

Maciej HAJDUGA, Akademia Techniczno-Humanistyczna, Bielsko-Biała

Bolesław KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

Aldona KALUKIN, Akademia Techniczno-Humanistyczna / Laboratorium Protetyczne, Bielsko-Biała / Sędziszów Małopolski

SZYBKOŚĆ UTLENIANIA W OCENIE STRUKTURY DLA STOPÓW PROTETYCZNYCH

Streszczenie. Implantacja w organizmie ludzkim materiałów metalicznych, w każdym przypadku obarczona jest wystąpieniem zjawisk korozyjnych. Dotyczy to również sytuacji, kiedy wprowadzony jest tylko jeden stop. Całość konstrukcji nie posiada jednakowego otoczenia, co wiąże się z wystąpieniem różnicy potencjałów.

Celem pracy, jest identyfikacja zmian, zachodzących w strukturze konstrukcji metalicznej, której elementy, działając w jednym organizmie, mają różne otoczenie.

Zakres pracy obejmuje pomiar różnicy potencjałów, materiałów metalicznych o geometrii prostopadłościanów, z których jeden jest nieosłonięty zaś drugi w pewnej części, pokryty PMMA. Jak również badania metalograficzne mikroskopowe tych prostopadłościanów a także części protezy „szkieletowej”, po długotrwałym użytkowaniu w ludzkim organizmie żywym.

1. WSTĘP

Pod wieloma względami jama ustna jest idealnym środowiskiem do wystąpienia korozji w płynie ustrojowym metali i ich stopów. Obecność wilgoci, zmiany temperatury i pH, mogą przyczyniać się do wystąpienia tego zjawiska [1]. Ze względu na konstrukcję uzupełnień protetycznych, stop użyty do ich sporządzenia funkcjonuje w różnym otoczeniu. Klasycznym przykładem różnorodności warunków eksploatacji materiału metalicznego w protetyce dentystrycznej, jest proteza „szkieletowa”. Materiał bazy, czyli „szkieletu” – stop na osnowie kobaltu, w jednym miejscu, jest w stanie nieosłoniętym (łącniki duże, elementy retencyjne), zaś w drugim, pokryty jest tworzywem polimerowym (siodła) [2, 3]. W związku z brakiem zjawisk dyfuzyjnych, pomiędzy stopem a akrylem, połączenie jest czysto mechaniczne – adhezyjne. Determinuje ono wystąpienie mikroszczelin, co sprzyja zjawiskom korozyjnym. Poddano więc ocenie strukturalnej elementy metaliczne protezy szkieletowej, użytkowanej w środowisku jamy ustnej pięć lat w zestawieniu z materiałem laboratoryjnym, identycznym co do składu chemicznego, po okresowym zestawieniu w ogniwo galwaniczne.

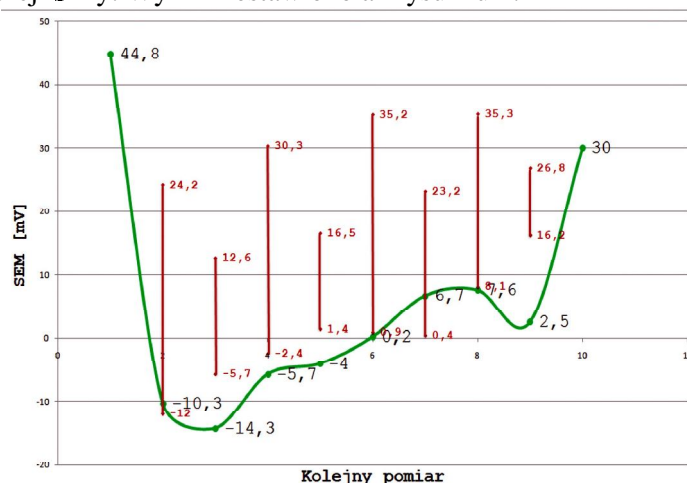
2. BADANIA WŁASNE

Poddane analizie części metaliczne, użytkowanego uzupełnienia protetycznego, sporządzone z sprężysto twardego stopu protetycznego, przeznaczonego na protezy

„szkieletowe”, na bazie kobaltu o składzie chemicznym, podanym w wagowych procentach: Co – 64,8, Cr – 28,5, Mo – 5,3, Si, Mn i C – poniżej 1%. Celem pełniejszej oceny, zestawiono w ogniwo korozyjne, laboratoryjnie wykonane próbki jako prostopadłościanny o wymiarach 20,6,3 [mm] z których, jeden był nieosłonięty, a drugi częściowo pokryty tworzywem sztucznym PMMA, imitując w ten sposób warunki pracy badanej konstrukcji protetycznej. Jako środowisko korozyjne zastosowano płyn Ringera. Prostopadłościanny sporządzono z takiego samego stopu i analogicznymi metodami laboratoryjnymi, jak analizowana proteza dentystyczna.

3. WYNIKI BADAŃ I DYSKUSJA

Pomiary siły elektromotorycznej, zestawionego ogniwa prowadzono co dwanaście godzin, przez okres pięciu dni. Z uwagi na fakt braku izolacji od środowiska zewnętrznego, należało uzupełniać płyn wieloelektrolitowy. Dokonywano wówczas dodatkowych pomiarów – niezwłocznie po uzupełnieniu, w chwili osiągnięcia maximum, oraz po godzinie, od wcześniejszego pomiaru, co na wykresie oznaczono pionowymi liniami z zaznaczonymi wskazaniem urządzenia pomiarowego. Główny pomiar dokonywano przed uzupełnieniem elektrolitu. Powyższa analiza, obrazowała zmiany zachodzące w trakcie uwalniania do jamy ustnej nowych porcji śliny. Wyniki zestawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Wyniki pomiaru SEM ogniwa zbudowanego z elementu nieosłoniętego oraz częściowo pokrytego PMMA, próbki laboratoryjne, odlewy Co, Cr, Mo.

Rejestrowane wartości różnicy potencjałów, mieszczą się w zakresie tolerowanym przez organizm, czyli naturalnie generowanych w procesach elektro-biologicznych [4]. Generalną zasadą funkcjonowania w organizmie biomateriałów metalicznych, jest ich bierność elektryczna [5, 6], tak z uwagi na fakt różnych warunków pracy poszczególnych części protezy oraz specyficznej technologii przetwórstwa, zjawiska polaryzacji nie da się uniknąć. Innym problemem jest toksyczne działanie płynów ustrojowych na sam materiał, a co się z tym wiąże, jego destrukcji oraz skutków zalegania w organizmie ludzkim produktów tych reakcji. Stąd wszelakie zmiany struktury, na poziomie mikroskopowym należy definiować i zapobiegać im doskonaląc materiał, już na etapie projektowania [7].

Celem przeprowadzenia analizy wykonano zgłady metalograficzne (rys. 2). Następnie je wytrawiono i poddano ocenie, przy użyciu optycznego mikroskopu metalograficznego, sporządzając dokumentację fotograficzną. Obserwacja miała na celu określenie zmian, mogących wpłynąć destrukcyjnie na działanie uzupełnienia, jako całości.



Rys. 2. Zgłady metalograficzne, od góry z lewej: wycinek poprzeczny siodła protezy wraz z częściami akrylowymi, element łuku protezy, od dołu z lewej: element laboratoryjny imitujący siodło protezy, element laboratoryjny imitujący łuk protezy

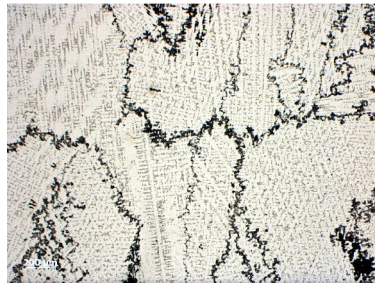
W pierwszej kolejności analizowano całość struktury, ułożenie ziarn, jak również defekty związane z technologią, mogące mieć wpływ na zmniejszenie odporności korozyjnej całości konstrukcji (rys. 3 – 6).



Rys. 3. Struktura części metalicznej siodła protezy, widoczne miejsca dyfuzji, trawiono, pow. 50x



Rys. 4. Struktura łuku protezy, nieliczne defekty przypowierzchniowe, widoczne granice ziarn, trawiono, pow. 50x

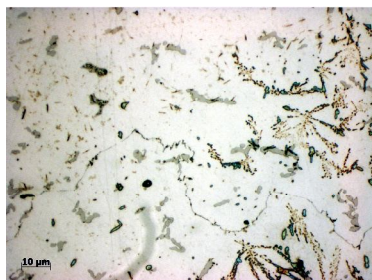


Rys. 5. Struktura części metalicznej, -laboratoryjnej- imitacji siodła protezy, układ przypominający ziarna kolumnowe, trawiono, pow. 50x

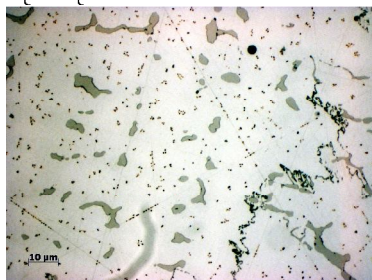


Rys. 6. Struktura części metalicznej, -laboratoryjnego- elementu imitującego łuk protezy, wyraźne granice ziarnowe, trawiono, pow. 50x

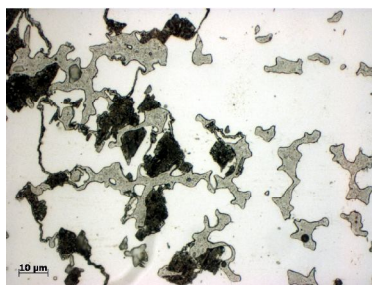
Elementy metaliczne eksploatowanego uzupełnienia protetycznego, szczególnie pokrytego tworzywem akrylowym posiadają widoczne miejsca, w których mogło zachodzić zjawisko dyfuzji. Fakt, braku połączenia chemicznego, powoduje powstawanie mikroszczelin, w których umiejscawiają się płyny ustrojowe o większym stężeniu składników jonowych niż całość otaczającego protezę środowiska. Nieliczne defekty w postaci mikroszczelin, są wynikiem zastosowanej technologii odlewniczej. Nie zaobserwowano zmian, mogących eliminować przydatność konstrukcji. W warstwie przypowierzchniowej elementów użytkowanych w organizmie ludzkim (oprócz części metalicznej siodła – rys. 3), jaki i próbek laboratoryjnych, nie zaobserwowano wyraźnych zmian, mających cechy korozji. Celem dokładniejszej analizy, zastosowano inne powiększenia (rys. 7 – 10).



Rys. 7. Szczegół rysunku 3, mikrostruktura odlewu z widocznymi wtrąceniami, mogącymi mieć swoją genezę, związaną z charakterem otoczenia, trawiono, pow. 1000x



Rys. 8. Szczegół rysunku 4, mikrostruktura dendrytyczna, nieliczne wtrącenia niemetaliczne, trawiono, pow. 1000x



Rys. 9. Szczegół rysunku 5, mikrostruktura stopu z wydzielonymi eutektykami na granicach ziarn, trawiono, pow. 1000x



Rys. 10. Szczegół rysunku 6, mikrostruktura dendrytyczna, skupiska eutektyk na granicach ziarn, trawiono, pow. 1000x

Użytkowana proteza dentystyczna, posiadająca w swojej konstrukcji elementy metaliczne, jest korzystnym rozwiązaniem w rehabilitacji stomatologicznej. Najbardziej narażonymi miejscami struktury stopu, są elementy osłonięte tworzywem, co widać na rysunku 7. Brak wykończenia powierzchni, celem uzyskania dodatkowej retencji skutkuje podatnością na zjawiska dyfuzyjne, które dodatkowo wspomaga wyższe stężenie jonów kwasów i zasad, zawartych w ślinie i płynach ustrojowych wynikające z ograniczeń geometrycznych – mikroszczeliny. Elementy nieosłonięte (rys. 8), nie posiadają w warstwach przypowierzchniowych zmian mogących być następstwem toksycznych działań organizmu. Koncentracja eutektyk w okolicach granic ziarn, próbek laboratoryjnych mają swoją genezę w procesie odlewniczym. Topienie palnikiem gazowo-tlenowym stopu, determinuje nagrzewanie materiału od powierzchni, powodując nierównomierny rozkład energetyczny w fazie ciekłej. Gabaryty elementu w kontekście gradientu temperatury stopu i formy, powoduje tworzenie się ziarn kolumnowych. Nie zaobserwowano jednak zmian w strefie przypowierzchniowej, co świadczy o braku wpływu tych cech struktury na odporność korozyjną. Głównym aspektem dyskusji pozostaje fakt braku istotnych zmian strukturalnych w materiale użytkowanym w środowisku jamy ustnej, co czyni konstrukcję przydatną dla człowieka.

4. WNIOSKI

1. Konstrukcje protetyczne, zbudowane z elementów metalicznych i akrylowych, są narażone na koncentrację jonów, zawartych w ślinie i płynach ustrojowych, umiejscawiających się na granicach połączenia dwóch materiałów.
2. Szczególnie narażonymi elementami protez „szkieletowych”, są elementy siodła.
3. Po pięcioletnim użytkowaniu w środowisku jamy ustnej, w strukturze części metalicznych, osłoniętych tworzywem, obserwowane są miejsca dyfuzyjne.

4. Elementy nieosłonięte, wypolerowane, nie noszą oznak zmian korozyjnych w strefie przypowierzchniowej.
5. Standardowy czas użytkowania protez dentystycznych (5 lat) [2], pozostawia elementy metaliczne w stanie niezagrażającym pacjentowi oraz użyteczności konstrukcji.
6. Umieszczenie w organizmie żywym, tylko jednego stopu zmniejsza podatność korozyjną.
7. Nie istnieje praktyczna możliwość całkowitej eliminacji zjawisk korozyjnych, przy zastosowaniu materiałów metalicznych w konstrukcjach uzupełnień protetycznych.
8. Układ ziarn w stopie ma drugorzędny wpływ na odporność korozyjną.

LITERATURA

- [1] Combe E.C. – Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997
- [2] E. Spiechowicz, Protetyka Stomatologiczna, Wydawnictwo Lekarskie PZLW, Warszawa 1988, 1992, 1994, 1998
- [3] St. W. Majewski, Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000
- [4] Cichocki T., Litwin J. A., Mirecka J. – Kompendium Histologii-Skrypt dla studentów nauk medycznych i przyrodniczych, Zakład Histologii AM w Krakowie, Textus Kraków 1992
- [5] Błażewicz S., Stoch L. – Biomateriały Tom 4, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003
- [6] Marciniak J. – Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [7] L. A. Dobrzański, Materiały inżynierskie i projektowanie materiałowe, Wydanie II zmienione i uzupełnione, WNT, Warszawa 2006

OXIDATION SPEED IN THE STRUCTURE EVALUATION FOR PROSTHETIC ALLOYS

Summary. The implantation of metallic materials into the human body always entails the risk of corrosion phenomena. This also refers to cases when only one alloy is introduced. The whole structure does not have the same surroundings, which is connected with the occurrence of potential differences.

The purpose of the paper is to identify changes occurring in the metallic structure whose elements operating in one human body have different surroundings.

The scope of the paper covers the measurement of potential differences of metallic materials-cuboids – one being uncovered and the other, at some height, covered with PMMA, as well as metallographic microscopic examination of the cuboids and the frame denture part after prolonged use in a living human body.