

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 615.46.036:616.314-089.28

Парунов В.А.¹, Козлов О.В.¹, Фишгойт Л.А.², Козлов В.А.¹

ИЗУЧЕНИЕ КОРРОЗИОННЫХ СВОЙСТВ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ СПЛАВОВ НА ОСНОВЕ ПАЛЛАДИЯ

¹ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.Е. Евдокимова», 127473, Москва; ²ГБОУ ВПО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», 119234, Москва

Было проведено комплексное изучение коррозионных свойств российских благородных сплавов на основе палладия “Палладент Уни”, “Палладент” (ОАО “НПК Суперметалл им. Е.И. Рывина”) и Vitiriy-P (ООО «Медицинская фирма “Витал ЕВВ”»).

Для изучения коррозионных свойств выбранных сплавов мы применили комплекс спектральных и электрохимических методов, включающий вольтамперометрию и рентгеновский спектральный микрозондовый анализ (РСМА). С помощью вольтамперометрии определяли стационарные потенциалы сплавов и скорости коррозии в зависимости от значений pH. С помощью РСМА было проведено определение толщины пленки продуктов коррозии и состава поверхности сплавов до и после коррозионных испытаний, а также вычислены термодинамически возможные варианты образования фаз коррозии на поверхности всех трех сплавов.

Все исследуемые сплавы имеют очень низкую скорость коррозии при стандартном значении pH искусственной слюны и при смещении этого значения в более кислую сторону.

Ключевые слова: стоматологический сплав; палладий; коррозия; вольтамперометрия; рентгеновский спектральный микрозондовый анализ; Палладент Уни; Палладент; Vitiriy-P.

Parunov V.A., Kozlov O.V., Fishgoit L.A., Kozlov V.A.

STUDY OF CORROSION PROPERTIES OF DOMESTIC ALLOYS BASED ON PALLADIUM.

¹Moscow State University of Medicine and Dentistry, 127473, Moscow; ²Moscow State University, 119234, Moscow

It was carried out a comprehensive study of the corrosion properties of noble Russian palladium-based alloys, such as: “Palladent UNI”, “Palladent” and “Vitiriy-P”. For a complete study of the corrosion properties of the alloy we used a set of spectral and electrochemical methods including voltammetry and X-ray spectral microprobe analysis (RSMA). Held definition of steady-state potentials of alloys and determination of the corrosion rate, depending on the values of pH. With RSMA conducted for determining the thickness of the film of corrosion products and surface composition of alloys to corrosion tests and after the elections, as well as calculate the thermodynamic options phase formation of corrosion on the surface of all three alloys.

All investigated alloys have very low corrosion rate in the standard pH of artificial saliva and the displacement of more value in the acidic side.

Key word: dental alloy; palladium; corrosion; voltammetry; RSMA; research; Palladent Uni; Palladent; Vitiriy-P.

Введение

Исследование сплавов металлов на коррозионную активность для изготовления любых конструкций в любой из областей промышленности, безусловно, является одним из важнейших. Несмотря на развивающиеся технологии, улучшение механических и физических характеристик металлических материалов, они остаются инородным телом для организма. Из-за химической нестабильности сплавов металлов применение их в ортопедической стоматологии представляет собой вмешательство, изменяющее биоравновесие в полости рта. В результате протезирования металлокерамическими или цельнолитыми коронками сплав металла, из которого состоит конструкция, моментально вступает в контакт с органами полости рта. Во время дальнейшего функционирования металлических или металло-

керамических зубных протезов происходят сложные коррозионные электрохимические процессы. Сплавы металлов начинают функционировать со слюной, которая в свою очередь является электролитически коррозионно-активной средой, в результате чего ионы металла и его электроны высвобождаются в полость рта с помощью имеющегося в составе слюны кислорода. Потеря металлом электронов ведет к тому, что металл приобретает положительный заряд и способствует дальнейшему возникновению анодного тока. Со временем в ряде случаев из-за слабой коррозионной стойкости сплавов они могут оказывать патологическое воздействие, которое может проявляться в виде аллергических и токсико-химических реакций со стороны органов полости рта, зубочелюстной системы и организма в целом [1, 2].

Основные конструкционные материалы для изготовления металлокерамических, литых коронок и мостовидных протезов в настоящее время представлены кобальт-хромовыми и никель-хромовыми сплавами. Исследования показали, что данные сплавы имеют низкие значения коррозионной стойкости и нередко вызывают

Для корреспонденции: Парунов Виталий Анатольевич, e-mail: vparunov@mail.ru

For correspondence: Parunov Vitaliy Anatol'yevich, e-mail: vparunov@mail.ru

Таблица 1. Элементный состав исследуемых сплавов (по шихте) (в масс.%)

Сплав	Pd	Au	Ag	Cu	Sn	Ga	Ru
Палладент	80,0	10,0	–	15,0	15,0	–	–
Палладент Уни	50,9	23,4	–	21,7	4,0	–	–
ВитИрий-П	75,0	6,0	8,5	–	3,6	6,6	0,3

Таблица 2. Состав искусственной слюны по ISO 10271:2001

Компонент	Содержание, г/л	Содержание, моль/л
N ₂ HPO ₄	0,26	0,002
NaCl	0,7	0,012
KSCN	0,33	0,003
KH ₂ PO ₄	0,2	0,001
NaHCO ₃	1,5	0,018
KCl	1,2	0,016
H ₂ O	Остальное	Остальное

аллергические реакции и другие осложнения. Инертность и высокая биологическая совместимость благородных металлов, таких как платина, золото и палладий, доказаны множеством авторов, что свидетельствует о высокой коррозионной стойкости. Однако любой стоматологический сплав включает легирующие вещества, способные значительно уменьшить коррозионные свойства, сохраняя биосовместимость с тканями зубочелюстной системы и организма в целом [3, 4].

Цель исследования – определить коррозионную устойчивость отечественных сплавов благородных металлов на основе палладия для металлокерамических зубных протезов в условиях искусственной слюны.

Материал и методы

Для исследования были взяты отечественные сплавы благородных металлов на основе палладия для изготовления каркасов несъемных металлокерамических зубных протезов Палладент Уни, Палладент (ОАО «НПК “Суперметалл” им. Е.И. Рыввина») и ВитИрий-П (ООО «Медицинская фирма “Витал Е”»). Их состав указан в табл. 1.

Для коррозионных испытаний из перечисленных сплавов были подготовлены образцы, изготовленные методом литья по выплавляемым моделям, с площадью поверхности 1 см² (рис. 1 на вклейке).

В качестве электролита был использован раствор искусственной слюны в соответствии со стандартом ISO 10271:2001 (табл. 2). Растворы искусственной слюны имели рН 5,3 и рН 2,0. Для получения искусственной слюны с рН 2 раствор искусственной слюны с рН 5,3 подкисляли с помощью концентрированной лимонной кислоты.

Для исследования применяли комплекс спектральных и электрохимических методов, включающий вольтамперометрию и рентгеновский спектральный микрозондовый анализ (РСМА).

Вольтамперометрия

Для выполнения данного исследования было проведено определение вольтамперных кривых на специальной установке, состоящей из потенциостата ИРС-Pro, сопряженного с персональным компьютером и стандартной трехэлектродной ячейкой. Исследования проводили в специальной термостатированной ячейке при 36,66±0,01 °С. Исследуемые образцы палладиевых сплавов были выдержаны в 2 исходных растворах искусственной слюны с рН 5,3 и рН 2,0 в течение 1 мес.

Электродом сравнения являлся насыщенный хлорсеребряный электрод, в качестве вспомогательного электрода использовали платиновую пластину. Площадь поверхности исследуемого сплава, который являлся рабочим электродом, составляла 1 см². Определение вольтамперных кривых проводили от стационарного потенциала в анодную и катодную стороны. Чтобы избежать зависимости потенциала от скорости его развертки, кривые снимали в стационарном режиме, т.е. задавали потенциал, при котором ток сначала резко возрастал, а затем снижался до установки постоянного значения, которое фиксировалось, после чего с шагом 100 мВ задавали следующее значение сдвига потенциала. Потенциал сначала сдвигали в сторону отрицательных значений относительно стационарного потенциала, в результате получали катодную ветвь, после этого возвращались к стационарному потенциалу и производили сдвиг в сторону положительных значений, в результате получали анодную ветвь. После перестроения полученной зависимости в полулогарифмических координатах выполняли расчет величины коррозионного тока, что и определяло скорость коррозии.

Для определения необходимого тока коррозии на полученном графике экстраполировали линейные участки кривых СВА и СДЕ до их пересечения в точке К. Соответствующие точке К E_{кор.} и i_{кор.} являются потенциалом и скоростью коррозии. E_{кор.} в большинстве случаев совпадает со стационарным потенциалом, в то время как i_{кор.} является суммой плотностей анодного и катодного токов [5].

Стационарный потенциал – это потенциал, устанавливающийся в данной электрохимической системе, т.е. при погружении исследуемого электрода в исследуемый раствор.

Рентгеноспектральный микрозондовый анализ

РСМА представляет собой метод анализа небольшой области твердотельного образца, в которой рентгеновское излучение возбуждается сфокусированным пучком электронов. Рентгеновский спектр содержит линии, которые характеризуют присутствие определенного элемента в пробе, поэтому качественный анализ легко проводится после идентификации линий по длинам волн. Сравнение интенсивностей линий образца с интенсивностями тех же линий в стандарте позволяет определять концентрации элементов. Метод можно применять для исследования любых веществ, находящихся в твердой фазе.

Таблица 3. Значения скоростей коррозии для сплавов "Палладент", "Палладент Уни" и "ВитИрий-П"

Сплав	i _{кор.} , мА/см ² при рН 5,3	i _{кор.} , мА/см ² при рН 2,0
"ВитИрий-П"	5,0·10 ⁻³	1,4·10 ⁻²
"Палладент"	1,2·10 ⁻²	9,0·10 ⁻²
"Палладент Уни"	5,3·10 ⁻³	1,9·10 ⁻²

Таблица 4. Значения бестоковых потенциалов в зависимости от рН среды для сплавов "Палладент", "Палладент Уни" и "ВитИрий-П"

Сплав	E _{стац.} В при рН 5,3	E _{стац.} В при рН 2,0
"ВитИрий-П"	+0,040	+0,120
"Палладент"	+0,080	+0,188
"Палладент Уни"	+0,030	+0,140

Таблица 5. Элементный состав исследуемых сплавов (по данным РСМА) до коррозионных испытаний (в масс.%)

Сплав	Pd	Au	Ag	Cu	Sn	Ga	Ru
"Палладент"	60,8	10,9	–	13,6	14,7	–	–
"Палладент Уни"	51,5	23,8	–	20,8	3,5	–	–
"ВитИрий-П"	75,1	6,5	8,4	–	3,4	6,6	0,1

Таблица 6. Элементный состав исследуемых сплавов (по данным РСМА) после коррозионных испытаний (в масс.%)

Сплав	Pd	Au	Ag	Cu	Sn	Ga	Ru	O	Cl
Палладент	45,9	6,7	–	10,3	14,1	–	–	21,9	1,2
Палладент Уни	47,7	22,7	–	19,2	3,6	–	–	6,1	0,7
ВитИрий-П	64,5	5,7	6,7	–	2,7	6,2	Ниже пределов обнаружения	14,4	–

Анализ образца заключается в измерении всех интенсивностей рентгеновских линий, которые генерируются в исследуемом образце и стандартном образце с известным составом при одинаковых аналитических условиях. Содержание определенного элемента рассчитывают из соотношения интенсивностей исследуемого и стандартного образцов исходя из известной концентрации необходимого элемента в стандарте. Для подсчета разницы в составах обоих образцов используют персональный компьютер, связанный с прибором.

Источником пучка электронов была электронная «пушка», состоящая из эмиттера электронов, который является катодом с отрицательным потенциалом в несколько киловольт, благодаря чему электроны ускоряются при движении к исследуемому образцу.

Исследование элементного состава образцов сплавов проводили методами растровой электронной микроскопии и РСМА на растровом электронном микроскопе JSM-840 фирмы «Jeol» (Япония) с микрозондовым анализатором ISIS фирмы «Oxford Instruments» (Великобритания) при ускоряющем напряжении 20 кэВ.

Все определяемые элементы имели атомные номера выше 10 при одинаковой чувствительности и погрешности [6].

Элементный состав изучали на образцах сплавов с исходной поверхностью и на образцах сплавов после выдержки в растворе искусственной слюны с составом, соответствующим стандарту ISO 10271:2001, при потенциале 0,5 В в течение 10 сут. Данные коррозионные параметры, разумеется, не соответствуют реальным условиям, но этот выбор необходим для того, чтобы толщина слоя продуктов коррозии была достаточной для проведения исследований данным методом [7].

При применении энергодисперсионного спектрометра относительная погрешность измерений была не более 0,5 масс.%

Измерения содержания элементов выполняли по характеристическим линиям рентгеновского излучения при сравнении со стандартным излучением объекта с известным составом [8].

Результаты и обсуждение

Вольтамперометрия

Стационарные потенциалы на всех образцах сплавов измеряли после их выдержки в исходных растворах искусственной слюны с pH 5,3 и pH 2,0 в течение 1 мес. Столь длительная выдержка была необходима для того, чтобы установилось равновесие обменных процессов в системе электрод – среда. После подобной обработки время установления равновесного потенциала не превышало 20–30 мин.

Для всех трех сплавов полученные стационарные

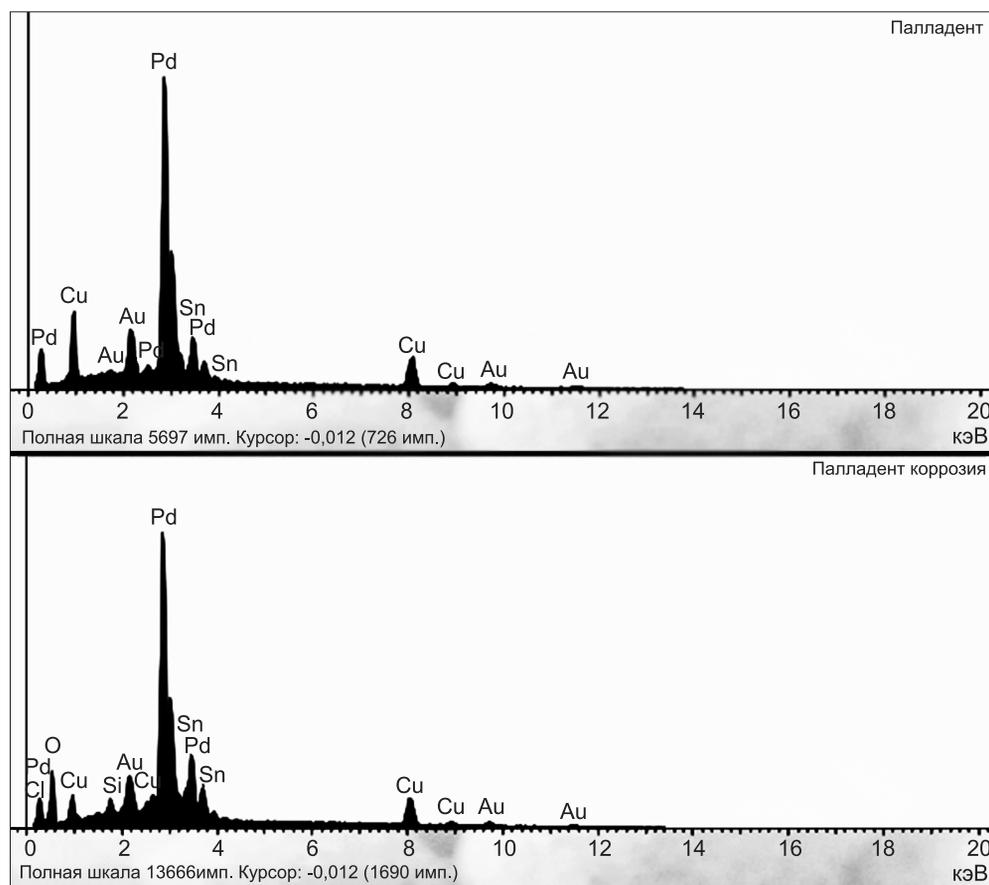


Рис. 2. РСМА-спектр сплава "Палладент" до и после коррозионных испытаний.

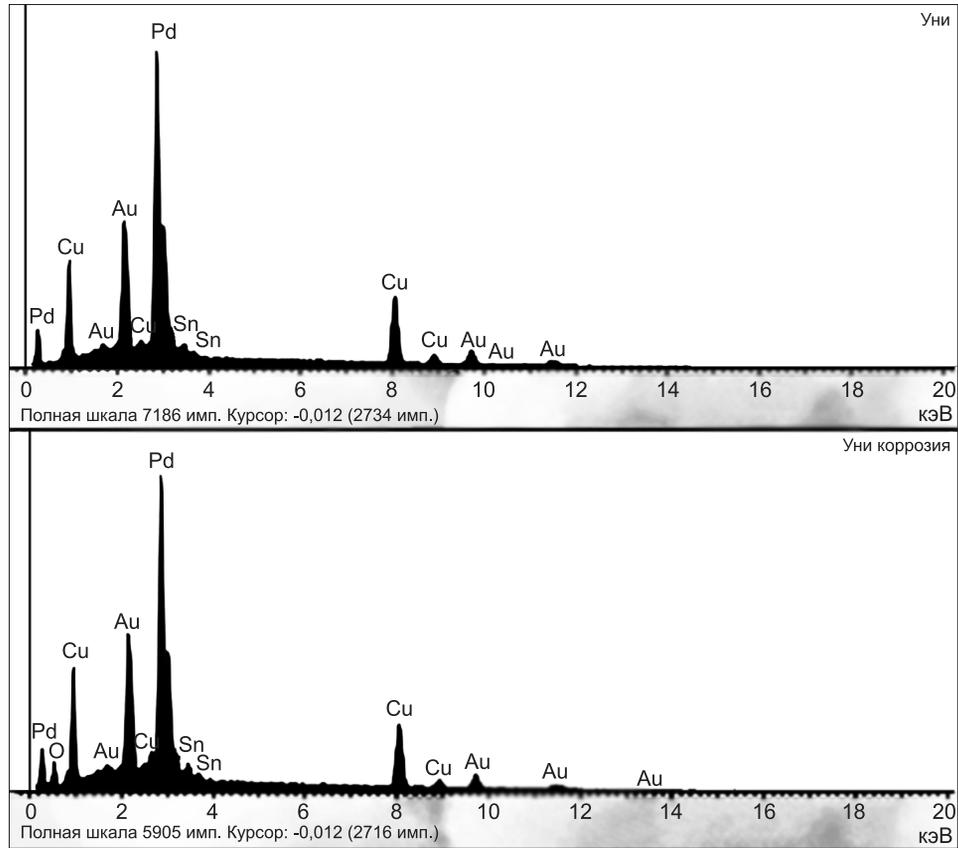


Рис. 3. PCMA-спектр сплава "Палладент Уни" до и после коррозионных испытаний.

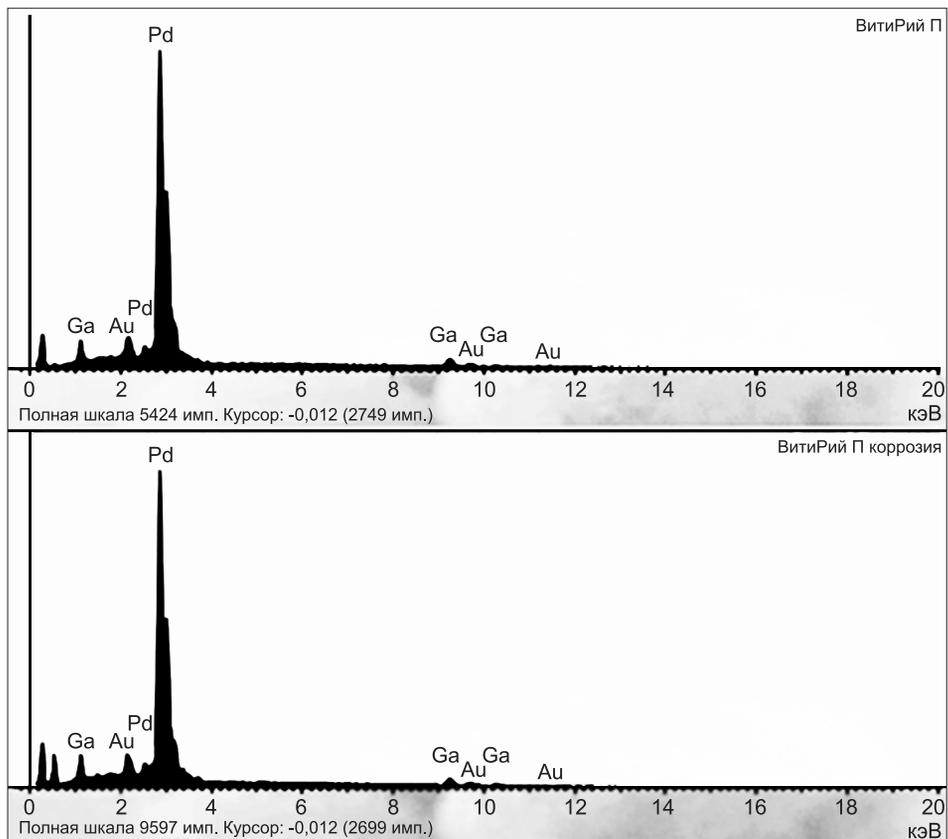


Рис. 4. PCMA-спектр сплава "ВитИрий-П" до и после коррозионных испытаний.

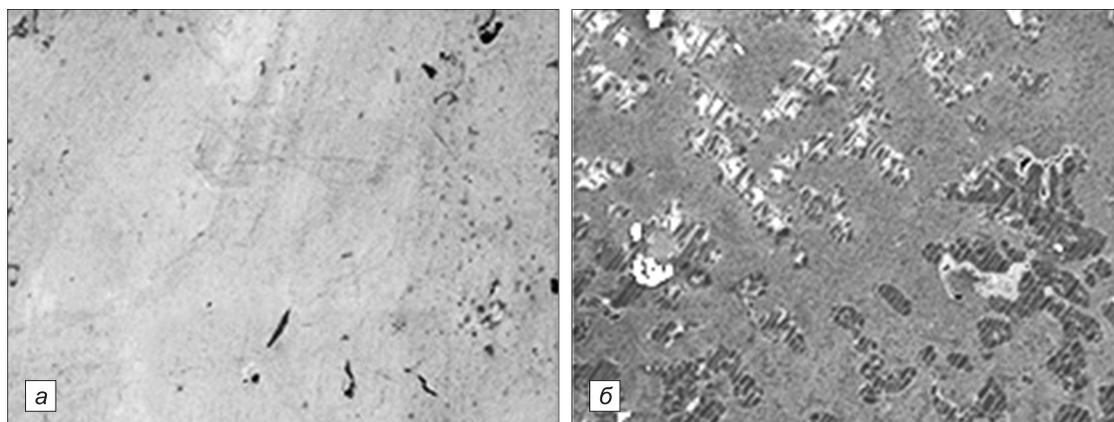


Рис. 5. Поверхность сплава "Палладент" до и после коррозионного испытания.

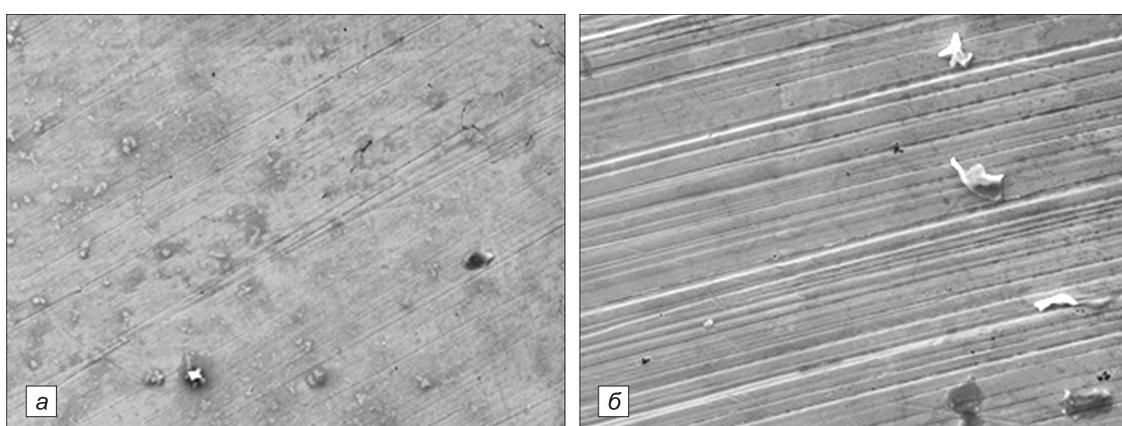


Рис. 6. Поверхность сплава "Палладент Уни" до и после коррозионного испытания.

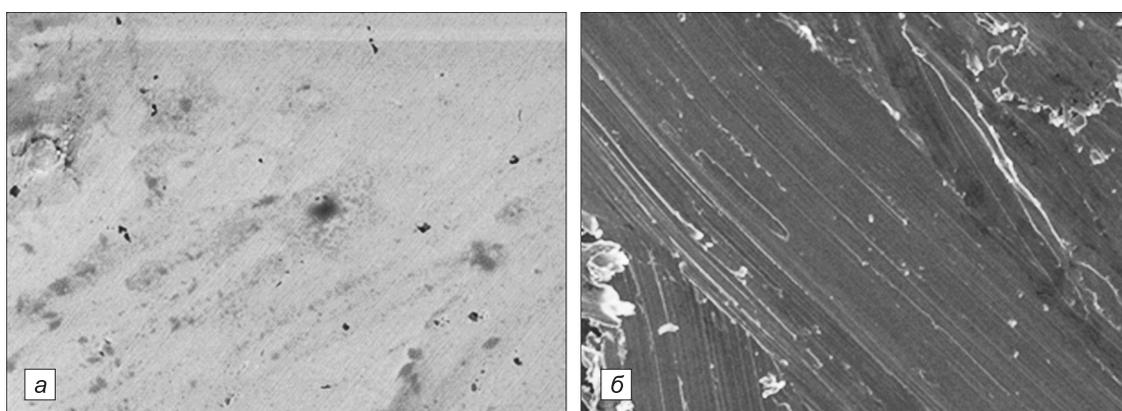


Рис. 7. Поверхность сплава "ВитИрий-П" до и после коррозионного испытания.

потенциалы (табл. 3) имеют положительные значения при обоих значениях pH, однако при pH 2,0 наблюдается резкий сдвиг $E_{\text{стан}}$ в положительную сторону, что свидетельствует о снижении коррозионной устойчивости сплавов.

Из имеющихся вольтамперных зависимостей была определена скорость коррозии всех исследуемых сплавов с учетом зависимости от значения pH (табл. 4).

В данной таблице мы видим, что скорость коррозии для значений pH 5,3 и pH 2,0 выше у сплава "Палладент", чем у сплавов "Палладент Уни" и "ВитИрий-П",

которые по скорости коррозии практически идентичны. Кроме того, сдвиг pH увеличивает скорость коррозии для всех трех сплавов в 3–5 раз.

На основании рассчитанных значений токов коррозии сплавов, а также сдвига равновесных потенциалов при изменении pH среды можно предположить, что механизм растворения всех исследуемых сплавов описывается моделью Мюллера–Томашова.

Рентгеноспектральный микронанализ

По результатам РСМА были получены спектры линий элементов, на которых отображается элементный состав,

Таблица 7. Значения плотности и энергии Гиббса термодинамически возможных соединений на поверхности исследуемых сплавов после коррозионных испытаний

Фаза	Плотность, г/см ³	ΔG, кДж/моль
CuO	6,31	-129,4
Cu ₂ O	3,70	-150,5
CuCl	3,14	-120,1
SnO ₂	7,30	-519,1
Ag ₂ O	7,14	-109,8
Ga ₂ O ₃	6,48	-998,2

Таблица 8. Электрохимические эквиваленты образованных фаз

Фаза	γ _{экв} , см ³ /Кл
SnO ₂	5,5·10 ⁻⁵
CuCl	3,3·10 ⁻⁴
Ga ₂ O ₃	5,0·10 ⁻⁵
Ag ₂ O	3,1·10 ⁻⁴

Таблица 9. Электрохимические эквиваленты и скорости образования продуктов коррозии, рассчитанные для исследуемых сплавов

Сплав	γ _{экв} , см ³ /Кл	d/t, см/год при pH 5,4	d/t, см/год при pH 2,0
Палладент	2,2·10 ⁻⁵	8,2·10 ⁻⁴	6,2·10 ⁻³
Палладент Уни	1,5·10 ⁻⁵	1,7·10 ⁻⁶	9,5·10 ⁻⁴
ВитИрий-П	2,1·10 ⁻⁹	3,2·10 ⁻¹⁰	9,5·10 ⁻⁸

находящийся на поверхности исследуемых образцов сплавов (рис. 2–4). Как видно из спектральных фотографий, образцы до коррозионных испытаний по составу соответствуют заданным. После коррозионных испытаний на спектральных фотографиях присутствуют пики кислорода и хлора – элементов, которые образуют соединения с наименее благородными компонентами сплава с последующим образованием продуктов коррозии.

По результатам микроскопического исследования образцов сплавов до и после коррозии, выполненного при ув. 500, определяются изменения на поверхности (рис. 5–7). Наиболее выраженную пленку продуктов коррозии мы отметили на сплаве “Палладент”. Пленки продуктов коррозии у сплавов Палладент Уни и ВитИрий-П практически идентичны.

По результатам РСМА образцов сплава до и после коррозионных испытаний были составлены табл. 5, 6. В данных таблицах поверхность сплавов до коррозионных испытаний соответствует элементному составу сплавов, представленному фирмами-производителями. Коррозионные испытания показали, что поверхность образцов исследуемых сплавов обогащается неблагородными компонентами сплава и их оксидами и обедняется благородными компонентами. Помимо изменения состава поверхности образцов сплавов, происходит присоединение хлора, который присутствует в составе искусственной слюны, и образуются его соединения с компонентами сплавов.

Исходя из изменения состава поверхности сплавов, а также присоединения хлора с образованием его соединений с компонентами сплава, можно предположить образование термодинамически возможных соединений на поверхности исследуемых образцов сплавов после

коррозионных испытаний (табл. 7, 8). Кроме того, мы провели расчет элетрохимических эквивалентов для каждой фазы, для чего молекулярная масса была поделена на плотность продукта коррозии и число электронов в реакции. После этого была определена скорость образования продуктов коррозии на поверхности исследуемых сплавов исходя из плотности тока, времени эксперимента (в нашем случае он составлял 10 дней) и электрохимического эквивалента возможных фаз. Затем мы получили электрохимические эквиваленты и скорости образования продуктов коррозии, рассчитанные для изученных сплавов (табл. 9).

Заключение

По результатам вольтамперометрии наименьшая скорость коррозии была определена у сплавов ВитИрий-П и Палладент Уни как при pH 2,0, так и при pH 5,3.

По значениям скорости образования продуктов коррозии лучший результат показал сплав ВитИрий-П, что связано с высоким содержанием в его составе палладия (75 масс. %). Однако на поверхности сплава “ВитИрий-П” термодинамически возможно образование 3 фаз: Ga₂O₃, SnO₂ и Ag₂O. Наличие данного количества фаз по сравнению с двумя другими исследуемыми сплавами (Палладент и Палладент Уни) приводит также к увеличению межфазных границ, которые в свою очередь являются предпочтительными для развития коррозии. Следовательно, скорость коррозии может увеличиваться со временем. В результате этого при изучении отдаленных результатов на сплаве ВитИрий-П пленка коррозии окажется выше, чем на сплаве Палладент Уни. Если учесть эти данные, сплав Палладент Уни выглядит предпочтительнее в отдаленной перспективе.

ЛИТЕРАТУРА

1. Федорова Н. С. Экспериментальное обоснование применения биоуглеродного карбиносодержащего покрытия на стоматологических сплавах: Дисс. Казань; 2008.
2. Минаев С.С. Индивидуальный подбор стоматологических материалов как элемент клинического протокола ведения больных при лечении несъемными ортопедическими конструкциями: Дисс. М.; 2008.
3. Лебеденко И.Ю., Деев М.С., Дубова Л.В., Парунов В.А. Палладий и его сплавы. Биологическое действие. Российский стоматологический журнал. 2006; 5: 38–43.
4. Дубова Л.В., Воложин А.И., Лебеденко И.Ю., Отырба Р.Д. Определение биосовместимости стоматологических материалов, применяемых в ортопедической стоматологии. В кн.: Материалы XXI и XXII Всероссийских научно-практических конференций. М.; 2009: 373-7.
5. Дамаскин Б.Б., Петрий О.А., Цирлина Г.А. Электрохимия. Химия. М.: Колосс; 2006.
6. Joy D.C., Romig A.D., Goldstain J.I., eds. Principals of Analytical Electron Microscopy. New York: Plenum Press; 1986.
7. Дунаев С.Ф., ред. Практикум по общей химии. 4-е изд. М.: Московский университет. 2005.
8. Жмурко Г.П., Казакова Е.Ф., Кузнецов В.Н., Яценко А.В. Общая химия / Под ред. С.Ф. Дунаева. М.: Издательский центр «Академия»; 2011.

Поступила 14.04.14

REFERENCES

1. Fedorova N.S. Experimental Substantiation of Application of Biocarbon Carbinecontaining Coating on Dental Alloys. [Eksperimental'noye obosnovaniye primeneniya biouglerodnogo karbinosoderzhashchego pokrytiya na stomatologicheskikh splavakh]: Diss. Kazan'; 2008. (in Russian)
2. Minaev S.S. Individual selection of dental materials as part of the clinical protocol management of patients in the treatment of fixed

- prosthetic designs. [Individual'nyy podbor stomatologicheskikh materialov kak element klinicheskogo protokola vedeniya bol'nykh pri lechenii nesymnymi ortopedicheskimi konstruktivnyimi]: Diss. Moscow; 2008. (in Russian)
- Lebedenko I.Yu., Deev M.S., Dubova L.V., Parunov V.A. Palladium and its alloys. biological effect. Rossiiskiy stomatologicheskii zhurnal. 2006; 5: 38–43. (in Russian)
 - Dubova L.V., Volozhin A.I., Lebedenko I.Yu., Otyrba R.D. Determination of biocompatibility of dental materials used in prosthetic dentistry. In: [Materiali XXI i XXII Vserossiyskikh nauchno-prakticheskikh konferency]. Moscow; 2009: 373-7. (in Russian)
 - Damaskin B.B., Petriy O.A., Tsirlina G.A. Electrochemistry. Chemistry. [Elektrokimiya. Khimiya]. Moscow: Koloss; 2006. (in Russian)
 - Joy D.C., Romig A.D., Goldstain J.I., eds. Principals of Analytical Electron Microscopy. New York: Plenum Press; 1986.
 - Dunaev C.F., ed. Workshop on General Chemistry. [Praktikum po obshchey khimii]. 4ed. Moscow: Izdatel'stvo Moskovskogo universiteta; 2011. (in Russian)
 - Zhmurko G.P., Kazakova E.F., Kuznetsov V.N., Yatsenko A.V. General Chemistry. [Obshchaya khimiya] / Pod red. C.F. Dunaeva. Moscow: Izdatel'skiy tsentr "Akademiya"; 2001. (in Russian)

Received 14.04.14

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 616.314-089.23-07

Селектор О.Н.¹, Осинцев А.В.², Косырева Т.Ф.¹

ИЗУЧЕНИЕ ПРОЦЕССА НОРМАЛИЗАЦИИ ПОЛОЖЕНИЯ РОТИРОВАННОГО ЗУБА ПОД ДЕЙСТВИЕМ АКТИВНЫХ НИТИНОВЫХ ДУГ

¹ГБОУ ВПО «Российский университет дружбы народов», 117198, Москва; ²Научно-исследовательский ядерный университет МИФИ, 115409, г. Москва

Изучены процессы нормализации положения ротируемого зуба во времени в зависимости от типоразмеров ортодонтических дуг и видов замковых креплений брекетов.

Ключевые слова: тортоаномалия, ортодонтические дуги, виды брекетов.

Selektor O.N.¹, Osintsev A.V.², Kosyрева T.F.¹

STUDY OF TOOTH ROTATION ON THE NITINOL ARCHWIRES

¹Peoples' Friendship University of Russia, 117198, Russian Federation; ²National Research Nuclear University "MEPhI", 115409, Moscow

Study the processes of tooth rotation depending on the sizes archwires and types of bracket systems in time.

Key words: tooth rotation; orthodontic wires; types of brackets.

Введение

Актуальность данного исследования обусловлена необходимостью изучения процесса нормализации положения ротируемого зуба во времени для оптимального выбора активных нитиноловых дуг и типов замковых креплений различных брекет-систем.

Материал и методы

Экспериментальные исследования проводили на кафедре физики прочности Научно-исследовательского ядерного университета МИФИ и кафедре стоматологии детского возраста и ортодонтии РУДН.

Исследования выполняли на модели фрагмента зубного ряда, изготовленной из пластмассы холодной полимеризации Протакрил-М, с установленными в нее искусственными зубами и имитатором тканей периодонта (зуботехнический воск). Корневую часть исследуемого зуба моделировали усеченным конусом в пересчете на среднюю площадь корней для данного зуба [1].

На пластмассовые зубы фиксировали брекет-системы и ортодонтическую дугу, исследуемый зуб с жестко зафиксированным

рычагом длиной 50 мм устанавливали в положении тортоаномалии. Рычаг упирался в высокоточный цифровой индикатор линейных перемещений. Таким образом, зная величину перемещения рычага ΔL на фиксированном плече H , можно вычислить угол поворота φ ротируемого зуба (рис. 1 на вклейке) по формуле $\varphi = \arctg(\Delta L/H)$.

В ходе ранее проведенных исследований было установлено, что оптимальная температура нагрева для активации процессов перемещений составляет 60°C [2]. Для изучения процесса нормализации положения ротируемого зуба во времени прибегали к видеорегистрации. Измерения осуществляли в течение 25 мин с интервалом 1 мин. Полученные значения линейных перемещений пересчитывали в зависимости угла поворота ротируемого зуба от времени.

На рис. 2 на вклейке показана фотография модели фрагмента зубного ряда, устройства для видеорегистрации процесса восстановления ротируемого зуба и контроля температуры.

Исследовали ортодонтические NiTi-дуги фирмы "3M Unitek" (Германия) сечений 0,014", 0,016", 0,018", 0,016" · 0,016", 0,016" · 0,022" и 3 брекет-системы: Victory ("3M Unitek", Германия), In-Ovation R (GAC, США), Smart Clip ("3M Unitek", Германия).

Для изучения влияния размера нитиноловых дуг на процессы нормализации положения ротируемого зуба использовали ортодонтические NiTi-дуги круглого сечения 0,014", 0,016", 0,018" и брекет-систему In-Ovation R. Оценку влияния формы поперечного сечения проводили на NiTi-дугах 0,016", 0,016" · 0,016", 0,016" · 0,022" и брекет-системе In-Ovation R. Для определения оптимального замкового крепления при

Для корреспонденции: Селектор Ольга Николаевна, e-mail: orthodontist@dr-selektor.ru

For correspondence: Selektor Olga Nikolaevna, e-mail: orthodontist@dr-selektor.ru

К ст. *Парунова и соавт.*

Рис. 1. Образцы сплавов для испытаний.



К ст. *Селектор и соавт.*

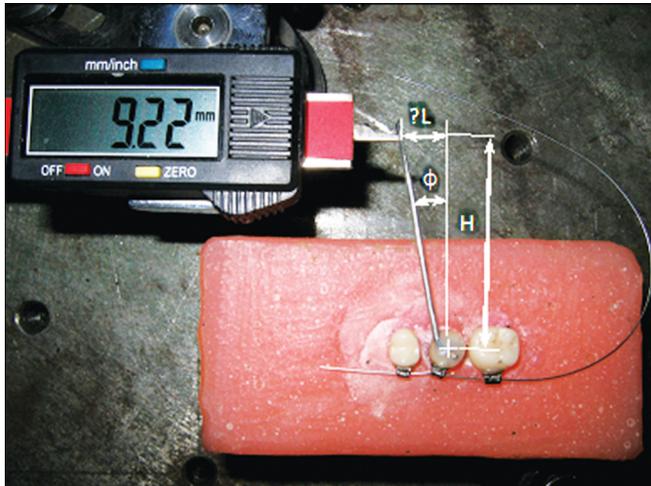


Рис. 1. Пояснения к формуле вычисления угла поворота ϕ ротированного зуба.



Рис. 2. Устройство для видеорегистрации процесса восстановления ротированного зуба и контроля температуры.

К ст. *Шайхалиева и соавт.*

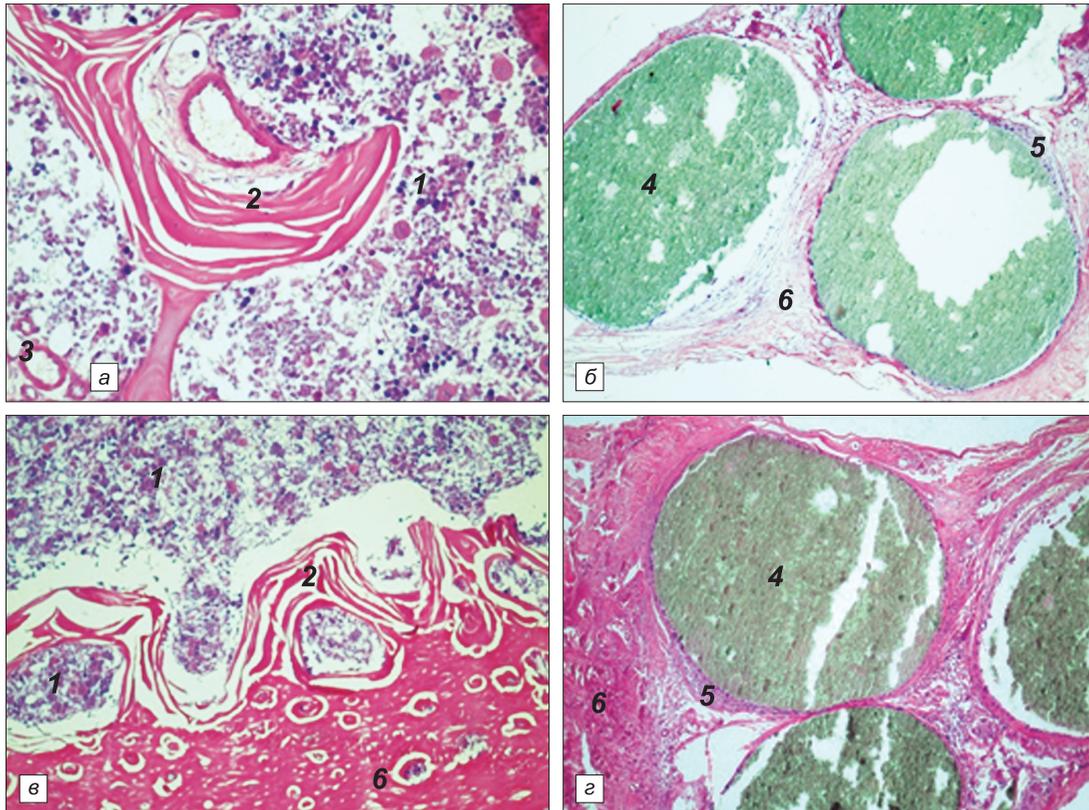


Рис. 1. Состояние дефектов бедренных костей у крыс на 14-е сутки после нанесения травмы.

Здесь и на рис. 2–4: *а* – в костные дефекты ничего не вносили (1-я контрольная группа); *б* – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ХГ и ГАП (2-я группа); *в* – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ХГ (90,0–99,9 масс.%) и сывороточного биорегулятора (3-я группа); *г* – в костные дефекты вводили композицию, состоящую из ГАП (10–30 масс.%), ХГ (70–90 масс.%) и биорегулятора, выделенного из сыворотки крови крупного рогатого скота (4-я группа). Окраска гематоксилином и эозином. Ув.: ок. 10, об. 20. 1 – костный мозг; 2 – пластинчатая костная ткань; 3 – сосуд; 4 – гранулы ГАП; 5 – фиброзная капсула; 6 – формирование плотной костной ткани.