

Ocena procesów korozyjnych stalowych łuków ortodontycznych – badania in vitro

Assessment of corrosion processes in steel orthodontic archwires – in vitro studies

Konrad Małkiewicz¹ **A B C D E F** (ORCID ID: 0000-0002-1831-0491)

Wojciech Boryczko² **B E** (ORCID ID: 0000-0002-6218-4920)

Mariola Sztożyn³ **B E** (ORCID ID: 0000-0001-8190-1932)

Janusz Kamiński⁴ **A B C D E F** (ORCID ID: 0000-0002-4706-9238)

Tadeusz Wierzchoń⁵ **A B D E** (ORCID ID: 0000-0002-3491-7920)

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

¹ Zakład Ortodontji, Uniwersytet Medyczny w Łodzi
Department of Orthodontics Medical University of Lodz

^{2,3} Praktyka prywatna
Private practice

^{4,5} Wydział Inżynierii Materiałowej, Politechnika Warszawska
Faculty of Materials Science, Warsaw University of Technology

Streszczenie

Korozja elementów aparatów ortodontycznych wykonanych ze stopów metali jest przedmiotem zainteresowania zarówno klinicystów, jak i naukowców zajmujących się oceną biokompatybilności materiałów medycznych. Środowisko jamy ustnej, cechujące się dużą wilgotnością, wahaniami temperatury oraz zróżnicowanym w zależności od przyjmowanych napojów i pokarmów pH, sprzyja degradacji

Abstract

Both clinicians and researchers studying biocompatibility of medical materials have been interested in corrosion of elements of orthodontic appliances made of metal alloys. The oral cavity environment is highly moist, subject to temperature changes and pH changes depending on beverage and food consumed, and it favours degradation of dental materials. **Aim.** The aim of the study was to assess

¹ dr hab. n. med.; specjalista ortodonta, Kierownik Zakładu Ortodontji/ *Associate professor; orthod. spec, Head of Department of Orthodontics*

² lek. dent. / *DDS*

³ lek. dent. / *DDS*

⁴ dr inż. / *PhD eng.*

⁵ prof. dr hab. inż. Kierownik Zakładu Inżynierii Powierzchni/ *Professor eng., Head of Department of Surface Engineering*

Dane do korespondencji/ *Correspondence address:*
Zakład Ortodontji Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
ul. Pomorska 251
90-001 Łódź
e-mail: konrad.malkiewicz@interia.pl

materiałów stomatologicznych. **Cel.** Celem badania była laboratoryjna ocena podatności stalowych łuków ortodontycznych na procesy korozyjne. **Materiał i metody.** W badaniu oceniano łuki ortodontyczne o przekroju 0,017 na 0,025 cala (0,04 na 0,06 cm) firm Dentaurum (Niemcy) oraz Ortho Classic (USA), które zostały wykonane ze stali stopowej. Topografię powierzchni badanych próbek oceniano zarówno przed, jak i po przeprowadzeniu badań za pomocą mikroskopu skaningowego. Odporność korozyjną materiałów oceniano metodą impedancyjną i potencjodynamiczną. Próbkę stalowych łuków ortodontycznych umieszczano w roztworze sztucznej śliny w temperaturze 37°C, w którym indukowano procesy korozyjne, wykorzystując układ trzech elektrod. Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej na poziomie istotności $p = 0,05$. **Wyniki.** Analiza wyników badań impedancyjnych wskazuje, że łuki ortodontyczne dostarczone przez amerykańskiego producenta cechowały się nieznacznie wyższą odpornością korozyjną. W przypadku łuków firmy Dentaurum średni opór elektrycznej warstwy podwójnej wynosi $4,43 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$ i jest on nieznacznie mniejszy w porównaniu do oporów obserwowanych w przypadku drutów firmy Ortho Classic ($R_t = 6,12 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$). Tendencji nie udało się jednak potwierdzić w przypadku badań potencjodynamicznych. **Wnioski.** 1) Oceniane w badaniu łuki ortodontyczne wykonane ze stali nierdzewnej ulegały procesom korozji niezależnie od producenta materiału. 2) Proces oceny właściwości fizycznych materiałów medycznych pozwala na stosowanie w praktyce klinicznej produktów o jak najniższej potencjalnej szkodliwości biologicznej. (Małkiewicz K, Boryczko W, Sztogryn M, Kamiński J, Wierzchoń T. Ocena procesów korozyjnych stalowych łuków ortodontycznych – badania in vitro. *Forum Ortod* 2019; 15: 95-103).

Nadesłano: 11.03.2019

Przyjęto do druku: 03.06.2019

Słowa kluczowe: łuk ortodontyczny, korozja, badania elektrochemiczne, skaningowa mikroskopia elektronowa

Wstęp

Stopy metali są powszechnie stosowane podczas leczenia stomatologicznego. Stanowią grupę materiałów służących m.in. do wykonywania uzupełnień protetycznych, elementów aparatów i mikroimplantów ortodontycznych, implantów protetycznych, śrub chirurgicznych oraz płytek stosowanych w zabiegach osteosyntezy (1). Różnorodność wspomnianej grupy materiałowej sprawia, że materiały medyczne wykonane ze stopów metali cechują się odmiennymi właściwościami fizycznymi oraz odpornością na procesy elektrochemiczne zachodzące w obrębie jamy ustnej, tkanki kostnej oraz tkanki łącznej, czyli w środowisku, w którym spełniają funkcje lecznicze.

the susceptibility of steel orthodontic archwires to corrosion processes. **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 Dentaurum (Germany) and Ortho Classic (USA), made of alloy steel. Topography of surface of study specimens was assessed before and after tests using a scanning microscope. Corrosion resistance of materials was assessed with impedance and potentiodynamic testing. Specimens of steel orthodontic archwires were placed in a solution of artificial saliva at 37°C, in which corrosion processes were induced using a system of three electrodes. The obtained results were subject to a statistical analysis at the significance level of $p = 0.05$. **Results.** The analysis of impedance test results indicates that orthodontic archwires supplied by the American manufacturer were characterised by slightly higher corrosion resistance. For Dentaurum archwires, the average resistance of the electrical double layer is $4.43 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$, and is slightly lower compared to the resistance observed for Ortho Classic wires ($R_t = 6.12 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$). However, this trend has not been confirmed by potentiodynamic studies. **Conclusions.** 1) Orthodontic archwires made of stainless steel evaluated in the study were subject to corrosion, regardless of the material manufacturer. 2) The process of assessing the physical properties of medical materials allows to use products with the lowest biological damage potential in clinical practice. (Małkiewicz K, Boryczko W, Sztogryn M, Kamiński J, Wierzchoń T. Assessment of corrosion processes in steel orthodontic archwires – in vitro studies. *Orthod Forum* 2019; 15: 95-103).

Received: 11.03.2019

Accepted: 03.06.2019

Key words: orthodontic archwire, corrosion, electrochemical testing, scanning electron microscopy

Introduction

Metal alloys are widely used during dental treatment. They constitute a group of materials used, among others, for making prosthetic restorations, elements of orthodontic appliances and microimplants, prosthetic implants, surgical screws and plates used in osteosynthesis procedures (1). Because of such diversity of this group of materials, medical materials made of metal alloys are characterised by different physical properties and resistance to electrochemical processes occurring in the oral cavity, bone tissue and connective tissue, i.e. in the environment where they perform therapeutic functions.

The ideal orthodontic archwire should provide a constant force of a small value corresponding to the needs of mechanisms responsible for a biological movement of

Idealny łuk ortodontyczny powinien zapewniać dostarczenie stałej siły o niewielkiej wartości odpowiadającej potrzebom mechanizmów biologicznego ruchu zębów, pozostawać elastyczny lub sztywny w zależności od stosowanej mechaniki leczenia, cechować się niskim współczynnikiem tarcia w odniesieniu do używanych zamków oraz być wykonany z biokompatybilnego materiału. Obecnie żaden z rodzajów stosowanych łuków nie spełnia wszystkich wspomnianych kryteriów. W toku leczenia ortodontycznego stosowane są druty charakteryzujące się odmiennymi właściwościami mechanicznymi wykorzystywanymi w poszczególnych etapach terapii (2):

- łuki chromowo-kobaltowe zawierające około 40% kobaltu, 20% chromu, 16% srebra i 15% niklu
- łuki niklowo-tytanowe zawierające w swej podstawowej postaci 55% niklu i 45% tytanu
- łuki niklowo-tytanowe termoelastyczne typu Copper-NiTi zawierające obok pierwiastków podstawowych dodatek chromu i miedzi
- łuki tytanowo-molibdenowe zawierające w swym składzie około 70% tytanu oraz około 11% molibdenu
- łuki ze stali nierdzewnej, w skład których wchodzi około 18% chromu i około 8% niklu.

Elementy aparatów ortodontycznych znajdujące się w środowisku jamy ustnej przez cały okres leczenia są narażone na powolną degradację (3). W konsekwencji tego procesu do środowiska zewnętrznego są uwalniane jony metali, których szkodliwe działanie biologiczne zostało szeroko udokumentowane. Należy przypomnieć, że zarówno austenityczna stal stopowa, wykorzystywana powszechnie w procesie produkcji stalowych drutów i zaczepów ortodontycznych, jak i druty chromowo-kobaltowe zawierają w swym składzie chrom oraz nikiel (4). Chociaż w powszechnym mniemaniu w toku leczenia stomatologicznego potencjalnie niekorzystne działanie na organizm wywierają przede wszystkim jony niklu wykazujące cechy alergenu (5–8), inne pierwiastki wchodzące w skład łuków oraz zamków również wykazują niepożądaną aktywność biologiczną. Na skutek degradacji wspomnianych elementów do środowiska jamy ustnej są uwalniane także jony chromu, który został sklasyfikowany przez Międzynarodową Agencję ds. Badań nad Rakiem jako czynnik indukujący rozwój nowotworów (9). Ryzyko ekspozycji na wspomniany pierwiastek może się wiązać także z powstawaniem zmian skórnych oraz jego oddziaływaniem mutagennym czy embriotoksycznym (10).

W świetle powyższych spostrzeżeń nie jest zaskoczeniem, że producenci materiałów ortodontycznych podejmują próby modyfikacji ich powierzchni w celu zwiększenia odporności korozyjnej, a tym samym ich biokompatybilności (11, 12). Są to procesy, które polegają zazwyczaj na specyficznej obróbce termicznej gotowych wyrobów lub modyfikacji powierzchni stopów stomatologicznych jonami azotu, złota, tlenkami metali lub materiałami polimerowymi. Niestety, jak dotąd żadna z wymienionych metod nie jest jednocześnie efektywna, uniwersalna, trwała i tania, co pozwoliłoby na jej powszechne zastosowanie.

teeth, remain elastic or rigid depending on the treatment mechanics used, have a low coefficient of friction in relation to brackets used and be made of a biocompatible material. None of the types of archwires used nowadays meet all these criteria. During orthodontic treatment, wires with different mechanical properties are used at different stages of the therapy (2):

- chromium-cobalt archwires containing approximately 40% of cobalt, 20% of chromium, 16% of silver and 15% of nickel
- nickel-titanium archwires containing 55% of nickel and 45% of titanium in their basic form
- copper-NiTi nickel-titanium thermoelastic archwires containing the addition of chromium and copper apart from basic elements
- titanium-molybdenum archwires containing about 70% of titanium and about 11% of molybdenum
- stainless steel archwires which include about 18% of chromium and about 8% of nickel.

The elements of orthodontic appliances located in the oral cavity for the whole treatment period are at risk of slow degradation (3). As a result of this process, metal ions are released into the external environment, and their harmful biological effects are widely documented. One should remember that both austenitic alloy steel, commonly used in the production of steel orthodontic wires and hooks, and chromium-cobalt wires contain chromium and nickel (4). Although it is generally believed that in the course of dental treatment, nickel ions with allergenic characteristics (5–8) have a potential adverse effect on the body, other elements contained in archwires and brackets also show undesirable biological activity. Due to the degradation of these elements into the oral cavity environment chromium ions are also released, and they have been classified by the International Agency for Research on Cancer as a cancer-inducing agent (9). The risk of exposure to this element may also be associated with the formation of skin lesions and its mutagenic or embryotoxic effects (10).

Taking the above into account, it is not surprising that manufacturers of orthodontic materials have made attempts to modify surfaces of appliances in order to increase their corrosion resistance and thus their biocompatibility (11, 12). These are processes that typically involve specific thermal processing of finished products or surface modification of dental alloys with ions of nitrogen, gold, metal oxides or polymeric materials. Unfortunately, so far none of these methods has been effective, universal, permanent and inexpensive at the same time what would allow its widespread use.

Cel

Celem pracy była ocena podatności stalowych łuków ortodontycznych na procesy korozyjne zachodzące w warunkach laboratoryjnych.

Material i metody

W badaniu oceniano łuki ortodontyczne o przekroju 0,017 na 0,025 cala (0,04 na 0,06 cm) firm Dentaurum (Niemcy) oraz Ortho Classic (USA), wykonane ze stali stopowej typu ASTM304.

Z drutów ortodontycznych o wspomnianej charakterystyce przygotowano próbki o długości 2 cm, po pięć dla każdego rodzaju łuku. Topografię powierzchni badanych próbek oceniano za pomocą mikroskopu skaningowego SEM Hitachi SU 90 (Hitachi, Japonia). Skany wykonywano zarówno przed, jak i po przeprowadzeniu badań korozyjnych. Odporność korozyjną oceniano metodą impedancyjną i 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 przedstawionym przez Kocijan i wsp., w którym indukowano procesy korozyjne wykorzystując układ trzech elektrod (13).

Analizę statystyczną wykonano za pomocą programu STATISTICA 8.0. W procesie testowania hipotez statystycznych przyjęto poziom istotności $\alpha = 0,05$. Dla każdej zmiennej ciągłej obliczono statystyki podstawowe: m.in. liczebność (n), średnią arytmetyczną (\bar{x}), odchylenie standardowe (s) oraz medianę. W analizie zmiennych zależnych stosowano m.in. test t-Studenta.

Wyniki

Powierzchnie próbek obserwowane przed badaniami korozyjnymi i bezpośrednio po ich przeprowadzeniu przedstawiono na rycinach 1–6.

Wyniki badań impedancyjnych przedstawione w tabeli 1. dokumentują różnice pomiędzy odpornością korozyjną łuków stalowych różnych producentów. W przypadku łuków firmy Dentaurum średni opór elektrycznej warstwy podwójnej wynosi $4,43 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$ i jest on nieznacznie mniejszy w porównaniu do oporów obserwowanych w przypadku drutów firmy Ortho Classic ($R_t = 6,12 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$). Analiza wyników badań impedancyjnych wskazuje, że łuki ortodontyczne dostarczone przez amerykańskiego producenta cechowały się nieznacznie wyższą odpornością korozyjną. Tej tendencji nie udało się jednak potwierdzić w przypadku badań potencjodynamicznych, w których stwierdzono zwiększone gęstości prądów korozyjnych oznaczonych dla drutów produkowanych przez firmę Ortho Classic, w porównaniu do gęstości prądów korozyjnych oznaczonych dla drutów firmy Dentaurum. Można domniemywać, że przyczyną obserwowanych nieścisłości mogą być zmniejszone

Aim

The aim of the study was to assess the susceptibility of steel orthodontic archwires to corrosion processes taking place under laboratory conditions.

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 Dentaurum (Germany) and Ortho Classic (USA), made of ASTM304 alloy steel.

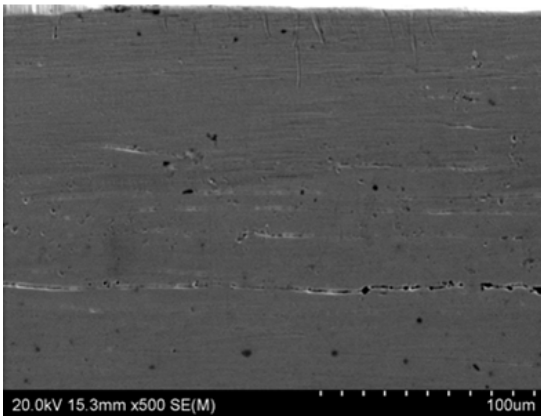
Orthodontic wires with such characteristics were used to prepare specimens of 2 cm length, five for each type of an archwire. Surface topography of tested specimens was evaluated using the scanning microscope, SEM Hitachi SU 90 (Hitachi, Japan). Scans were acquired both before and after corrosion testing. Corrosion resistance was assessed by impedance and potentiodynamic techniques, 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., in which corrosion processes were induced using a system of three electrodes (13).

A statistical analysis was performed using STATISTICA 8.0. In the process of testing statistical hypotheses, a level of significance = 0.05 was assumed. For each continuous variable, the following basic statistics were calculated: number (n), arithmetic mean (\bar{x}), standard deviation (s) and median. The Student's t-test was used to analyse dependent variables.

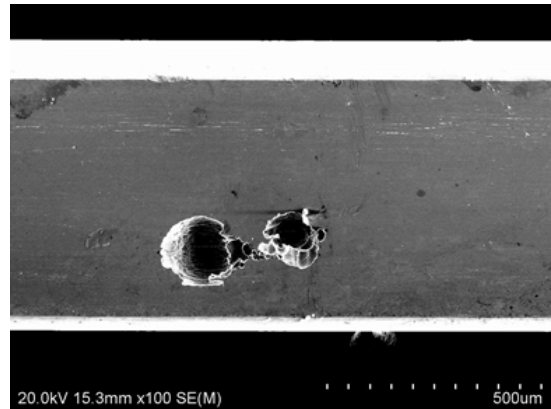
Results

Specimen surfaces observed before and immediately after corrosion testing are shown in Figures 1–6.

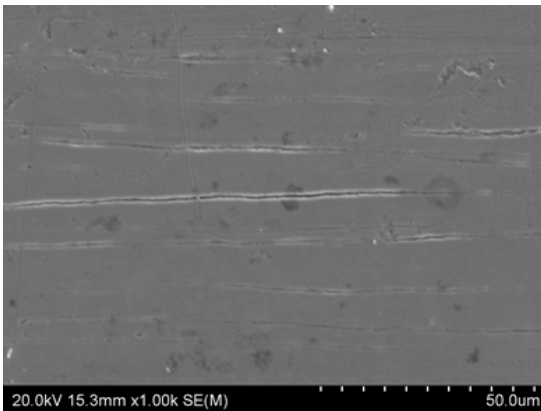
The results of impedance tests presented in Table 1 document differences between the corrosion resistance of steel archwires from different manufacturers. For Dentaurum archwires, the average resistance of the electrical double layer is $4.43 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$, and is slightly lower compared to the resistance observed for Ortho Classic wires ($R_t = 6.12 \times 10^6 \Omega/\text{cm}^2$). The analysis of impedance test results indicates that orthodontic archwires supplied by the American manufacturer were characterised by slightly higher corrosion resistance. However, this trend was not confirmed by potentiodynamic studies that found increased densities of corrosion currents identified for Ortho Classic wires compared to the densities of corrosion currents determined for Dentaurum wires. It can be assumed that the reason for observed inaccuracies may be reduced resistance of the dielectric layer of OrthoClassic wires ($2.30 \times 10^2 \Omega/\text{cm}^2$), reducing the corrosion resistance of steel wires.



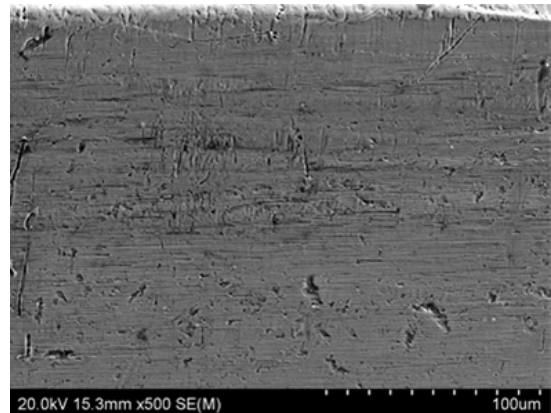
Rycina 1. Łuk stalowy Dentaurum przed badaniami.
 Figure 1. Dentaurum steel archwire before testing.



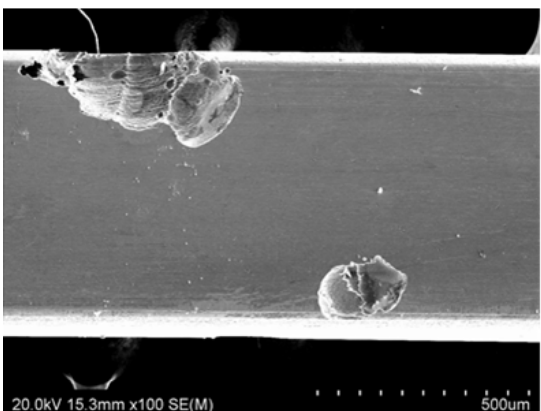
Rycina 2. Łuk stalowy Dentaurum – po badaniach potencjodynamicznych - obszar korozji wżerowej.
 Figure 2. Dentaurum steel archwire – after potentiodynamic testing – area of pitting corrosion.



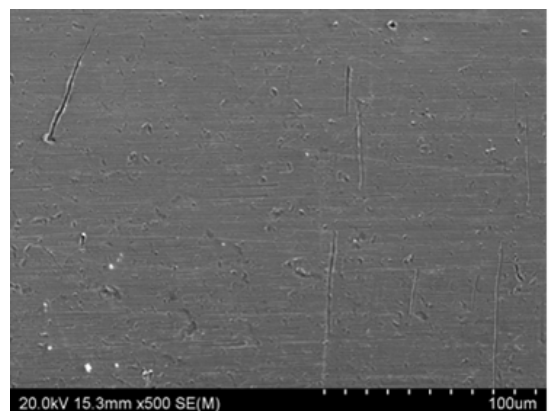
Rycina 3. Łuk stalowy Dentaurum - po badaniach potencjodynamicznych - obszar bez korozji wżerowej, obserwowane poszerzenie rys na powierzchni materiału.
 Figure 3. Dentaurum steel archwire – after potentiodynamic testing – area without pitting corrosion, widened fissures visible on the material surface.



Rycina 4. Łuk stalowy Ortho Classic przed badaniami.
 Figure 4. Ortho Classic steel archwire before testing.



Rycina 5. Łuk stalowy Ortho Classic - po badaniach potencjodynamicznych - obszar korozji wżerowej.
 Figure 5. Ortho Classic steel archwire – after potentiodynamic testing – area of pitting corrosion.



Rycina 6. Łuk stalowy Ortho Classic po badaniach potencjodynamicznych - obszar bez korozji wżerowej, obserwowana zmiana topografii powierzchni.
 Figure 6. Ortho Classic steel archwire – after potentiodynamic testing – area without pitting corrosion, change of surface topography is visible.

oporności warstwy dielektrycznej drutów firmy OrthoClassic ($2,30 \times 10^2 \Omega/\text{cm}^2$), obniżając odporność korozyjną drutów stalowych.

Analiza danych liczbowych uzyskanych w wyniku badań potencjodynamicznych wskazuje, że średnie natężenie prądu korozyjnego (I_{cor}) było istotnie ($p \leq 0,05$) wyższe w przypadku materiałów firmy Ortho Classic, w porównaniu z łukami firmy Dentaaurum, wynosząc odpowiednio $0,0552 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ oraz $0,0280 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Opisane dane przedstawiono w tabeli 2.

The analysis of numerical data obtained from potentiodynamic studies shows that the average corrosion current intensity (I_{cor}) was significantly ($p \leq 0.05$) higher for Ortho Classic materials, compared to Dentaaurum archwires, namely $0.0552 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ and $0.0280 \mu\text{A}/\text{cm}^2$, respectively. Table 2 presents these results.

Tabela 1. Średnie wartości oporu elektrycznego stalowych łuków ortodontycznych firm Ortho Classic i Dentaaurum
Table 1. Mean values of electrical resistance of steel orthodontic wires by Ortho Classic and Dentaaurum

	Materiał <i>/ Material</i>		Opór roztworu <i>/ Solution resistance</i>	Warstwa dielektryczna <i>/ Dielectric layer</i>	Elektryczna warstwa podwójna <i>/ Electrical double layer</i>
OrthoClassic	SS	R ($\Omega \text{ cm}^2$)	25	2.30×10^2	6.12×10^6
		Y_{OCPE} ($\text{Fcm}^{-2}\text{s}^{-1}$)		2.34×10^{-5}	6.29×10^6
		n		0.902	0.875
Dentaaurum	SS	R ($\Omega \text{ cm}^2$)	29	5.49×10^2	4.43×10^6
		Y_{OCPE} ($\text{F cm}^{-2}\text{s}^{-1}$)		2.03×10^{-5}	5.05×10^6
		n		0.869	0.863

Tabela 2. Średnie wartości natężenia prądu korozyjnego w odniesieniu do obu badanych grup
Table 2. Mean values of corrosion current in relation to two study groups

Grupa <i>/ Group</i>	Firma <i>/ Company</i>	Arch material	Ilość próbek <i>/ Number of specimens</i>	I_{cor} $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	Mediana <i>/ Median</i>	Odchylenie standardowe <i>/ Standard deviation</i>	E_{cor} mV
1.	OrthoClassic	stal steel	5	0.0552	0.0583	0.0114	+5
2.	Dentaaurum	stal steel	5	0.0280	0.0271	0.0060	-45

Dyskusja

Stalowe łuki stosowane w leczeniu ortodontycznym powinny cechować się nie tylko odpowiednimi właściwościami fizycznymi, ale także – przez wysoką biogodność – zapewniać bezpieczeństwo leczenia. Stal nierdzewna w środowisku zawierającym tlen ulega procesowi pasywacji prowadzącemu do utworzenia się na jej powierzchni ściśle przylegającej warstwy tlenku chromu Cr_2O_3 mającej zapewnić jej odporność korozyjną (14). Niestety, wspomniany film jest podatny zarówno na uszkodzenia mechaniczne, jak i na procesy elektrochemiczne (15). W efekcie korozji materiałów medycznych do środowiska zewnętrznego uwalniają się potencjalnie szkodliwe dla zdrowia jony metali.

Discussion

Steel archwires used in orthodontic treatment should not only have appropriate physical properties but also – due to their high biocompatibility – ensure the safety of treatment. Stainless steel in the oxygen-containing environment undergoes passivation leading to the formation of a tightly adherent layer of chromium oxide Cr_2O_3 on its surface to ensure its corrosion resistance (14). Unfortunately, this film is susceptible to both mechanical damage and electrochemical processes (15). As a result of corrosion of medical materials, potentially harmful metal ions are released into the external environment.

Wyniki badań opisanych w dostępnej literaturze potwierdzają obserwacje wynikające z obecnej analizy, wskazując, że procesy korozyjne zachodzą w przypadku wszystkich rodzajów łuków ortodontycznych, niezależnie od stopu, z jakiego zostały wykonane.

W badaniu przeprowadzonym przez Suarez i wsp. obserwowano natężenie prądu korozyjnego w przypadku próbek łuków firmy Ormco (USA) o różnych przekrojach, stosowanych podczas leczenia techniką lingwalną (16). Analiza wyników wykazała, że oceniane we wspomnianym badaniu łuki stalowe cechowały się istotnie wyższym potencjałem korozyjnym niż łuki NiTi, CuNiTi i TMA.

W badaniach Paskhir i wsp. autorzy porównywali podatność na zjawisko korozji łuków stalowych firmy G&H Wire Company (Indie) i niklowo-tytanowych firmy Orthotechnology (USA) (17). Analiza wyników nie wykazała występowania istotnych różnic pomiędzy ocenianymi drutami ortodontycznymi, w kontekście obserwowanych przez cytowanych autorów wartości I_{kor} .

Odmienne wyniki badań zaprezentowali Barcelos i wsp. badający podatność na zjawisko korozji wykonanych z różnych materiałów łuków ortodontycznych firmy Morelli Ortodontia (Brazylia) (18). Autorzy stwierdzili, że oceniane w badaniu łuki stalowe cechują się wyższą odpornością na korozję niż łuki niklowo-tytanowe.

W badaniu Briceno i wsp. oceniano podatność na zjawisko korozji łuków niklowo-tytanowych pochodzących od różnych producentów (19). Mimo deklarowanego zbliżonego składu procentowego zastosowanych stopów, autorzy odnotowali duże różnice pomiędzy wartościami I_{kor} dla poszczególnych drutów. Wyniki obecnego badania potwierdzają tę obserwację, z której wynika, że mimo zbliżonego składu pierwiastkowego poszczególne wyroby medyczne mogą znacząco różnić się właściwościami fizycznymi i wynikającym z nich profilem bezpieczeństwa przy stosowaniu ich w warunkach klinicznych.

Ze względu na zastosowanie odmiennej metodologii oceny intensywności zjawiska korozji nie jest, niestety, możliwe bezpośrednie porównanie wyników badań cytowanych autorów z wynikami uzyskanymi w obecnym badaniu. Nie ulega jednak wątpliwości, że elementy aparatów stałych są podatne na wspomniany proces, niezależnie od rodzaju materiałów, z których zostały wykonane.

W przypadku elementów stałych aparatów ortodontycznych nie obserwujemy rozległych ognisk degradacji charakterystycznych dla dużych konstrukcji stalowych czy elementów pojazdów eksploatowanych w niekorzystnych warunkach. Procesy korozyjne zachodzą w tym przypadku w sposób niezauważalny i dotyczą całej powierzchni, na której powstają mikroskopowe ogniska zniszczenia, z czasem łączące się ze sobą (20). W miejscach osłabienia struktury stopu zaobserwowano obszary korozji wżerowej, cechujące się stosunkowo dużymi ubytkami masy ocenianego materiału. Zjawisko degradacji materiałów medycznych może przybierać na sile w przypadku stosowania w jamie ustnej różnych

The results of the studies described in the available literature confirm observations resulting from the present analysis, indicating that corrosion occurs in all types of orthodontic archwires, regardless of the alloy they are made from.

In a study by Suarez et al., the corrosion current was observed in the case of Ormco (USA) archwires of different cross-sections used for with lingual orthodontic treatment (16). The analysis of results showed that steel archwires evaluated in this study showed significantly higher corrosion potential than NiTi, CuNiTi and TMA archwires.

In their studies, Paskhir et al. compared the susceptibility to corrosion of steel archwires by G&H Wire Company (India) and nickel-titanium archwires by Orthotechnology (USA) (17). The analysis of the results did not reveal any significant differences between tested orthodontic wires in the context of the I_{cor} values observed by the quoted authors.

Different research results were presented by Barcelos et al. who investigated the susceptibility to corrosion of Morelli Ortodontia (Brazil) orthodontic archwires made of various materials (18). The authors stated that steel archwires evaluated in the study were characterised by higher corrosion resistance than nickel-titanium archwires.

The study by Briceno et al. evaluated the susceptibility to corrosion of nickel-titanium archwires from various manufacturers (19). Despite the declared similar percentage composition of the alloys used, the authors noted great differences between the I_{cor} values for individual wires. The results of this study confirm this observation; consequently, it shows that despite similar elemental composition, individual medical devices may significantly differ in their physical properties and the resulting safety profile when used under clinical conditions.

Due to the application of different methodology for assessing the intensity of corrosion, it is unfortunately not possible to directly compare the results of studies of quoted authors with the results obtained in this study. However, there is no doubt that components of fixed appliances are susceptible to this process, regardless of the materials they are made from.

In the case of components of fixed orthodontic appliances, we do not observe foci of extensive degradation characteristic for large steel structures or elements of vehicles operated under unfavourable conditions. In this case, corrosion takes place unnoticed and concerns the entire surface on which microscopic foci of destruction are created that merge connected over time (20). In places of weakening of the alloy structure, areas of pitting corrosion were observed, characterised by relatively large mass losses of the evaluated material. The degradation of medical materials may increase when different metal alloys with various electrochemical reactivity are used in the oral cavity, and this is often the case in clinical practice (21, 22).

stopów metali o odmiennej reaktywności elektrochemicznej, co często ma miejsce w praktyce klinicznej (21, 22).

Procesy korozyjne elementów aparatów ortodontycznych powodują, że nie tylko tracą one swoje pierwotne właściwości mechaniczne, ale także uwalniają do środowiska jamy ustnej potencjalnie szkodliwe dla zdrowia jony metali, takie jak nikiel, chrom, kobalt.

Mimo że ilości jonów metali uwalnianych do środowiska jamy ustnej z materiałów stomatologicznych zwykle nie są powodem wywołania objawów ostrego zatrucia i nie stanowią bezpośredniego zagrożenia dla zdrowia i życia pacjentów, to ich przedłużająca się podaż może powodować niekorzystne procesy zarówno o charakterze miejscowym, jak i ogólnoustrojowym (23, 24). Konieczne jest zatem monitorowanie poziomu bezpieczeństwa materiałów medycznych dostępnych na rynku, w tym tych stosowanych w stomatologii.

Wnioski

1. Oceniane w badaniu łuki ortodontyczne wykonane ze stali nierdzewnej ulegały procesom korozji, niezależnie od producenta materiału.
2. Proces oceny właściwości fizycznych materiałów medycznych pozwala na stosowanie w praktyce klinicznej produktów o jak najniższej potencjalnej szkodliwości biologicznej.

Due to corrosion of elements of orthodontic appliances, they not only lose their original mechanical properties but also release potentially harmful metal ions such as nickel, chromium and cobalt into the oral cavity.

Although the amounts of metal ions released into the oral cavity from dental materials are not usually the cause of acute poisoning symptoms and do not pose a direct risk to the health and life of patients, their prolonged supply may cause adverse processes, both local and systemic (23, 24). It is, therefore, necessary to monitor the level of safety of medical materials available on the market, including those used in dentistry.

Conclusions

1. Orthodontic archwires made of stainless steel evaluated in the study were subject to corrosion, regardless of the material manufacturer.
2. The process of assessing the physical properties of medical materials allows using products with the lowest biological damage potential in clinical practice.

Piśmiennictwo / References

1. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 603-27.
2. Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their property and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 67: 197-207.
3. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 103: 8-14.
4. Kotha RS, RK, Shamma M, Ravi K. An overview of orthodontic wires. *Trends Biomater Artif Organs* 2014; 28: 32-6.
5. Miñano-Fernandez E, Ortiz C, Vicente A, Calvo JL, Ortiz AJ. Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *BioMetals* 2011; 24: 935-41.
6. Inovay J, Banoczy J. The role of electrical potential differences in the etiology of chronic diseases of the oral mucosa. *J Dent Res* 1961; 40: 884-90.
7. Wataha JC, Drury JL, Chung WO. Nickel alloys in the oral environment. *Expert Rev Med Devices* 2013; 10: 519-39.
8. Chaturvedi TP, Upadhayay SN. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian J Dent Res* 2010; 21: 275-84.
9. Palus J, Rydzynski K, Dziubaltowska E, Wyszynska K, Natarajan AT, Nilsson R. Genotoxic effects of occupational exposure to lead and cadmium. *Mutation Res* 2003; 540: 19-28.
10. Trivedi B, Saxena DK, Murthy RC, Chandra SV. Embryotoxicity and fetotoxicity of orally administered hexavalent chromium in mice. *Reprod Toxicol* 1989; 3: 275-8.
11. Zhang H, Guo S, Wang D, Zhou T, Wang L, Ma J. Effects of nanostructured, diamondlike, carboncoating and nitrocarbamiing on the frictional properties and biocompatibility of orthodontic stainless steel wires. *Angle Orthod* 2016; 86: 782-8.
12. 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.
13. Kocijan A, Kek Merl D, Jenko M. The corrosion behaviour of austenitic and duplex stainless steels in artificial saliva with the addition of fluoride. *Corros Sci* 2011; 53: 776-83.

Assessment of corrosion processes in steel orthodontic archwires – in vitro studies

14. Figueiredo MO, dos Santos AC, Carmezim MJ, Abbate M, de Groot FMF, Petersen H, Braun W. Chemical study of passivating chromium oxide films by soft x-ray absorption spectroscopy. *Analyst* 1994; 119: 609-11.
15. Elfström, BO. Effect of chloride-ions on passive layers on stainless-steels. *Mater Sci Eng* 1980; 42: 173-80.
16. Suárez C, Vilar T, Sevilla P, Gil J. In vitro corrosion behavior of lingual orthodontic archwires. *Int J Corros* 2011; article ID 482485.
17. 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.
18. 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.
19. 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 Engineer C* 2013; 3: 4989-93.
20. Huang H-H. Surface characterizations and corrosion resistance of nickel - titanium orthodontic archwires in artificial saliva of various degrees of acidity. *J Biomed Mater Res A* 2005; 74: 629-39.
21. Karov J, Hinberg I. Galvanic corrosion of selected dental alloys. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 212-9.
22. Geis-Gerstorfer J, Weber JG, Sauer KH. In vitro substance loss due to galvanic corrosion in Ti implant/Ni-Cr supraconstruction systems. *Int J Oral Max Impl* 1989; 4: 119-23.
23. Wataha JC, Hanks CT. Biological effects of palladium and risk of using palladium in dental casting alloys. *J Oral Rehab* 1996; 23: 309-20.
24. Guzzi G, Pigatto PD, Ronchi A. Periodontal disease and environmental cadmium exposure. *Environ Health Perspect* 2009; 117: 535-6.