

**Aleksandra CHROBAK<sup>1</sup>, Sylwia ŁAGAN<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

<sup>2</sup>Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

## **ANALIZA WYBRANYCH WŁAŚCIWOŚCI MATERIAŁÓW STOSOWANYCH NA INSTRUMENTARIUM CHIRURGICZNE**

**Streszczenie:** Celem niniejszej pracy była analiza porównawcza wybranych właściwości materiałów metalicznych wykorzystywanych na narzędzia chirurgiczne. Przeprowadzono badania określające odporność na korozję (metodą grawimetryczną), zwilżalność powierzchni (metodą kropli siedzącej) oraz analizę swobodnej energii powierzchniowej z wykorzystaniem dwóch modeli analitycznych: Owensa-Wendta oraz van Ossa-Chauhury-Gooda. W wyniku badań wskazano właściwości stali austenitycznej i martenzytycznej determinujące dobór materiału do produkcji instrumentarium chirurgicznego.

**Słowa kluczowe:** stal austenityczna, stal martenzytyczna, korozja, zwilżalność powierzchni

### **1. WSTĘP**

Chirurgia, jako szeroko pojmowany dział obejmuje wiele specjalności medycznych, w których nowoczesne rozwiązania materiałowe i technologiczne znajdują najwięcej zastosowań.

Dobór odpowiedniego narzędzia chirurgicznego to gwarancja optymalnego czasu zabiegu czy rozmiarów rany operacyjnej. Wymagania stawiane instrumentarium chirurgicznemu dotyczą odpowiedniej geometrii i ergonomii, która umożliwi sprawną obsługę, bezpieczeństwo zarówno operatora jak i pacjenta oraz niezawodność i bezawaryjność pracy [2]. Stanowią również określony zbiór właściwości mechanicznych, wysoką odporność na korozję jak i możliwość całkowitej sterylizacji [3, 9, 10] Ważnym jest także wykorzystanie odpowiedniego materiału, który pozwoli zmniejszyć inwazyjność oraz wpłynie na ograniczenie powikłań po wykonanym zabiegu. Do produkcji instrumentarium wykorzystywane są przede wszystkim materiały metaliczne (tj. stale odporne na korozję, stopy z pamięcią kształtu oraz miedź i jej stopy), a także materiały polimerowe [9]. Stale przeznaczone do produkcji instrumentarium zawdzięczają swoją wysoką odporność na korozję znaczącej zawartości chromu – powyżej 10,5% [8]. Mimo to narażone są na korozję o różnym charakterze zniszczenia – ogólną (równomierną), lokalną (wżerową, międzykrystaliczną, szczelinową), naprężeniową, zmęczeniową czy stykową [7].

Narzędzia chirurgiczne jako grupa wyrobów medycznych cechują się wysokimi wymaganiami i kryteriami oceny jakości, stąd ważne jest poszerzanie wiedzy zarówno konstruktorów, technologów, jak i osób zajmujących się badaniami materiałów, struktury i powierzchni instrumentarium. Współcześnie dzięki rozwojowi technologicznemu osiągnana

jest coraz lepsza jakość produktów, wynikająca z zastosowania stali nierdzewnej o wysokich właściwościach mechanicznych i antykorozyjnych. Dodatkowo pojawiają się badania nad licznymi modyfikacjami oraz procesami technologicznymi, które pozwoliłyby na jeszcze lepsze rezultaty w wymienionych obszarach.

Celem niniejszej pracy była analiza porównawcza wybranych właściwości (odporności na korozję oraz zwilżalności powierzchni) materiałów metalicznych wykorzystywanych w produkcji instrumentarium chirurgicznego pod kątem funkcjonalności oraz prawidłowego oddziaływania z tkankami człowieka podczas zabiegu.

## 2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przedmiotem badań były: stal martenzytyczna X39Cr13 oraz stal austenityczna X2CrNi18-9. W wyniku cięcia metodą strumienia wody blach stalowych o grubości 4 mm otrzymano po 12 próbek z każdego materiału o wymiarach 10x70x4mm. Powierzchnię próbek oczyszczono alkoholem etylowym, a następnie próbki podzielono na 3 grupy, dla których zdefiniowano warunki inkubacji:

- I - próbki moczone w roztworze 0,9% NaCl (B.Braun Meslungen AG),
- II - próbki moczone w roztworze Sterofundin ISO (B.Braun Meslungen AG),
- III - próbki moczone w płynie do dezynfekcji (Alpinus Chemia Sp. z o.o.).

Próbki były moczone odpowiednio przez 7, 14 i 21 dni w zamkniętych pojemnikach o objętości 120 ml w piecu Advantage Lab w temperaturze 37°C.

Metodyka badań opierała się na wyznaczeniu odporności na korozję (w oparciu o zmianę masy) oraz określeniu kątów zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej przed i po realizacji trzech procesów inkubacji.

Do wyznaczenia zmiany masy próbek wykorzystano wagę analityczną RADWAG AS 160/C/2 o dokładności pomiaru 0,001g. Próbki ważono przed moczeniem oraz odpowiednio po 7, 14 i 21 dniach moczenia. Dodatkowo porównano wyznaczony ubytek masy po 21 dniach z masą pozostałego w pojemnikach osadu. Roztwory z osadem odsączano za pomocą sączków laboratoryjnych, a następnie suszono przez 7 dni.

Pomiar kątów zwilżania i wyznaczanie swobodnej energii powierzchniowej przeprowadzono za pomocą goniometru Advex Instruments oraz skoordynowanym z nim oprogramowaniem komputerowym SeeSystem 6.3. Pomiary zwilżania realizowano w środowisku otoczenia (temperatura pomiaru wyniosła 22±1°C, natomiast wilgotność powietrza wyniosła 55±5%). W badaniu wykorzystano metodę siedzącej kropli (o objętości 0,5 µl) z wykorzystaniem mikropipety manualnej Vitrum. Dla wszystkich grup wykonano pomiar 10 kropli każdej cieczy pomiarowej (przed moczeniem oraz odpowiednio po 7, 14 i 21 dniach moczenia). W oparciu o kąty zwilżania oraz dwa modele analityczne (model Owens-Wendta: OW, wymagający zastosowania dwóch cieczy, jednej polarnej a drugiej dyspersyjnej, oraz model van Ossa-Chauhury-Gooda: vOCG, wymagający wykorzystania dwóch cieczy polarnych i jednej dyspersyjnej) wyznaczono swobodną energię powierzchniową oraz jej składowe. Oznaczenie zwilżalności powierzchni przeprowadzono za pomocą trzech cieczy pomiarowych: wody destylowanej (Poch S.A.), diiodometanu (Merck Sp. z o.o.) oraz gliceryny bezwodnej (Chempur®). Wyniki porównano z rezultatami otrzymanymi dla próbek w stanie początkowym.

## 3. WYNIKI

Średnią masę próbek po 21 dniach inkubacji ( $m_{21-sr}$ ) oraz średni ubytek masy po 21 dniach inkubacji ( $\Delta m_{sr}$ ) w odniesieniu do średniej masy początkowej próbek ( $m_{0-sr}$ ) przedstawiono

w tabeli 1. W tabeli 2 przedstawiono wyniki pomiaru masy wysuszonego ( $m_o$ ) osadu z każdego pojemnika, który został odsączony a następnie wysuszony. Wartości porównano z sumarycznym ubytkiem masy wszystkich próbek poszczególnej grupy po 21 dniach inkubacji ( $\Delta m$ ).

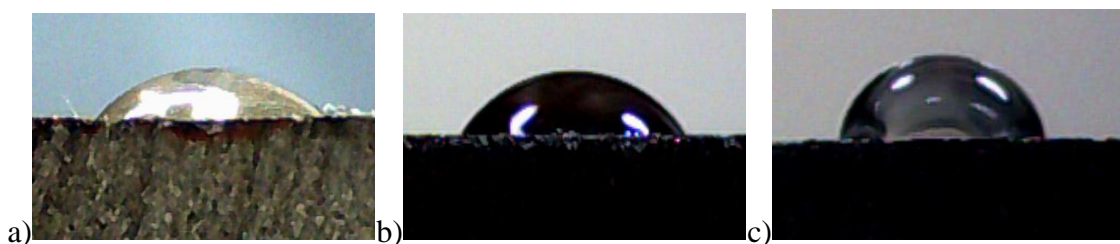
**Tabela 1. Średnia masa próbek oraz średni ubytek masy próbek stali (SD – odchylenie standardowe)**

Stal	Grupa	$m_{0-śr}$ [g] (SD)	$m_{21-śr}$ [g] (SD)	$\Delta m_{śr}$ [%]
X39Cr13	I	20,004 (0,367)	19,984 (0,365)	0,100
	II	19,771 (0,173)	19,764 (0,173)	0,040
	III	19,605 (0,200)	19,591 (0,198)	0,080
X2CrNi18-9	I	24,564 (1,212)	24,564 (1,212)	0,000
	II	24,315 (0,497)	24,314 (0,496)	0,004
	III	25,688 (0,743)	25,687 (0,743)	0,004

**Tabela 2. Porównanie ubytku masy próbek z masą osadu pozostającego w pojemnikach po 21 dniach**

Stal	Grupa	$\Delta m$ [g]	$m_o$ [g]
X39Cr13	I	0,080	0,075
	II	0,030	0,029
	III	0,059	0,057
X2CrNi18-9	I	0,003	0,003
	II	0,004	0,004
	III	0,004	0,004

Przykładowe zdjęcia kropli dla określonych grup próbek ze stali X39Cr13 oraz X2CrNi18-9 każdej cieczy pomiarowej przedstawiono na rys. 1 oraz 2.



**Rys. 1** Zdjęcia przykładowej kropli na powierzchni próbki stali X39Cr13: a) po moczeniu 7 dni w płynie do dezynfekcji (kropla wody), b) po moczeniu 14 dni w roztworze Sterofundin ISO (kropla diiodometanu), c) po moczeniu 21 dni w roztworze 0,9% NaCl (kropla gliceryny)



Rys. 2 Zdjęcia przykładowej kropli na powierzchni próbki stali X2CrNi18-9: a) po moczeniu 7 dni w płynie do dezynfekcji (kropla wody), b) po moczeniu 14 dni w roztworze Sterofundin ISO (kropla diiodometanu), c) po moczeniu 21 dni w roztworze 0,9% NaCl (kropla gliceryny)

Otrzymane wyniki kątów zwilżania dla trzech cieczy pomiarowych – diiodometanu (D), gliceryny (G) oraz wody (W) dla dwóch rodzajów stali zestawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Zestawienie wartości kątów [°] zwilżania dla stali (SD – odchylenie standardowe)

Grupa		D (SD)	G (SD)	W (SD)
<b>X39Cr13</b>				
<b>0</b>		51,52 (10,09)	95,32 (3,45)	66,61 (4,33)
<b>I</b>	<b>7</b>	38,67 (2,04)	72,19 (4,190)	59,19 (6,74)
	<b>14</b>	49,80 (6,64)	76,73 (7,09)	59,01 (4,29)
	<b>21</b>	37,18 (3,94)	89,88 (7,60)	70,80 (9,59)
<b>II</b>	<b>7</b>	48,97 (3,76)	91,44 (4,96)	68,48 (5,66)
	<b>14</b>	54,86 (8,07)	53,80 (5,29)	63,79 (9,77)
	<b>21</b>	35,49 (5,61)	85,16 (5,29)	56,85 (5,51)
<b>III</b>	<b>7</b>	42,76 (4,63)	67,25 (8,59)	37,98 (7,21)
	<b>14</b>	42,24 (3,29)	81,09 (4,12)	19,42 (6,41)
	<b>21</b>	43,38 (3,51)	85,53 (5,94)	20,05 (3,50)
<b>X2CrNi18-9</b>				
<b>0</b>		31,97 (1,91)	71,15 (2,67)	50,35 (7,33)
<b>I</b>	<b>7</b>	40,07 (2,92)	87,35 (6,76)	92,21 (2,40)
	<b>14</b>	41,58 (3,32)	85,35 (11,50)	64,88 (8,76)
	<b>21</b>	41,58 (3,32)	85,35 (11,50)	64,88 (8,76)
<b>II</b>	<b>7</b>	31,93 (3,88)	71,68 (7,74)	70,30 (3,62)
	<b>14</b>	36,77 (5,29)	83,88 (8,82)	83,17 (6,01)
	<b>21</b>	45,05 (3,11)	86,69 (4,35)	85,60 (4,67)
<b>III</b>	<b>7</b>	38,21 (5,60)	74,71 (9,45)	59,72 (4,20)
	<b>14</b>	39,01 (7,94)	78,37 (7,36)	27,59 (4,64)
	<b>21</b>	31,53 (3,43)	88,59 (4,28)	22,49 (4,80)

W tabelach 4 i 5 przedstawiono wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych obliczonych z wykorzystaniem dwóch modeli obliczeniowych – Owensa-Wendta: OW oraz van Ossa-Chauhury-Gooda: vOCG dla stali martenzytycznej X39Cr13 oraz austenitycznej X2CrNi18-9.

Tabela 4. Wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych dla stali X39Cr13 [mJ/m<sup>2</sup>]

Grupa		OW			vOCG				
		$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s^+$	$\gamma_s^-$
<b>0</b>		44,59	11,16	33,42	69,68	33,42	36,26	6,28	52,30
<b>I</b>	<b>7</b>	52,94	12,66	40,27	51,30	11,03	40,27	0,86	35,50
	<b>14</b>	49,50	15,11	34,39	47,75	13,36	34,39	1,05	42,53
	<b>21</b>	47,69	6,69	41,00	67,36	26,36	41,00	5,00	34,75
<b>II</b>	<b>7</b>	44,50	9,65	34,85	62,66	27,81	34,85	4,54	42,58
	<b>14</b>	45,05	13,52	31,52	42,19	10,67	31,52	1,98	14,40
	<b>21</b>	55,18	13,38	41,80	77,47	35,67	41,80	5,60	56,83
<b>III</b>	<b>7</b>	63,94	25,75	38,20	55,45	17,25	38,20	1,10	67,64
	<b>14</b>	72,68	34,21	38,47	100,05	61,58	38,47	7,76	122,25
	<b>21</b>	72,23	34,36	37,87	110,85	72,98	37,87	10,12	131,59

Tabela 5. Wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych dla stali X2CrNi18-9 [mJ/m<sup>2</sup>]

Grupa		OW			vOCG				
		$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s^+$	$\gamma_s^-$
<b>0</b>		59,78	16,31	43,47	62,10	18,64	43,47	1,75	49,51
<b>I</b>	<b>7</b>	40,19	0,62	39,57	43,59	4,02	39,57	0,93	4,32
	<b>14</b>	48,97	10,17	38,81	63,23	24,43	38,81	3,63	41,13
	<b>21</b>	37,24	0,52	36,72	42,07	5,35	36,72	1,45	4,93
<b>II</b>	<b>7</b>	49,69	6,29	43,40	48,42	5,01	43,40	0,36	17,23
	<b>14</b>	43,47	2,27	41,20	48,42	7,23	41,20	1,24	10,53
	<b>21</b>	39,27	2,29	36,98	43,63	6,65	36,98	1,09	10,13
<b>III</b>	<b>7</b>	52,79	12,29	40,50	54,68	14,18	40,50	1,34	37,42
	<b>14</b>	70,07	29,97	40,10	90,46	50,36	40,10	6,08	104,21
	<b>21</b>	73,72	30,14	43,58	130,44	86,86	43,58	14,19	132,96

#### 4. Dyskusja wyników

Badanie odporności na korozję potwierdziło zakładaną wyższą odporność stali X2CrNi18-9. Oprócz dwóch pomiarów średnich ubytków masy, które wyniosły 0,004%, nie zaobserwowano zmian w masie próbek, albo zmiana masy była mniejsza, niż dokładność wagi. Natomiast średni ubytek masy dla próbek ze stali X39Cr13 wahał się nawet pomiędzy 0,04-0,1%. Wyniki pomiaru masy osadu różniły się nieznacznie od ubytków masy poszczególnych próbek wykonanych ze stali martenzytycznej (po okresie 21 dni). Wynika to z faktu, że niecały osad mógł zostać przesączony, nieznaczne cząsteczki osadu mogły pozostać w pojemniku. Rogowska R. [5] badała odporność korozyjną stali X39Cr13 pokrytej 3 rodzajami powłok w dwóch środowiskach: 0,5 molowym roztworze NaCl oraz w roztworze Troydse'a. Wszystkie wyniki wskazały na najniższą odporność stali, która nie została pokryta żadną powłoką. Otrzymane wartości niskiej odporności stali X39Cr13 pokrywają się z wynikami uzyskanymi w niniejszej pracy.

Badanie odporności korozyjnej stali X2CrNi18-9 przeprowadził Rokosz K. [6]. Wykorzystał on środowisko 6 różnych płynów, m.in. roztworu Ringera czy wodnego roztworu 3,5% NaCl. Badanie elektrochemiczne wykazało, że stal w roztworze Ringera posiada najmniejszą odporność na korozję wżerową, ale największą odporność na korozję niewżerową. Odporność korozyjna próbek w środowisku NaCl w porównaniu do 5 innych środowisk wykazała się średnią dla obu rodzajów korozji. Wyniki te są skorelowane z wynikami niniejszej pracy, wyższy poziom korozji wżerowej wystąpił dla próbek moczonych w roztworze Sterofundin (skład chemiczny roztworu jest zbliżony do roztworu Ringera). Raja Muthu Kumar K.S. et al. [4] przeprowadzili badania elektrochemiczne odporności korozyjnej stali austenitycznej, oznaczanej co sześć dni, w dwóch środowiskach: 3,0% oraz 3,5% roztworze NaCl. Wyższą odpornością korozyjną (od ok. 4 do 9%) odznaczyły się próbki moczone w roztworze 3,0%.

Badanie zwilżalności powierzchni stali austenitycznej wskazuje na zmienny i niejednorodny charakter powierzchni. Kąt zwilżania zawiera się w przedziale 22-92°. Najniższy kąt zwilżania - czyli najbardziej hydrofilową powierzchnię - otrzymano dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji, natomiast najwyższy kąt, wskazujący na hydrofobowy charakter powierzchni, otrzymano dla próbek moczonych w roztworze 0,9% NaCl oraz roztworze Sterofundin. Wartość swobodnej energii powierzchniowej zawierała się w zakresie 37-73 [mJ/m<sup>2</sup>], najwyższą wartość uzyskała dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji. El Farricha Omar et al. [1] oznaczali kąt zwilżania stali X2CrNi18-9 przed i po działaniu roztworu wodnego szalwii lekarskiej. Badania wskazały hydrofilowy charakter powierzchni (otrzymano kąt zwilżania niezmięnionej powierzchni na poziomie 63°), co potwierdza wynik otrzymany w niniejszej pracy. Autorzy otrzymali wartość składowej dyspersyjnej swobodnej energii powierzchniowej badanego materiału na poziomie 41 [mJ/m<sup>2</sup>].

Dla stali martenzytycznej otrzymano kąt zwilżania w przedziale 19-70°, co wskazuje na hydrofilowy charakter powierzchni. Najmniejszy kąt zwilżania również otrzymano dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji, a najwyższy dla próbek moczonych w roztworze Sterofundin. W pracy [5] Rogowska R. otrzymała kąt zwilżania stali X39Cr13 na poziomie 38°. Jest to prawie dwukrotnie niższy wynik od otrzymanego w niniejszej pracy, jednak charakter powierzchni w obu przypadkach pozostał hydrofilowy. Wartość swobodnej energii powierzchniowej próbek niepokrytych powłokami wahała się między 51-55 [mJ/m<sup>2</sup>]. Wynik ten nieznacznie odbiega od wyników niniejszej pracy dla próbek moczonych w roztworze 0,9% NaCl oraz w roztworze Sterofundin. Natomiast jest on nawet do 100% niższy dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji (biorąc pod uwagę wynik otrzymany metodą van Ossa).

## 5. WNIOSKI

Przeprowadzone w niniejszej pracy badania miały na celu określenie wybranych właściwości stali stosowanych na instrumentarium chirurgiczne.

Wyższą odpornością na korozję odznaczyła się stal austenityczna. Wyniki pomiaru procentowego ubytku masy próbek z tego rodzaju stali były niższe nawet o 25-krotnie od wyników pomiaru ubytku masy stali martenzytycznej. Istotne znaczenie dla korozji ma również stężenie roztworu, w którym moczone są próbki. Im wyższe stężenie roztworu (w tym przypadku NaCl), tym wyższy jest ubytek masy, a co się z tym wiąże - niższa odporność na korozję.

Badanie zwilżalności stali martenzytycznej wskazało na hydrofilowy charakter powierzchni, co ułatwia zwalczanie drobnoustrojów i ogranicza tworzenie się biofilmu na powierzchni materiału. Zastosowanie tego rodzaju materiału do produkcji instrumentarium jest

lepszą opcją niż wykorzystanie stali austenitycznej, dla której otrzymano niejednoznaczny charakter hydrofilowo - hydrofobowy.

Nie można jednoznacznie stwierdzić, która stal jest lepszym materiałem do produkcji instrumentarium chirurgicznego. Zbadanie innych właściwości czy poszerzenie grupy badawczej do innych rodzajów stali nierdzewnej oraz zastosowanie do badań innych środowisk mogłoby wspomóc dobór optymalnego materiału.

## LITERATURA

- [1] El Farricha O., Sadiki M., El Aabedy A., Lekbach Y., El Abed S., Ibsouda S., El Yamani J.: The Stainless Steel 304l Surface Energy Properties Modification by Aqueous Extract from *Salvia Officinalis*, *International Scientific Research Journal*, vol. 1(7), 2015, p.42-46.
- [2] Eliaz N., Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review, *Materials*, vol. 12(3), 2019, p.407.
- [3] Paszenda Z., Tyrlik-Held J.: *Instrumentarium chirurgiczne*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002, s. 9-11
- [4] Raja Muthu Kumar K.S., Vijian P., Samu Solomon J., L., Berchmans J.: Corrosion studies on Stainless Steel-304 in brackish environment, *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, vol. 2 (5), 2012, p. 178-182.
- [5] Rogowska R.: Własności korozyjne i powierzchniowe powłok złożonych CrN osadzonych metodą łukowo-próżniową na stali 4H13, „Problemy eksploatacji”, nr 3, 2008, s. 205-218.
- [6] Rokosz K., Hryniewicz T., Dudek Ł.: Badania porównawcze odporności korozyjnej stali austenitycznej AISI 304L (EN 1.4307) stosowanej do przewozu wybranych płynów. „Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe”, nr 6, 2015, s. 195-197.
- [7] Surowska B.: Wybrane zagadnienia z korozji i ochrony przed korozją. Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin 2002, s. 20
- [8] PN-EN 10088-1:2014 Stale odporne na korozję. Część 1: Wykaz stali odpornych na korozję.
- [9] [http://sterylizacja.org.pl/pliki/prezentacje/XXI\\_zjazd/Analiza\\_wybranych\\_wlasnosci\\_-\\_Witold\\_Walke.pdf](http://sterylizacja.org.pl/pliki/prezentacje/XXI_zjazd/Analiza_wybranych_wlasnosci_-_Witold_Walke.pdf) (7.11.2019).
- [10] [http://sterylizacja.org.pl/pliki/Reprocesowanie\\_Wyrobow\\_Medycznych/ROZDZIAL\\_3\\_PODSTAWY\\_MYCIA,DEZYNFEKCJI,STERYLIZACJI.pdf](http://sterylizacja.org.pl/pliki/Reprocesowanie_Wyrobow_Medycznych/ROZDZIAL_3_PODSTAWY_MYCIA,DEZYNFEKCJI,STERYLIZACJI.pdf) (13.11.2019).

## ANALYSIS OF SELECTED PROPERTIES OF MATERIALS USED FOR SURGICAL INSTRUMENTS

**Abstract:** The aim of this work was comparative analysis of selected properties of metallic materials used for surgical instruments. The studies have been conducted to determine the corrosion resistance (gravimetric method), surface wettability (sitting drop method) and free surface energy analysis using two analytical models: Owens-Wendt's and van Oss-Chauhury-Good's. As a result, the properties of austenitic and martensitic steel determining the choice of material for the production of surgical instruments have been indicated.