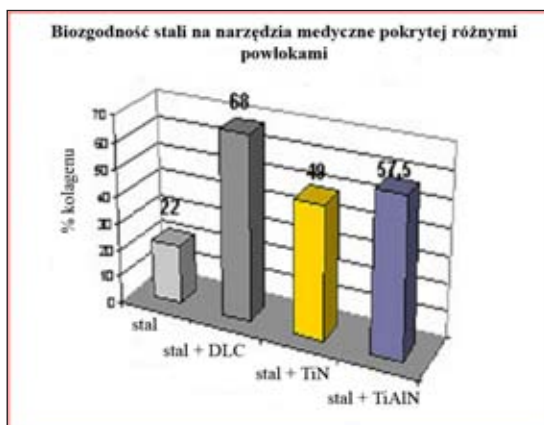
## Analiza biogodności próbek w środowisku tkanek ustrojowych

Przed badaniem biogodności próbki pokryte trzema rodzajami powłok: diamentopodobną, azotkiem tytanu oraz glikoazotkiem tytanu, przemyto alkoholem etylowym oraz poddano działaniu promieniowania UV.

Badaniom poddano stal X20Cr13, czyli materiał stosowany na narzędzia chirurgiczne mające bezpośredni kontakt z tkanką kostną. Zdecydowano się na hodowlę osteoblastów, charakterystycznych komórek kościotwórczych, a także fibroblastów, będących podstawowymi komórkami wszechobecnej w organizmie tkanki łącznej. Oddziaływanie komórek z materiałami oceniano poprzez oznaczenie ich żywotności na badanych materiałach, a także sekrecji kolagenu typu I, białka stanowiącego 90% macierzy kostnej, występującego także w takich tkankach jak: skóra, ścięgna, chrząstka, naczynia krwionośne.

Sporządzono zawiesinę komórek osteoblastów i fibroblastów w stężeniach  $2 \times 10^4$  w  $1 \text{ cm}^3$ , którą poddano siedmiodniowej hodowli. Po tym czasie oznaczano ich żywotność na badanych materiałach, a także wydzielanie kolagenu typu I [6].

Wyniki badań biogodności przedstawiono na wykresie przedstawiającym procentowe stężenie kolagenu wyprodukowanego przez komórki hodowane, w stosunku do kolagenu wyprodukowanego przez komórki kontrolne (rys. 10).



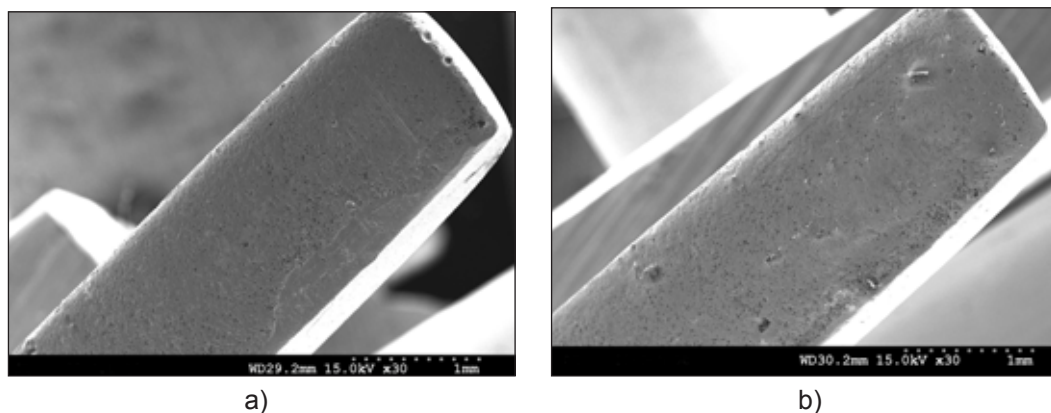
Rys. 10. Wyniki badań biogodności stali na narzędzia medyczne, pokrytej różnymi powłokami

Fig. 10. The results of biocompatibility test of steel for medical tools coated with various coatings.

Spośród przebadanych materiałów najwyższą biogodność z tkanką kostną wykazała stal X20Cr13 pokryta powłoką diamentopodobną oraz pokryta powłokami z azotku tytanu oraz glikoazotku tytanu [7].

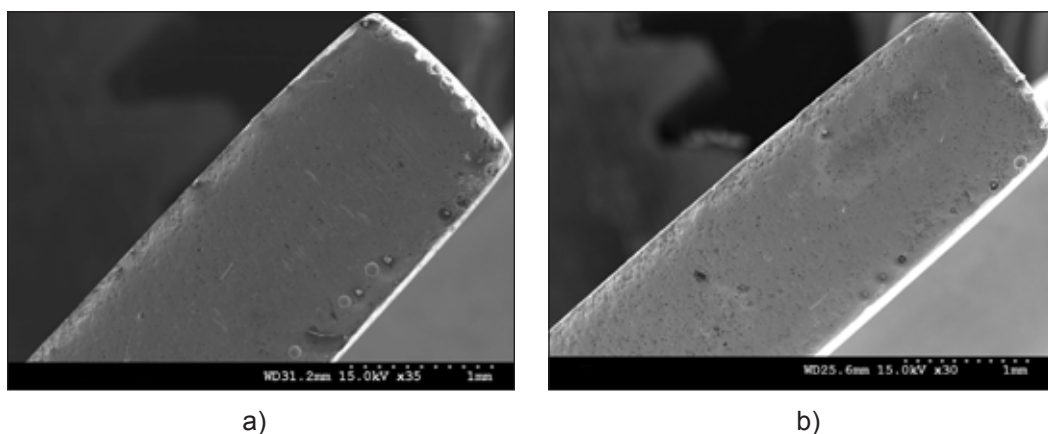
### Badania eksploatacyjne imadełek do szycia chirurgicznego

Imadełka przeznaczone do szycia chirurgicznego, po pokryciu w części chwytnej kompozytem niklowo-diaamentowym zostały przekazane do badań eksploatacyjnych w dwóch krakowskich szpitalach. Imadełka otrzymał Szpital Uniwersytecki II Kliniki Chirurgii Ogólnej i Naczyniowej, w którym eksploatowane były przez jednego lekarza (rys. 11a i 12a) oraz Szpital Zakonu Bonifratrów Św. Jana Grandego, w którym były one używane przez zespół kilku lekarzy (rys. 11b i 12b).



Rys. 11. Część chwytnej imadełka pokryta kompozytem niklowo-diaamentowym po trzymiesięcznej eksploatacji: a) w Szpitalu Uniwersyteckim, b) w Szpitalu Bonifratrów (SEM)

Fig. 11. The gripping part of a vise coated with nickel-diamond composite after three-month operation at: a) University Hospital, b) Bonifratry Hospital (SEM)



a)

b)

Rys. 12. Część chwytna imadelka pokryta kompozytem niklowo-diaamentowym po pięciomiesięcznej eksploatacji: a) w Szpitalu Uniwersyteckim, b) w Szpitalu Bonifratrów (SEM)

Fig. 12. The gripping part of a vise coated with nickel-diamond composite after five-month operation at: a) University Hospital, b) Bonifratri Hospital (SEM)

Jak wynika z obserwacji części chwytnej imadełek pokrytych kompozytem niklowo-diaamentowym, w przypadku używania w okresie 5 miesięcy imadelka przez jednego chirurga, nie widać śladów zniszczenia (rys. 12a), natomiast w przypadku eksploatacji jednego narzędzia przez zespół lekarzy stwierdzono niewielkie uszkodzenie krawędzi imadelka (rys. 12b), wynikające prawdopodobnie z jego niewłaściwego stosowania.

Opinie użytkownika części chwytnej imadełek wyrażone przez przedstawicieli dwóch ośrodków medycznych są pozytywne.

### Wygląd narzędzi chirurgicznych pokrytych powłoką DLC

Narzędzia medyczne pokryte powłokami DLC wyglądem nieco różnią się od typowo stalowych, co przedstawiono na rysunku 13. Te pokryte cienką warstwą posiadają kolor przezroczysto-szary (rys. 13a), a grubszą warstwą mają kolor ciemnoszary (rys. 13b).



a)



b)

Rys. 13. Narzędzia medyczne ze stali pokryte powłoką DLC a) od lewej: szczypce, skrobak, pinceta gładka, skalpel i pinceta karbowana; b) gwintowniki i wiertła

Fig. 13. Medical steel tools coated with DLC coating a) from the left: tongs, curette, smooth pin-cers, scalpel and groove pincers; b) screw-taps and drills

## Wnioski

1. Zastosowane powłoki diamentopodobne (DLC) na narzędziach medycznych wykazały wzrost mikrotwardości oraz modułu Younga narzędzi, przy zachowaniu dobrej adhezji powłoki do podłoża.
2. Badania korozji połączone z badaniami morfologii powierzchni warstw DLC naniesionych na stal narzędziową przed i po polaryzacji, potwierdzają dobrą odporność na korozję powłoki DLC.
3. Porównując powłoki naniesione na próbki ze stali X20Cr13, wykonane z DLC, TiN i TiAlN stwierdzono, że najwyższą biogodność z tkanką kostną wykazała stal pokryta powłoką DLC.
4. Powłoka DLC na narzędziach chirurgicznych wykazała wysoką adhezję do podłoża metalowego, powodując jednocześnie wzrost biogodności i odporności na korozję oraz zwiększenie mikrotwardości powierzchni badanych elementów.
5. Warstwa z kompozytu niklowo-diaamentowego zastosowana na części chwytnej imadełek chirurgicznych zastąpiła z powodzeniem powierzchnię ryflowaną, polepszając chwytność igły imadełka, o czym świadczą wyniki badań wytrzymałościowych oraz pozytywne opinie lekarzy chirurgów na temat eksploatacji narzędzi.

## Podziękowania

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

Wyrażam serdeczne podziękowania osobom zaangażowanym w realizację wspomnianego projektu, a mianowicie pracownikom Akademii Górniczo-Hutniczej: panu dr Sławomirowi Zimowskiemu i panu mgr Marcinowi Kotowi za wykonanie badań adhezji powłok do stali, pani dr Marii Starowicz za wykonanie badań korozji oraz panu mgr Waławowi Cieśli za obserwacje mikroskopowe.

Bardzo dziękuję pracownikom zespołu prof. dr inż. Leszka Gołaskiego z Politechniki Świętokrzyskiej za wykonanie badań wytrzymałościowych imadełek i pincet.

Składam uprzejme podziękowania Pani dr Barbarze Czajkowskiej za wykonanie badań biogodności materiałów metalowych i zastosowanych powłok.

Składam serdeczne podziękowania lekarzom: dr Tomaszowi Mrowieckiemu i jego współpracownikom ze Szpitala Zakonu Bonifratrów oraz dr Mariuszowi Kózce ze Szpitala Uniwersyteckiego za eksploatację narzędzi chirurgicznych.

Szczególne podziękowania należą się pani mgr Izabeli Kalembie za wykonanie prac redakcyjnych oraz panu mgr Arturowi Kudybie za wykonanie zdjęć narzędzi.

## Literatura

1. Nałęcz M. i in.: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Biomateriały, Warszawa 2000, Tom 4
2. Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
3. Burakowski T., Wierzchoń T.: Inżynieria powierzchni metali, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 1995
4. Burakowski T., Soliński E., Wierzchoń T.: Inżynieria powierzchni metali, Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1992
5. Biel-Gołaska M., Rakowski W., Kalemba I. i in.: Modyfikacja powierzchni tytanu powłoką diamentopodobną, Inżynieria Biomateriałów, 2006, nr 56-57, s. 1-11
6. Czajkowska B. i in.: Oddziaływanie fibroblastów, osteoblastów i makrofagów z chirurgicznymi siatkami polipropylenowymi, Inżynieria Biomateriałów, 2002, nr 23-25, s. 42-43
7. Czajkowska B.: Wykonanie wstępnych badań biogodności na próbkach metalowych, sprawozdanie, Kraków, czerwiec 2006
8. Biel-Gołaska M., Kalemba I.: Uszlachetnianie narzędzi medycznych, Inżynieria Biomateriałów, Październik 2006, nr 58-60, s. 90-94
9. Biel-Gołaska M. i in.: Projekt badawczy, KBN nr 4 T08A 002 25 „Analiza mechanizmów zniszczenia narzędzi chirurgicznych pokrytych warstwą diamentową”, Instytut Odlewnictwa, Kraków 2006

*Recenzent: prof. dr hab. inż. Andrzej Białołbrzeski*