

УДК 616.314.11-089.28-611-32-07

Макєєв В.Ф., Гуньовська Р.П.

Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького,
каф. ортопедичної стоматології (зав. – проф. В. Ф. Макєєв)

V.F. Makeyev, R.P. Guniowska

Порівняльна оцінка електрохімічних властивостей різних матеріалів для відновлення коронкової частини зуба штифтовими конструкціями

Comparative Estimation Electrochemical Characteristic of the Miscellaneous Material for Partial Coronal Reconstruction of the Teeth Posts Design

Резюме Представлено результати порівняльного експериментального дослідження електрохімічної поведінки скловолоконного штифта, металевий штифт з благородного сплаву та металевий штифт з хромо-кобальтового сплаву.

Summary Organized study electrochemical behaviors of the fiber glass post, metallic post (with noble alloy, chromcobalt alloys).

Ключові слова скловолоконний штифт, металевий штифт, електрохімічна характеристика, поляризаційні криві, штучна слина

Key words fiber glass post, metallic post, artificial saliva, electrochemical feature

Удосконалення методів усунення дефектів коронок зубів, використання їх під опору знімних і незнімних протезів, профілактика ускладнень, які виникають при цьому, є актуальною проблемою стоматології. Прогноз депульпованих зубів залежить не тільки від результатів ендодонтичного лікування, але й від методики відновлення коронкової частини зуба [1–3].

Руйнування коронкової частини зуба внаслідок різних патологічних процесів (карієс, травма, патологічна стертість, флюороз, обширні реставрації, що потребують заміни, деструкція твердих тканин зуба під штучними коронками тощо) часто призводить до її повної втрати [4].

У таких випадках відновлення коронкової частини зуба можливе тільки з використанням різних видів штифтових конструкцій, для виготовлення яких найчастіше застосовуються різні сплави металів як благородних, так і неблагородних, а також сучасніші – скловолоконні штифти.

Сучасні штифтові відновлення коронкової частини зуба потребують застосування реставраційних матеріалів різних за складом і методами їх

опрацювання, і тому в сучасній стоматологічній літературі застосовується узагальнюючий термін «реставраційна система». Цей термін вживається для визначення будь-якого набору компонентів, що працюють у комплексі для досягнення загальної мети. Вибір адекватних штифтових систем у кожній конкретній клінічній ситуації потребує оцінки різних компонентів та їх взаємодії.

Компонентами прямої штифтової системи є поверхня кореневого дентину, внутрішньокореневий штифт, куксова частина, фіксуючий цемент та коронка. Для успішного відновлення зуба після ендодонтичного лікування необхідно брати до уваги різноманітність та складність взаємодії цих поверхонь з реставраційними матеріалами [5–7]. Незважаючи на те, що для використання у стоматології допускаються лише матеріали, які пройшли тести на відсутність токсичності для організму, стійкість до корозії та руйнування, низьку алергенність, у частини пацієнтів після їх фіксації у порожнині рота виникають клінічні прояви непереносності. В останні десятиліття кількість таких пацієнтів збільшується.

Непереносність стоматологічних матеріалів може бути зумовлена різними причинами: гальванізм, алергічні реакції на протезний матеріал, токсичні ураження тканин пародонту.

Всі ці патології мають принципово різний патогенез і передбачають різні підходи до лікування і підбору матеріалів, що визначає для стоматолога необхідність чіткої діагностики, типу непереносності в даного пацієнта [8].

Причиною виникнення непереносності може бути проведене стоматологічне лікування, пов'язане з якістю і методом використання матеріалів:

■ некоректний вибір стоматологічних матеріалів і їх поєднання для даного пацієнта;

■ недотримання технології приготування матеріалу;

■ неправильне встановлення чи введення матеріалу;

■ неякісна заводська партія матеріалу. З іншого боку, непереносність може бути викликана наявністю індивідуальної патологічної реакції організму на ті чи інші матеріали, електролітними властивостями слини та іншими особливостями пацієнта [9].

Матеріали та методи дослідження

Мета дослідження – порівняльне вивчення електрохімічних властивостей матеріалів, які використовуються для виготовлення штифтових конструкцій у модельних середовищах, методом визначення поляризаційних діаграм. Зразки для електрохімічних досліджень виготовляли із хромова-кобальтового сплаву (Heraenium-P), золото-платинового сплаву (Bio Heraald B2) та із скловолоконного матеріалу. Зразки розрізали і заливали розчином епоксидної смоли. Після полімеризації смоли заготовки шліфували. Перед дослідженням робочу поверхню зачищали на корундовому шліфувальному папері, полірували водною суспензією MgO, знежирювали етанолом та промивали бідистиллятом. Дослідження проводили у склянній комірці за триелектродною схемою: допоміжний електрод – платиновий, електрод порівняння – хлор-срібний, робочий електрод – досліджуваний матеріал. Платиновий електрод з'єднували із робочим розчином через місток із керамічною мембраною, електрод порівняння – через місток із носиком. Середовище у містках – розчин штучної слини.

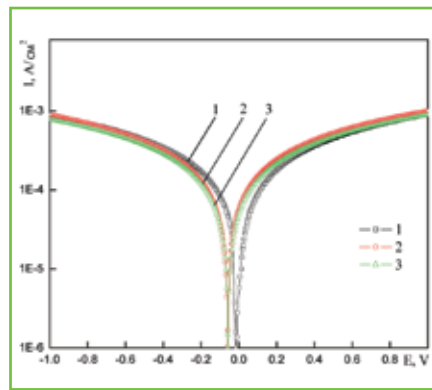
Поляризаційні залежності отримані на комп'ютеризованому потенціостаті (EG & G Instruments Model 362) у потенціодинамічному режимі. Швидкість розгортки потенціалу становила 1 мВ/с. Термостатування електрохімічної комірки проводили за допомогою термостату Ultra-Thermostat Typ U 10.

Результати дослідження та їх обговорення

На мал. 1 наведено поляризаційні криві скловолоконного штифта в розчині штучної слини за різного часу витримки.

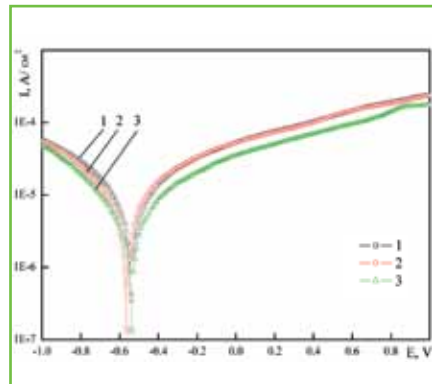
Стандартний електродний потенціал після одноденної витримки становить $E_{к, 1 \text{ год.}} = -0,016 \text{ В}$ за струму $I_{к, 1 \text{ год.}} = 1,0 \cdot 10^{-6} \text{ А/см}^2$. Збільшення часу витримки протягом 1-ї та 3-х діб приводить до зсуву потенціалу у від'ємний бік і становить $E_{к, 1 \text{ д.}} = -0,060 \text{ В}$, $I_{к, 1 \text{ д.}} = 7,0 \cdot 10^{-6} \text{ А/см}^2$, $E_{к, 3 \text{ д.}} = -0,058 \text{ В}$, $I_{к, 3 \text{ д.}} = -0,058 \text{ В}$, $I_{к, 3 \text{ д.}} = 7,0 \cdot 10^{-6} \text{ А/см}^2$. Підвищення значень струму при зсуві електродного потенціалу у від'ємний бік зумовлене активізацією анодної реакції. Після тридобової витримки, порівняно із однодобовою, струм не змінюється, потенціал незначно підвищується.

Отже, після тридобової витримки спостерігається стабілізація електрохі-



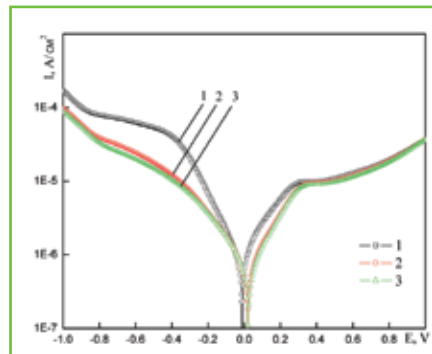
Мал. 1. Електрохімічні властивості скловолоконного штифта у розчині штучної слини:

- 1 – витримка 1 год.;
- 2 – 24 год.;
- 3 – 72 год.



Мал. 2. Електрохімічні властивості хромова-кобальтового сплаву (Heraenium-P) у розчині штучної слини:

- 1 – витримка 1 год.;
- 2 – 24 год.;
- 3 – 72 год.



Мал. 3. Електрохімічні властивості золото-платинового сплаву (Bio Heraald B2) у розчині штучної слини:

- 1 – витримка 1 год.;
- 2 – 24 год.;
- 3 – 72 год.

мічних характеристик у розчині штучної слини, що свідчить про їх толерантність. Слід зазначити, що протягом доби (зазвичай) відбувається адаптація матеріалу штифта до особливостей складу штучної слини і стабілізації електрохімічної ситуації в цілому.

Віддаль значної різниці потенціалів та незначні струми, що з ними пов'язані, свідчать про адаптацію скловолоконного штифта до нових умов їх тривалої експлуатації в контакті з середовищем порожнини рота.

Поляризаційні характеристики хромова-кобальтового сплаву Heraenium-P у стані поставки (мал. 2, зразок 2), виявили, що витримка у розчині протягом 1-ї години та однієї доби не змінює потенціалу корозії сплаву, струми корозії не змінюються $I_{кор, 1 \text{ год.}} = I_{кор, 1 \text{ д.}} = 7,0 \cdot 10^{-6} \text{ А/см}^2$. Витримка у середовищі протягом 3-х діб приводить до зсуву потенціалу у від'ємний бік та незначного зниження струму корозії $I_{кор, 3 \text{ д.}} = 5,0 \cdot 10^{-7} \text{ А/см}^2$. Ди-

фузійних струмів катодної деполаризації не виявлено, тобто процес корозії відбувається за кінетичним контролем.

За поляризаційними характеристиками сплаву Bio Heraald B2 (Au-Pt, у стані поставки) потенціал корозії, залежно від часу витримки, становить: $E_{к, 1 \text{ год.}} = -0,01 \text{ В}$, $E_{к, 1 \text{ д.}} = 0,02 \text{ В}$, $E_{к, 3 \text{ д.}} = 0,02 \text{ В}$. Після годинної витримки струм корозії становить $I_{кор, 1 \text{ год.}} = 7,0 \cdot 10^{-7} \text{ А/см}^2$ (мал. 3, зразок 3). На катодній кривій у межах катодної поляризації від $E_{кп} = -0,4 \text{ В}$ до $-0,8 \text{ В}$ спостерігається ділянка катодного дифузійного струму насичення. Витримка у розчині протягом 1-ї та 3-х діб призводить до її зникнення, струми корозії знижуються і становлять $I_{кор, 1 \text{ д.}} = I_{кор, 3 \text{ д.}} = 5,0 \cdot 10^{-7} \text{ А/см}^2$. На анодних залежностях виявлено зміну нахилу кривих при потенціалі анодної поляризації $E_{Ап} = 0,27 \text{ В}$ (він зменшується), що означає зміну компонента сплаву, який переходить у роз-

чин, або зниження швидкості розчинення платини внаслідок збагачення поверхні сплаву шляхетнішим елементом — золотом. При цьому анодна реакція загальмовується. Витримка сплаву у середовищі протягом 1-ї та 3-х діб приводить до зсуву потенціалу корозії у додатній бік, тобто, гальмується анодна реакція розчинення сплаву. Корозійний процес відбувається за кінетичним контролем.

Висновки

Матеріали медичного призначення, які достатньо тривалий час перебували у контакті з рідинами організму можуть створювати значні негативні взаємодії різного механізму. Вибір сплавів для стоматологічного лікування повинен проводитись з урахуванням того, які сплави і дифузні залишки сплавів знаходяться у організмі пацієнта. Сплави через електролітичну взаємодію між

собою, а також з дифузними залишками сплавів можуть створювати значні негативні дії електричним струмом і електричним полем. Через електрохімічні процеси, які відбуваються на поверхні, вони можуть піддаватись інтенсивному електрохімічному розчиненню і негативно впливати продуктами свого розчинення (зразок 2).

Конструкції на основі благородних металів є стабільнішими і не утворюють електролітично нестабільних сполук, тому для лікування можна використовувати ті чи інші так само стабільні благородні сплави, що добре переносяться. Ідеальними щодо відсутності створюваних електрохімічних взаємодій, є скловолоконні штифти, оскільки при їх застосуванні знімається питання потенціалу корозії і струмів корозії та виникнення відповідних електрохімічних пар і вогнищ корозії. Усувається таке явище як корозійне розтріскування цементу і ко-

рення зуба, яке спостерігається при застосуванні металевих штифтів. Після руйнування кореня зуба із застосуванням металевого штифта він не підлягає відновленню, оскільки можливість існування гальванопари і проходження електрохімічних реакцій значно пришвидшує деградацію дентину зі зменшенням його твердості, механічної несучої здатності та підвищення крихкості, а селективне розчинення солей кальцію, гідрооксиапатитів та інших складників практично повністю унеможлиблює повторну реставрацію зуба.

При застосуванні скловолоконних конструкцій, з електрохімічної точки зору, швидка стабілізація електрохімічних процесів протягом доби дозволяє прогнозувати стабілізацію граничних дифузних струмів насичення катодної реакції та інертність матеріалу під час тривалого витримування у середовищі порожнини рота.

Література

- Willershausen B. Survival rate of endodontically treated teeth in relation to conservative vs post insertion techniques — a retrospective study / B. Willershausen, H. Tekyatan, F. Krummenauer // Eur. J. Med. Res. — 2005. — № 10 (5). — P. 204—208.
- Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. / C. A. Carvalho, M. C. Valera, L. D. Oliveira [et al.] // Dent. Traumatol. — 2005. — № 21(3). — P. 155—159.
- Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration / W. Cheung // J. Am. Dent. Assoc. — 2005. — № 136 (5). — P. 611—619.
- Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of prefabricated post systems / S. Toksavul, M. Toman, B. Uylgan [et al.] // J. Oral. Rehabil. — 2005. — № 32 (6). — P. 433—440.
- Stiefenhofer A. Biomechanische Untersuchungen von Stiftaufbauten mit Hilfe der Finiten-Elemente-Analyse / A. Stiefenhofer, H. Stark, T. Hackhofer // Dtsch. Zahnärztl. Z. — 1994. — № 49. — P. 711—715.
- Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts / J. R. Pereira, F. de Ornelas, P. C. Conti [et al.] // J. Prosthet. Dent. — 2006. — № 95 (1). — P. 50—54.
- Restoring endodontically treated teeth with posts and cores a review / I. Peroz, F. Blankenstein, K. P. Lange [et al.] // Quintessence Int. — 2005. — № 36 (9). — P. 737—746.
- Йоффе Е. С. Post-новейшие системы для восстановления зубов после эндодонтии / Е. С. Йоффе // Новое в стоматологии. — 1997. — № 23. — С. 49—52.
- Методологические и методические вопросы гигиены и токсикологии полимерных материалов и изделий медицинского назначения / Ланина С. Я. [и др.] // Научный обзор. — М., 1982. — С. 61—86.
- Результаты гигиенической оценки полимерных материалов стоматологического назначения: материалы XI съезда стоматологов назначения / Ланина С. Я. [и др.]. — Ташкент, 1981. — 190 с.
- Контроль безопасности применения полимерных материалов и изделий медицинского назначения хроматографическими методами анализа / назначения / Ланина С. Я. [и др.] // Полимеры и медицина. — 2006. — № 2. — С. 50—57.
- Новиков П. Д. Механизмы аллергии на лекарства и гаптены / П. Д. Новиков, Д. К. Новиков // Иммунология, аллергология, инфектология. — 2000. — Т. 4. — С. 48—64.
- Козин В. Н. Скрытые источники непереносимости стоматологических сплавов: сб. текстов выступлений на междунар. конф. / В. Н. Козин, М. В. Малик, Ю. М. Пикулик. — ИМЕРИС, 2005.