

# Ocena chropowatości powierzchni oraz podatności na procesy korozyjne łuków tytanowo-niobowych oraz tytanowo-molibdenowych w badaniach laboratoryjnych

# Assessment of the surface roughness and susceptibility to corrosive processes of titanium-niobium and titanium-molybdenum archwires in laboratory tests

Wojciech Boryczko<sup>1</sup>**ABDEF** (ORCID ID: 0000-0002-6218-4920)

Janusz Kamiński<sup>2</sup>**ABDF** (ORCID ID: 0000-0002-4706-9238)

Michał Czopowicz<sup>3</sup>**CF** (ORCID ID: 0000-0002-4238-8360)

Konrad Małkiewicz<sup>4</sup>**ABDEF** (ORCID ID: 0000-0002-1831-0491)

**Wkład autorów:** **A** Plan badań **B** Zbieranie danych **C** Analiza statystyczna **D** Interpretacja danych  
**E** Redagowanie pracy **F** Wyszukiwanie piśmiennictwa

**Authors' Contribution:** **A** Study design **B** Data Collection **C** Statistical Analysis **D** Data Interpretation  
**E** Manuscript Preparation **F** Literature Search

<sup>1</sup> Praktyka prywatna  
*Private practice*

<sup>2</sup> Wydział Inżynierii Materiałowej, Politechnika Warszawska  
*Faculty of Materials Science, Warsaw University of Technology*

<sup>3</sup> Samodzielny Zakład Epidemiologii i Ekonomiki Weterynaryjnej, Szkoła Główna Gospodarstwa Wiejskiego (SGGW) w Warszawie  
*Division of Veterinary Epidemiology and Economics Warsaw University of Life Sciences-SGGW*

<sup>4</sup> Zakład Ortodoncji, Uniwersytet Medyczny w Łodzi  
*Medical University of Lodz, Department of Orthodontics*

---

Adres do korespondencji/*Correspondence address:*

Konrad Małkiewicz  
Zakład Ortodoncji Uniwersytetu Medycznego w Łodzi  
ul. Pomorska 251  
90-001 Łódź  
e-mail: konrad.malkiewicz@interia.pl



Copyright: © 2005 Polish Orthodontic Society. This is an Open Access journal, all articles are distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0) License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>), allowing third parties to copy and redistribute the material in any medium or format and to remix, transform, and build upon the material, provided the original work is properly cited and states its license.

## Streszczenie

Rozwój technologii produkcji oraz chęć stworzenia materiałów medycznych o najkorzystniejszych właściwościach klinicznych sprawiają, że na rynek wprowadza się nowe generacje produktów lub modyfikuje się już stosowane. Badania laboratoryjne mogą pomóc w określeniu właściwości materiałów odpowiednich do wykorzystania w warunkach klinicznych oraz przy podejmowaniu decyzji o wyborze postępowania leczniczego optymalnego w danym schemacie. **Cel.** Celem pracy była ocena podatności na korozję oraz chropowatości powierzchni dwóch rodzajów łuków ortodontycznych wykonanych ze stopów tytanu. **Materiał i metody.** W badaniu oceniano łuki ortodontyczne o przekroju 0,017 x 0,025 cala (0,04 x 0,06 cm) firm RMO (USA) oraz Morita (Japonia), wykonane odpowiednio ze stopu tytanowo-molibdenowego oraz tytanowo-niobowego. Topografię powierzchni badanych próbek oceniano za pomocą mikroskopu skaningowego, natomiast odporność korozyjną materiałów badano metodą potencjodynamiczną. Dokonano również oceny chropowatości materiałów, wykorzystując w tym celu profilometr optyczny. Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej na poziomie istotności  $p = 0,05$ . **Wyniki.** Analiza danych liczbowych uzyskanych w wyniku badań potencjodynamicznych wykazała, że średnie natężenie prądu korozyjnego ( $I_{kor}$ ) było wyższe w przypadku materiałów firmy RMO i wynosiło średnio  $0,0033 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , w porównaniu ze średnią wartością oznaczoną dla materiałów firmy Morita wynoszącą odpowiednio  $0,0029 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Opisane wartości nie różniły się w sposób istotny od siebie ( $p = 0,036$ ). **Wnioski.** 1) Łuki ortodontyczne oceniane w badaniu ulegały procesom korozji niezależnie od producenta i składu pierwiastkowego materiału. 2) Zaobserwowane istotne różnice w chropowatości powierzchni obu łuków ortodontycznych ocenianych w badaniu mogą w sposób pośredni wskazywać na ich odmienny potencjał w generowaniu sił tarcia w warunkach klinicznych. (Boryczko W, Kamiński J, Czopowicz M, Małkiewicz K. Ocena chropowatości powierzchni oraz podatności na procesy korozyjne łuków tytanowo-niobowych oraz tytanowo-molibdenowych w badaniach laboratoryjnych. *Forum Ortod* 2020; 16 (4): 290-9).

Nadesłano: 23.08.2020

Przyjęto do druku: 23.09.2020

<https://doi.org/10.5114/for.2020.102226>

**Słowa kluczowe:** łuki ortodontyczne, korozja, profilometria

## Wstęp

Nie ulega wątpliwości, że zapotrzebowanie na leczenie ortodontyczne aparatami stałymi ciągle wzrasta. Promowany przez środki masowego przekazu wizerunek człowieka sukcesu kładzie nacisk nie tylko na osiągnięcia zawodowe czy zdrowy styl życia, ale zwraca również uwagę na

## Abstract

The development of production technology and the willingness to create medical materials with the most beneficial clinical properties result in new generations of products being introduced to the market or those already in use being modified. Laboratory tests can help determine the properties of materials suitable for use under clinical conditions and help when deciding on the optimal treatment for a given approach. **Aim.** The aim of the study was to assess the susceptibility to corrosion and surface roughness of two types of orthodontic archwires made of titanium alloys. **Material and methods.** The study evaluated orthodontic archwires with the cross-section of 0.017 by 0.025 inch (0.04 by 0.06 cm) by RMO (USA) and Morita (Japan), made of titanium-niobium and titanium-molybdenum alloys, respectively. Surface topography of tested specimens was evaluated using the scanning microscope, whereas corrosion resistance was assessed by a potentiodynamic technique. The roughness of materials was also evaluated using an optical profilometer. The obtained results were subject to statistical analysis at the significance level of  $p = 0.05$ . **Results.** The analysis of numerical data obtained from potentiodynamic studies shows that the average corrosion current intensity ( $I_{cor}$ ) was higher for RMO materials, compared to Morita materials, namely  $0.0033 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  and  $0.0029 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , respectively. The values described were not statistically significantly different ( $p = 0.036$ ). **Conclusions.** 1) Orthodontic archwires evaluated in the study were subject to corrosion, regardless of the material manufacturer and elemental composition. 2) Significant differences observed in the surface roughness of both orthodontic archwires evaluated in the study may indirectly indicate their different potentials to generate frictional forces under clinical conditions. (Boryczko W, Kamiński J, Czopowicz M, Małkiewicz K. Assessment of the surface roughness and susceptibility to corrosive processes of titanium-niobium and titanium-molybdenum archwires in laboratory tests. *Orthod Forum* 2020; 16 (4): 290-9).

Received: 23.08.2020

Accepted: 23.09.2020

<https://doi.org/10.5114/for.2020.102226>

**Key words:** orthodontic archwires, corrosion, profilometry

## Introduction

There is no doubt that the demand for orthodontic treatment with fixed appliances is continually increasing. The image of a successful man promoted by the mass media puts emphasis not only on professional achievements or a healthy lifestyle but also on facial aesthetics. Due to the growing popularity of plastic surgery, aesthetic medicine and cosmetology treatments, dental treatment, in addition to the

estetykę twarzy. Coraz większa popularność zabiegów z zakresu chirurgii plastycznej, medycyny estetycznej oraz kosmetologii sprawia, że leczenie stomatologiczne, oprócz odbudowy funkcji narządu żucia, coraz częściej obejmuje zabiegi prowadzące do poprawy wyglądu uzębienia.

Terapia ortodontyczna ma więc na celu nie tylko korektę wad zgryzu, ale również zmianę kształtu i wyrównanie łuków zębowych. Podstawowymi elementami składowymi stałych aparatów cienkołukowych są przyklejone na zębach zamki, które przenoszą siły generowane przez łuki umieszczone w ich szczelinach, oraz elementy pomocnicze, takie jak sprężyny czy elastomery.

Leczenie wad zgryzu, w tym korekta nieprawidłowości zębowych, powinno być relatywnie szybkie oraz zapewnić wysoki poziom bezpieczeństwa terapii.

Zjawiskami rozpatrywanymi w powyższych aspektach są m.in. tarcie oraz poziomy sił, generowane przez elementy składowe aparatów (1). Tarcie jest całokształtem zjawisk powstających na granicy dwóch ciał, które pod wpływem przyłożenia zewnętrznej siły przesuwały się względem siebie. Siłę tarcia możemy więc niejako opisać jako opór przeciwstawiający się ruchowi, który miałby miejsce, gdyby zjawisko to nie występowało. Zależy on nie tylko od budowy chemicznej kontaktujących się ze sobą materiałów, prędkości, z którą przemieszczają się względem siebie, kierunku i zwrotu siły powodującej ruch, ale także od chropowatości powierzchni szczeliny zamka i łuku ortodontycznego.

Nierówności powierzchni łuków ortodontycznych mogą wpływać nie tylko na zwiększenie się siły tarcia pomiędzy elementami aparatu stałego, czego konsekwencją może być spowolnienie ruchu zębów toku leczenia, ale także nasilić procesy korozyjne, jakim ulegają stopy metali w środowisku jamy ustnej (1–6). Stopniowe niszczenie struktury materiałów medycznych opartych na pierwiastkach metalicznych powoduje uwolnienie do środowiska zewnętrznego ich jonów, których właściwości biologiczne często są uznawane za negatywne. W przypadku łuków ortodontycznych szczególną uwagę należy zwrócić na nikiel i chrom uwalniany na drodze procesów elektrochemicznych z łuków stalowych oraz na nikiel będący składnikiem drutów niklowo-tytanowych (7, 8).

Związek pomiędzy podażą jonów niklu a rozwojem reakcji alergicznej typu IV, obejmującej skórę lub błonę śluzową, nie budzi wątpliwości, chrom natomiast posiada właściwości mutagenne i kancerogenne (7). W tym kontekście istotne jest, aby materiały ortodontyczne stosowane w warunkach klinicznych cechowały się jak najwyższą odpornością na procesy korozyjne, zapewniając tym samym wysokie bezpieczeństwo ich stosowania u pacjentów poddanych terapii wad zgryzu.

## Cel

Celem pracy były ocena podatności na korozję oraz chropowatości powierzchni dwóch rodzajów łuków ortodontycznych wykonanych ze stopów tytanu.

reconstruction of the functions of the masticatory organ, more and more often includes treatments leading to an improvement in the appearance of dentition.

Orthodontic therapy is therefore aimed not only at correcting malocclusions, but also at changing the shape and aligning dental arches. Basic components of fixed thin archwires are brackets glued to the teeth, which transmit forces generated by the archwires placed in their slots, and auxiliary elements such as springs or elastomers.

Treatment of malocclusions, including the correction of dental abnormalities, should be relatively quick and provide a high level of safety of the therapy.

Phenomena considered in the above aspects include friction and force levels generated by the components of appliances (1). Friction includes all phenomena occurring on the interface of two bodies, which, under the influence of an external force, move relative to each other. The force of friction can, therefore, be described as resistance against a movement, which would take place if this phenomenon did not occur. It depends not only on the chemical structure of materials in contact with each other, the speed with which they move in relation to each other, the direction and sense of the force causing the movement but also on the roughness of the surface of bracket slots and the orthodontic archwire.

The roughness of the surface of orthodontic archwires may not only increase the friction force between the elements of a fixed appliance, which may result in slowing down the teeth movement in the course of treatment, but it may also intensify corrosive processes to which metal alloys are subject in the oral cavity environment (1–6). The gradual destruction of the structure of medical materials based on metallic elements results in the release of their ions into the external environment, and biological properties of these ions are often considered unfavourable. In the case of orthodontic archwires, particular attention should be paid to nickel and chromium released during electrochemical processes from steel archwires, and to nickel that is a component of nickel-titanium archwires (7, 8).

The relationship between the supply of nickel ions and the development of a type IV allergic reaction involving the skin or mucous membrane is apparent, while chromium has mutagenic and carcinogenic properties (7). In this context, it is essential that orthodontic materials used in clinical settings had the highest possible resistance to corrosive processes, thus ensuring high safety of their use in patients undergoing treatment of malocclusions.

## Aim

The aim of the study was to assess the susceptibility to corrosion and surface roughness of two types of orthodontic archwires made of titanium alloys.

## Material i metody

W badaniu oceniano łuki ortodontyczne o przekroju 0,017 x 0,025 cala (0,04 x 0,06 cm) firm RMO (USA) oraz Morita (Japonia). Według informacji podanych przez amerykańskiego producenta dostarczany przez niego drut został wykonany ze stopu zawierającego tytan, cyrkon, cynę i molibden. Japoński produkt, którego skład został opracowany w Toyota Central Lab (Japonia), według deklaracji firmy Morita jest stopem tytanu, niobu, tantalu i cyrkonu.

Z tych drutów ortodontycznych przygotowano próbki o długości 2 cm, które wykorzystano w badaniach korozyjnych (po 5 próbek dla każdego rodzaju łuku) i profilometrycznych (po 8 próbek dla każdego rodzaju łuku).

Mikrostrukturę powierzchni badanych próbek oceniano za pomocą mikroskopu skaningowego SEM Hitachi SU 90 (Hitachi, Japonia). Skany wykonywano zarówno przed, jak i po przeprowadzeniu badań korozyjnych.

Oporność korozyjną oceniano metodą potencjodynamiczną, wykorzystując potencjostat Autolab PGSTAT100 z modułem FRA2 (Eco Chemie B.V., Holandia). Oceniane próbki umieszczano w roztworze sztucznej śliny w temperaturze 37°C przygotowanej zgodnie ze standardem, który przedstawili Kocijan i wsp. Indukowano w nim procesy korozyjne, wykorzystując układ trzech elektrod (9).

Ocenę chropowatości powierzchni wykonano przy użyciu profilometru optycznego Wyko NT 9300 firmy Bruker (USA) w celu uzyskania informacji na temat:

- Ra – średnie arytmetyczne odchylenie profilu chropowatości;
- Rq – średnie kwadratowe odchylenie chropowatości powierzchni;
- Rz – odległość od najwyższego punktu profilu chropowatości do jego najniższego punktu, mierzona wzdłuż odcinka elementarnego;
- Rt – odległość od najwyższego do najniższego punktu profilu chropowatości powierzchni.

Zmienne ilościowe przedstawiono jako średnią, plus minus, odchylenie standardowe oraz zakres wartości. Porównania między materiałami wykonano testem t-Studenta dla prób niezależnych, po uprzedniej weryfikacji jednorodności wariancji testem Browna-Forsythe'a. Przyjęto poziom istotności ( $\alpha$ ) równy 0,05. Analizę wykonano w programie Statistica 13.3.0 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA).

## Wyniki

Powierzchnie próbek obserwowane przed badaniami korozyjnymi i bezpośrednio po ich przeprowadzeniu przedstawiono na rycinach 1–4.

Analiza danych liczbowych uzyskanych w wyniku badań potencjodynamicznych wykazała, że średnie natężenie prądu korozyjnego ( $I_{cor}$ ) było wyższe w przypadku materiałów firmy RMO i wynosiło średnio 0,0033  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , w porównaniu ze średnią wartością oznaczoną dla materiałów firmy

## Material and methods

The study evaluated orthodontic archwires with the cross-section of 0.017 by 0.025 inch (0.04 by 0.06 cm) by RMO (USA) and Morita (Japan). According to the information provided by the American manufacturer, the archwire supplied was made of an alloy containing titanium, zirconium, tin and molybdenum. The Japanese product, whose composition was developed at Toyota Central Lab (Japan), according to the Morita declaration is an alloy of titanium, niobium, tantalum and zirconium.

These orthodontic archwires were used to prepare 2-cm long samples which were used in corrosion testing (5 samples for each type of an archwire) and profilometric tests (8 samples for each type of an archwire).

Surface microstructure of tested specimens was evaluated using the scanning microscope, SEM Hitachi SU 90 (Hitachi, Japan). Scans were acquired both before and after corrosion testing.

Corrosion resistance was assessed by a potentiodynamic technique, using the potentiostat Autolab PGSTAT100 with the FRA2 module (Eco Chemie B.V., Holland). Studied specimens were placed in a solution of artificial saliva at 37°C, prepared in accordance with the standard presented by Kocijan et al. There, corrosion processes were induced using a system of three electrodes (9).

The surface roughness was assessed using an optical profilometer, Wyko NT 9300 by Bruker (USA) to obtain the following information:

- Ra – arithmetic means of the deviation of the roughness profile;
- Rq – mean square deviation of surface roughness;
- Rz – distance from the highest point of the roughness profile to its lowest point measured along the elementary segment;
- Rt – distance from the highest to the lowest point of the surface roughness profile.

Quantitative variables are presented as the mean plus-minus standard deviation and a range of values. Comparisons between materials were made with the t-Student test for independent samples, after previous verification of the uniformity of variance with the Brown-Forsythe test. The significance level ( $\alpha$ ) was 0.05. The analysis was performed in Statistica 13 software (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA).

## Results

Specimen surfaces observed before and immediately after corrosion testing are shown in Figures 1–4.

The analysis of numerical data obtained from potentiodynamic studies shows that the average corrosion current intensity ( $I_{cor}$ ) was higher for RMO materials, compared to Morita materials, namely 0.0033  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  and 0.0029  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , respectively. The values described were not statistically significantly different ( $p = 0.036$ ).

Morita i wynoszącą odpowiednio 0,0029  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Opisane wartości nie różniły się w sposób istotny od siebie ( $p = 0,036$ ).

Opisane dane przedstawiono w tabeli 1.

Na rycinie 5. przedstawiono krzywe natężenia prądu korozyjnego uzyskane w badaniach potencjodynamicznych

W tabeli 2. przedstawiono średnie wartości parametrów oznaczonych w badaniach profilometrycznych. Analiza statystyczna wykazała, że oceniane w badaniu próbki łuków tytanowo-niobowych firmy Morita cechowały się istotnie większą chropowatością powierzchni, w porównaniu z próbkami łuków tytanowo-molibdenowych firmy RMO w zakresie parametrów Ra, Rq oraz Rt.

Jednocześnie nie stwierdzono występowania korelacji pomiędzy stopniem chropowatości próbek ocenianych materiałów a ich potencjalną podatnością na korozję (Tab. 2.).

Na rycinie 6. przedstawiono skan profilometryczny powierzchni łuku ortodontycznego wykonanego ze stopu Ti-Nb Gummetal firmy Morita, natomiast na rycinie 7. – powierzchni łuku wykonanego ze stopu Ti-Mo firmy RMO.

Table 1 presents these results.

Figure 5 shows corrosive current intensity curves obtained in potentiodynamic studies

Table 2 shows the mean values of parameters determined in profilometric tests. The statistical analysis showed that titanium-molybdenum archwire samples by Morita were characterised by significantly higher surface roughness compared to titanium-molybdenum archwire samples by RMO in relation to Ra, Rq and Rt parameters.

At the same time, no correlation was found between the degree of roughness of samples of evaluated materials and their potential susceptibility to corrosion (Tab. 2).

Figure 6 shows a profilometric scan of the surface of an orthodontic archwire made of Ti-Nb Gummetal by Morita, while Figure 7 shows the surface of an archwire made of Ti-Mo alloy by RMO.

**Tabela 1. Wartości natężenia prądu korozyjnego oznaczone w badaniach potencjodynamicznych**

**Table 1. Corrosive current intensity values obtained in potentiodynamic studies**

Grupa Group	Firma Company	Materiał Material	Ilość próbek Number of samples	$I_{cor}$ $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ $I_{cor}$ $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	Odchylenie standardowe Standard deviation	Min Min	Max Max	$E_{cor}$ mV $E_{cor}$ mV
1	RMO	Ti - Mo	5	0.0033	0,0006	0,0029	0,0044	-7
2	Morita	Ti - Nb	5	0.0029	0,0005	0,0022	0,0034	-22

**Tabela 2. Średnie wartości parametrów oznaczonych w badaniach profilometrycznych**

**Table 2. Mean values of parameters determined in profilometric tests**

Parametr Parameter	Ra	Rq	Rz	Rt	
RMO Ti-Mo	0,2928 (0,270 - 0,338)	0,4415 (0,386 - 0,514)	7,3063 (6,330 - 8,700)	8,6625 (7,650 - 9,790)	średnia (min. - max.) mean (min - max)
	0,0229	0,0515	1,0133	0,9198	std
Morita Ti-Nb	0,5801 (0,514 - 0,648)	0,7299 (0,648 - 0,813)	7,8025 (7,210 - 9,130)	12,0175 (8,650 - 17,210)	średnia (min. - max.) mean (min - max)
	0,0595	0,0713	0,5937	3,6053	std
Test t - studenta T - Student test	$\alpha < 0,001$	$\alpha < 0,001$	$\alpha = 0,252$	$\alpha = 0,035$	

Ra – średnie arytmetyczne odchylenie profilu chropowatości

Ra – arithmetic means of the deviation of the roughness profile

Rq – Średnie kwadratowe odchylenie chropowatości powierzchni

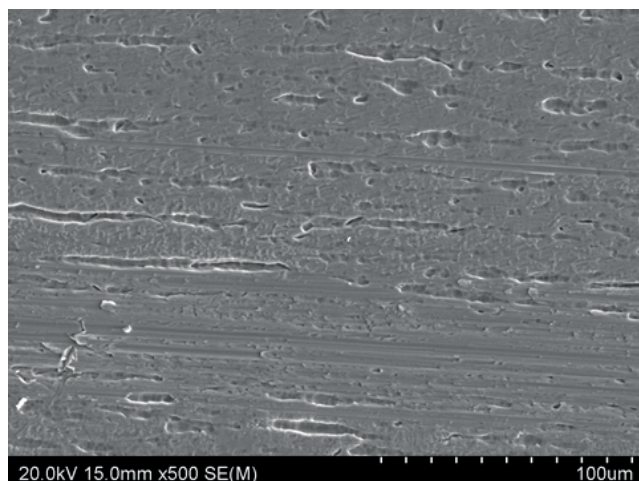
Rq – mean square deviation of surface roughness

Rz - odległość od najwyższego punktu profilu chropowatości do jego najniższego punktu mierzona wzdłuż odcinka elementarnego

Rz – distance from the highest point of the roughness profile to its lowest point measured along the elementary segment

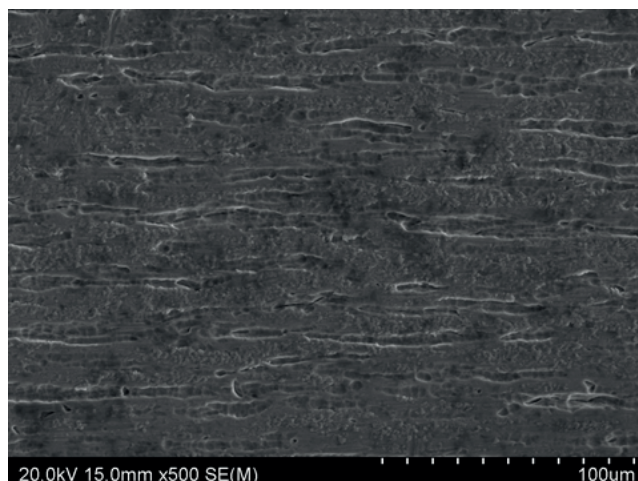
Rt – odległość od najwyższego do najniższego punktu profilu chropowatości powierzchni

Rt – distance from the highest to the lowest point of the surface roughness profile



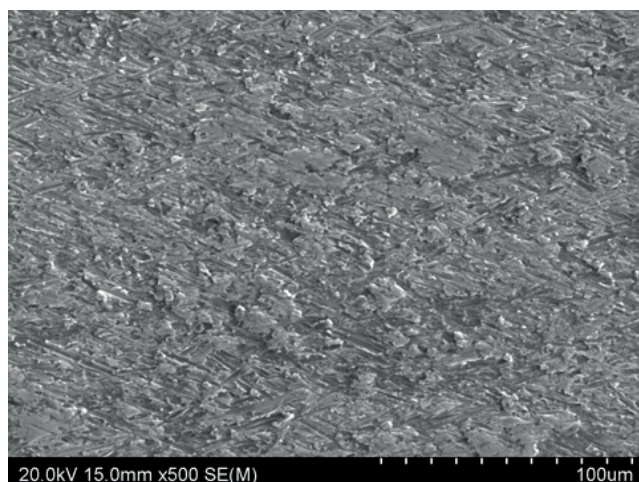
Rycina 1. Łuk tytanowo - molibdenowy firmy RMO przed badaniami korozyjnymi.

Figure 1. Titanium-molybdenum archwire by RMO, before corrosion testing.



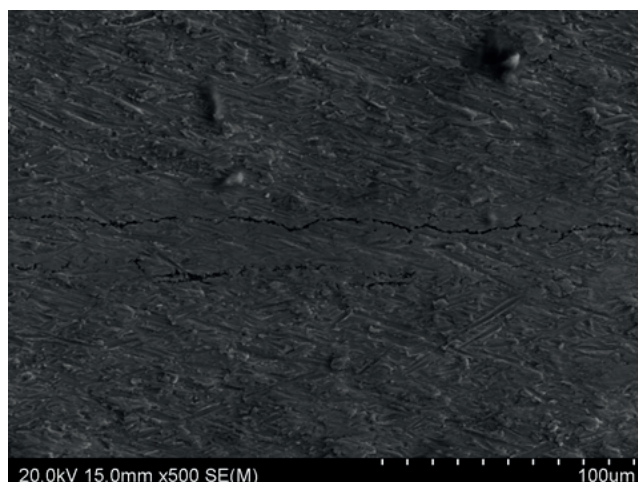
Rycina 2. Łuk tytanowo - molibdenowy firmy RMO po indukcji zjawiska korozji.

Figure 2. Titanium-molybdenum archwire by RMO, after corrosion induction.



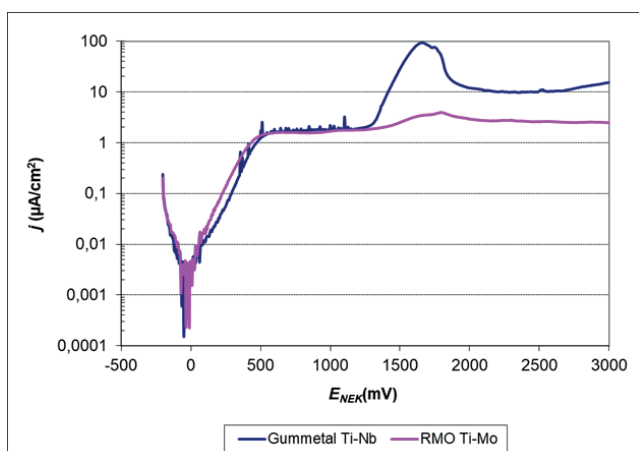
Rycina 3. Łuk tytanowo - niobowy firmy Morita przed badaniami korozyjnymi.

Figure 3. Titanium-molybdenum archwire by Morita, before corrosion testing.



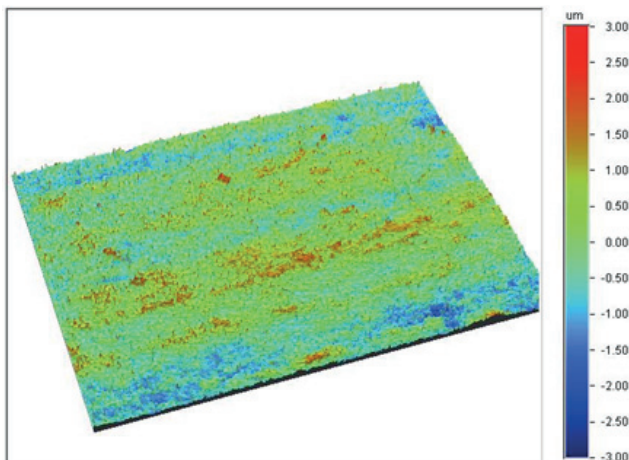
Rycina 4. Łuk tytanowo - niobowy firmy Morita po indukcji zjawiska korozji.

Figure 4. Titanium-molybdenum archwire by Morita, after corrosion induction.



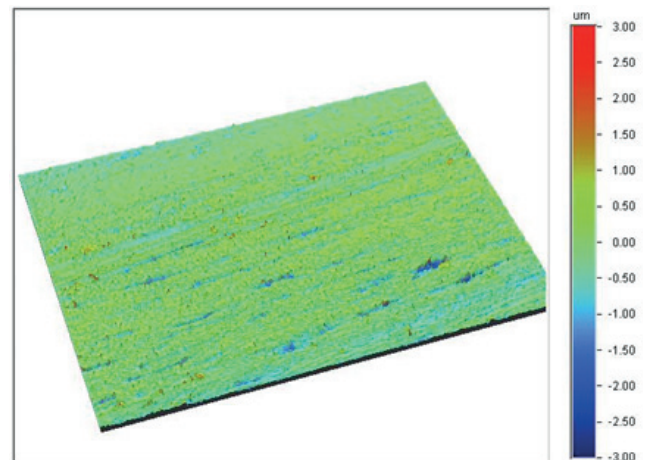
Rycina 5. Wykres natężenia prądów korozyjnych uzyskany podczas badań potencjodynamicznych.

Figure 5. Chart showing corrosive current intensity obtained in potentiodynamic studies.



Rycina 6. Powierzchnia łuku Ti – Nb w badaniu profilometrycznym.

Figure 6. Ti-Nb archwire surface in profilometric testing.



Rycina 7. Powierzchnia łuku Ti – Mo w badaniu profilometrycznym.

Figure 7. Ti-Mo archwire surface in profilometric testing.

## Dyskusja

Materiały medyczne stosowane w leczeniu stomatologicznym powinny cechować się dobrymi właściwościami mechanicznymi, odpornością na warunki panujące w jamie ustnej, a ponadto zapewniać wysoką estetykę odbudowy twardych tkanek zębów oraz gwarantować wysoki poziom bezpieczeństwa leczenia.

Podczas terapii ortodontycznej aparatami stałymi podstawowymi elementami generującymi siły, których działanie warunkuje przemieszczenia zębów, pozostają łuki ortodontyczne. Stopy metali, z których są wykonane, cechują się zarówno odmiennym składem pierwiastkowym, jak i właściwościami fizycznymi warunkującymi ich wykorzystanie w poszczególnych etapach leczenia wad zgryzu. Współcześnie stosowane druty ortodontyczne można podzielić na następujące grupy:

- łuki wykonane z austenicznej stali stopowej
- łuki ze stali chromowo-kobaltowej
- nitinole i ich modyfikacje
- łuki wykonane ze stopów tytanu i molibdenu (10).

Od kilku lat na rynku obecny jest także drut o nazwie Gummetal wykonany ze stopu tytanu i niobu opracowanego przez firmę Toyota (Japonia) i zaimplementowany do wykorzystania w ortodoncji przez firmę Morita (Japonia). Gummetal cechuje się dużą elastycznością i plastycznością oraz wysoką odpornością na uszkodzenia (11).

W przypadku rozpatrywania bezpieczeństwa biologicznego materiału stosowanego w środowisku jamy ustnej niezwykle istotna jest jego stabilność chemiczna, szczególnie w odniesieniu do warstwy powierzchniowej pozostającej w bezpośrednim kontakcie ze środowiskiem zewnętrznym.

## Discussion

Medical materials used in dental treatment should have good mechanical properties, resistance to the conditions in the oral cavity, as well as provide high aesthetics of restoration of hard dental tissues and guarantee a high level of treatment safety.

During orthodontic therapy with fixed appliances, orthodontic archwires are basic force-generating elements, and their actions determine the movement of teeth. The metal alloys they are made of are characterised by both different elemental composition and physical properties conditioning their use during various stages of treatment of malocclusions. The orthodontic archwires used today can be divided into the following groups:

- archwires made of austenitic alloy steel
- chromium-cobalt steel archwires
- nitinols and their modifications
- archwires made of titanium and molybdenum alloys (10).

For several years now, an archwire called Gummetal has been available on the market, and it is made from an alloy of titanium and niobium developed by Toyota (Japan) and implemented for use in orthodontics by Morita (Japan). Gummetal is characterised by high elasticity and plasticity as well as high resistance to damage (11).

When considering the biosafety of a material used in the oral cavity environment, its chemical stability is crucial, especially in relation to the surface layer that is in direct contact with the external environment.

Unfortunately, despite the presence of passivation layers formed naturally or applied by manufacturers of materials, the surface of orthodontic archwires is susceptible to both

Niestety, mimo obecności warstw pasywacyjnych tworzących się naturalnie lub nanoszonych przez producentów materiałów, powierzchnia drutów ortodontycznych podatna jest zarówno na uszkodzenia mechaniczne powstające podczas manipulowania narzędziami, odkształcania łuku czy też kontaktu z zamkiem, jak i na oddziaływanie elektrolitów jamy ustnej oraz produktów płytki bakteryjnej (12, 13). Czynniki te indukują oraz nasilają procesy korozyjne powodujące uwalnianie do środowiska jamy ustnej jonów metali o potencjalnie niekorzystnym działaniu biologicznym.

Tytan i cyrkon, obecne w stopach stosowanych do produkcji łuków ocenianych w tym badaniu, w przeciwieństwie do niklu czy chromu, uznawane są za biologicznie bezpieczne.

Molibden, będący składnikiem łuków amerykańskiego producenta, jest niezbędny do prawidłowego działania co najmniej czterech enzymów występujących w ludzkim organizmie, w tym oksydazy siarczynowej biorącej udział w mitochondrialnej syntezie ATP. Chociaż potwierdzono toksyczne działanie wspomnianego pierwiastka na niektóre gatunki zwierząt, nie wydaje się on wykazywać niekorzystnego działania na organizm ludzki w przypadku podaży nieprzekraczającej dopuszczalnych norm (14). W dostępnej literaturze opisano przypadki zwiększonej ekspozycji na molibden występujące u pracowników przemysłu metalurgicznego. Autorzy publikacji sugerowali istnienie dodatniej korelacji pomiędzy wysokim stężeniem pierwiastka we wdychanym powietrzu a zwiększonym stężeniem kwasu moczowego we krwi, bólami głowy oraz objawami zapalenia stawów (15).

Niob, wchodzący w skład stopu łuków dostarczanych przez firmę Morita, jest szeroko stosowany w przemyśle metalurgicznym. Wykorzystuje się go również w procesach produkcyjnych endoprotez stawów czy implantów protezycznych uzupełniających braki w uzębieniu. Jak dotąd nie określono jego biologicznej roli w ludzkim organizmie, chociaż może mieć związek z występowaniem miejscowych odczynów zapalnych w obrębie skóry i spojówki oka (16). Zwiększona ekspozycja na niob z uwagi na jego rzadkie występowanie w przyrodzie, podobnie jak w przypadku molibdenu, jest związana z pracą w przemyśle metalurgicznym.

Zjawisko korozji łuków ortodontycznych, indukowane i ilościowo oceniane w obecnym badaniu, zostało poparte obserwacjami innych autorów (17, 18, 19, 20). Potwierdzono w nich nie tylko różną podatność na korozję poszczególnych stopów metali, ale zaobserwowano także istotne różnice w obrębie tych samych grup produktów wyodrębnionych na podstawie ich składu chemicznego (17, 20). To spostrzeżenie wskazuje na znaczący wpływ obróbki mechanicznej i termicznej na ostateczne właściwości łuku ortodontycznego wprowadzonego do sprzedaży.

Ze względu na odmienną metodykę stosowanych przez autorów wspomnianych badań, nie jest możliwe bezpośrednie porównanie opisanych przez nich pomiarów z wartościami liczbowymi odnotowanymi dla produktów firm RMO

mechanical damage resulting from manipulation with tools, archwire deformation or contact with brackets, as well as to the impact of electrolytes in the oral cavity and bacterial plaque products (12, 13). These factors induce and intensify corrosive processes causing the release of metal ions with potentially adverse biological effects into the oral cavity.

Titanium and zirconium, present in alloys used for the production of archwires assessed in this study, are considered to be biologically safe as opposed to nickel or chromium.

Molybdenum, which is a component of the American manufacturer's archwires, is essential for the proper functioning of at least four enzymes present in the human body, including sulfite oxidase involved in the mitochondrial ATP synthesis. Although the toxic effects of this element on certain animal species have been confirmed, it does not appear to have adverse effects on the human body if the supply does not exceed acceptable standards (14). The available literature reports cases of increased exposure to molybdenum in workers in the metallurgical industry. The authors of the publication suggested a positive correlation between high levels of this element in the inhaled air and increased blood levels of uric acid, headaches and symptoms of arthritis (15).

Niobium, which is present in the alloy in archwires supplied by Morita, is widely used in the metallurgical industry. It is also used in production processes of joint endoprostheses or prosthetic implants used to fill in gaps in the dentition. So far, its biological role in the human body has not been determined, although it may be related to the development of local inflammatory reactions within the skin and eye conjunctiva (16). Increased exposure to niobium, due to its rare occurrence in nature, similar to molybdenum, is associated with professional exposure in the metallurgical industry.

The phenomenon of corrosion of orthodontic archwires, induced and quantified in this study, has been supported by observations of other authors (17, 18, 19, 20). They confirmed not only different susceptibility to corrosion of individual metal alloys, but also observed significant differences within the same groups of products distinguished based on their chemical composition (17, 20). This observation indicates a significant impact of mechanical and thermal treatment on the final characteristics of orthodontic archwires introduced on the market.

Due to the different methodology used by the authors of these studies, it is not possible to directly compare the measurements they described with the numerical values recorded for RMO and Morita products. However, it should be assumed that when an evaluation is performed according to the same criteria, it is possible to compare individual materials in a direct way. In this study, no significant differences in susceptibility to corrosive processes were observed between archwires undergoing assessment, and it indicates their similar potential to release metal ions into the body. This means similar biocompatibility, but it may be affected by



i Morita. Należy jednak przyjąć, że w ramach oceny przeprowadzonej według takich samych kryteriów możliwe jest bezpośrednie porównanie poszczególnych materiałów. W przeprowadzonym badaniu nie odnotowano istotnych różnic w podatności na procesy korozyjne pomiędzy ocenianymi łukami, co świadczy o ich zbliżonym potencjale do uwalniania jonów metali do organizmu. Oznacza to podobną biogodność, na którą jednak może wpływ odmienny skład pierwiastkowy ocenianych produktów.

Obserwowane w obecnym badaniu istotne różnice w chropowatości powierzchni obu łuków mogą w sposób pośredni świadczyć o tym, że produkt firmy Morita w warunkach klinicznych może wyzwać większą siłę tarcia pomiędzy nim a powierzchnią zamka.

Występowanie dodatniej korelacji pomiędzy rozwinięciem powierzchni łuków i zamków ortodontycznych a wzrostem siły tarcia zostało potwierdzone m.in. w badaniach Choi i wsp. (4) oraz Carrion-Vilches i wsp. (21).

Te obserwacje mogą w sposób pośredni wskazywać na fakt, że zastosowanie Gummetal nie będzie, mimo jego dobrych właściwości mechanicznych, pozytywnie wpływać na szybkość leczenia ortodontycznego, zwłaszcza w przypadku stosowania mechaniki ślizgowej. Oczywiście chropowatość powierzchni stykających się materiałów nie jest jedynym elementem wpływającym na opór powstający podczas ich przemieszczania się względem siebie. Analizując zjawisko tarcia, nie tylko w odniesieniu do leczenia ortodontycznego, musimy brać pod uwagę również twardość kontaktujących ze sobą materiałów oraz ich wzajemną reaktywność chemiczną.

Badania prowadzone w warunkach laboratoryjnych pozwalają w sposób standaryzowany określić właściwości materiałów medycznych. Informacje udostępniane przez producentów powinny być weryfikowane pod kątem właściwości użytkowych oraz profilu bezpieczeństwa produktów dostępnych na rynku.

## Wnioski

1. Oceniane w badaniu łuki ortodontyczne ulegały procesom korozji, niezależnie od producenta i składu pierwiastkowego materiału.
2. Zaobserwowane istotne różnice w chropowatości powierzchni obu łuków ortodontycznych ocenianych w badaniu mogą w sposób pośredni wskazywać na ich odmienny potencjał w generowaniu sił tarcia w warunkach klinicznych.

a different elemental composition of products under assessment.

Significant differences in the surface roughness between two archwires observed in this study may indirectly indicate that the product by Morita may release greater friction between the product and bracket surface under clinical conditions.

The presence of a positive correlation between the development of the surface of orthodontic archwires and brackets and the increase in the friction force was confirmed, among others, by studies conducted by Choi et al. (4) and Carrion-Vilches et al. (21).

These observations may indirectly indicate that the use of Gummetal will not have a positive impact on the speed of orthodontic treatment, especially when using sliding mechanics, despite its good mechanical properties. Of course, the roughness of surfaces of materials in contact is not the only element that affects the resistance that arises when they move against each other. When analysing the phenomenon of friction, and not only in relation to orthodontic treatment, we must also take into account the hardness of materials in contact with each other and their chemical reactivity to each other.

Tests conducted under laboratory conditions allow determining the properties of medical materials in a standardised manner. Information made available by manufacturers should be verified in relation to the performance and the safety profile of products available on the market.

## Conclusions

1. Orthodontic archwires evaluated in the study were subject to corrosion, regardless of the material manufacturer and elemental composition.
2. Significant differences observed in the surface roughness of both orthodontic archwires evaluated in the study may indirectly indicate their different potentials to generate frictional forces under clinical conditions.

**Piśmiennictwo / References**

1. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. The role of friction in orthodontics. *Dent Press J Orthodontics* 2012; 17: 170-7.
2. Yu JH, Wu LC, Hsu JT, Chang YY, Huang HH, Huang LH. Surface Roughness and Topography of Four Commonly Used Types of Orthodontic Archwire. *J Med Biol Eng* 2011; 31: 367-70.
3. Nishio C, Fonseca A, da Motta J, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 56-64.
4. Choi S, Hwang E-Y, Park HK, Park YG. Correlation Between Frictional Force and Surface Roughness of Orthodontic Archwires. *J Scan Microscopy* 2015; 37: 399-405.
5. Hagen CMH, Hognestad A, Knudsen OO, Sorby K. The effect of surface roughness of stainless steel on microbial adhesion and epoxy coated steel. *Progr Org Coat* 2019; 130: 17-23.
6. Hilbert LR, Bagge-Ravn D, Kold J, Gram L. Influence of surface roughness of stainless steel on microbial adhesion and corrosion resistance. *Int Biodeter Biodegr* 2003; 52: 175-85.
7. Trivedi B, Saxena DK, Murthy RC, Chandra SV. Embryotoxicity and fetotoxicity of orally administered hexavalent chromium in mice. *Reprod Toxicol* 1989; 3: 275-8.
8. Wataha JC, Drury JL, Chung WO. Nickel alloys in the oral environment. *Exp Rev Med Dev* 2013; 4: 519-39.
9. Kocijan A, Kek-Merl D, Jenko M. The corrosion behaviour of austenitic and duplex stainless steels in artificial saliva with the addition of fluoride. *Corr Sci* 2011; 53: 776-83.
10. Kotha RS, Alla RK, Shammam M, Ravi K. An overview of orthodontic wires. *Trends Biomater Artif Organs* 2014; 28: 32-6.
11. Hasegawa S. A concept of "en bloc" movement of teeth using GUMMETAL wire. *Quintessence* 2014.
12. Zhang H, Guo S, Wang D, Zhou T, Wang L, Ma J. Effects of nano-structured, diamondlike, carboncoating and nitrocarbamiing on the frictional properties and biocompatibility of orthodontic stainless steel wires. *Angle Orthod* 2016; 86: 782-8.
13. Katić V, Otmačić Ćurković H, Semenski D, Baršić G, Marušić K, Špalj S. Influence of surface layer on mechanical and corrosion properties of nickel - titanium orthodontic wires. *Angle Orthod* 2014; 84: 1041-8.
14. Turnlund JR. Molybdenum metabolism and requirements in humans. *Met Ions Biol Syst* 2002; 39: 727-39.
15. Walravens PA, Moure-Eraso R, Solomons CC, Chappell WR, Bentley G. Biochemical abnormalities in workers exposed to molybdenum dust. *Arch Environ Health* 1979; 34: 302-8.
16. Bilčíková J, Fialková V, Kováčiková E, Miškeje M, Tombarkiewicz B, Kňažická Z. Influence of transition metals on animal and human health: A review. *Contemp Agricul* 2018; 67: 187-95.
17. Suárez C, Vilar T, Sevilla P, Gil J. In vitro corrosion behavior of lingual orthodontic archwires. *Int J Corrosion* 2011; 132: 1-9.
18. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and NiTi orthodontic archwires at different temperatures. *Eur J Orthod* 2013; 35: 407-13.
19. Barcelos AM, Luna AS, de Assis Ferreira N, Braga AVC, do Lago DCB, de Senna LF. Corrosion evaluation of orthodontic wires in artificial saliva solutions by using response surface methodology. *Mater Res* 2013; 16: 50-64.
20. Briceno J, Romeu A, Espinar E, Llamas JM, Gil FJ. Influence of microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires. *Mater Sci Eng C* 2013; 3: 4989-93.
21. Carrion-Vilches FJ, Bermudez MD, Fructuoso P. Static and kinetic friction force and surface roughness of different archwire - bracket sliding contacts. *Dent Mater J* 2015; 34: 648-53.