

ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКАЯ СОВМЕСТИМОСТЬ КОНСТРУКЦИОННЫХ СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ

Фролова О.С., Головко А.И.

УО «Белорусский государственный медицинский университет»

Минск, Беларусь

ortopedstom@bsmu.by

В настоящее время на рынке существует множество различных типов сплавов, которые могут быть использованы для изготовления ортопедических несъемных конструкций. С развитием технологий, помимо традиционных методов протезирования, протезирование на зубных имплантатах приобретает все большее значение, и это диктует особые требования к выбору конструкционного материала, так как происходит постоянный контакт ортопедической конструкции с титановыми сплавами зубных имплантатов. Общим условием для всех материалов является их постоянное присутствие в полости рта в течение длительного времени, и, как следствие, они оказывают постоянное воздействие на полость рта и организм человека в целом. Поэтому знание биосовместимости стоматологических сплавов имеет большое значение.

Ключевые слова: *металлические сплавы; несъемное протезирование; зубные имплантаты; электрохимическая совместимость.*

ELECTROCHEMICAL COMPATIBILITY OF METAL ALLOYS PROSTHETICS ON DENTAL IMPLANTS

Frolova O.S., Golovko A.I.

Belarusian State Medical University

Minsk, Belarus

Currently, on the market there are many different types of alloys that can be used to make orthopedic fixed structures. With the development of technologies, in addition to traditional methods of prosthetics, prosthetics on dental implants is becoming increasingly important, and this dictates special requirements for the choice of structural material, as there is a constant contact of orthopedic construction with titanium alloys of dental implants. The general condition for all materials is their constant presence in the oral cavity for a long time, and, as a result, they have a constant effect on the oral cavity and the human body as a whole. Therefore, knowledge of the biocompatibility of dental alloys is of great importance.

Keywords: *metal alloys; fixed prosthetics; dental implants; electrochemical compatibility.*

С развитием технологий, кроме традиционных методов протезирования, все более актуальным становится протезирование на дентальных имплантатах. Поскольку зарегистрированные и применяемые имплантационные системы состоят из титановой внутрикостной части и титановой супраструктуры, возникают особые требования к выбору конструкционного материала протезов, поскольку имеется постоянный контакт ортопедической конструкции с титановыми сплавами дентальных имплантатов. Это обусловлено постоянным

присутствием протезных конструкций в полости рта в течение длительного времени и, как следствие, их постоянным влиянием на органы и ткани ротовой полости и организм человека в целом. В этой связи возрастает потребность в новых, более глубоких знаниях о биосовместимости стоматологических конструкционных сплавов при протезировании на имплантатах.

Материалы и методы. В рамках комплексного изучения явлений электрохимической активности сплавов металлов конструкционных материалов и титановых сплавов, применяемых при имплантации, на базе кафедры физической химии, химического факультета Белорусского государственного университета, нами проведен эксперимент по определению электрохимической активности между титаном и наиболее распространенными сплавами металлов в растворе искусственной слюны, следующего состава:

0,4 г/л KCl + 0,4 г/л NaCl + 0,795 г/л CaCl₂ + 0,69 г/л Na₂HPO₄ + 0,005 г/л Na₂S-9H₂O + 1 г/л мочевины + H₂O (до одного литра раствора); pH=8.

Для точного измерения скорости коррозии, как правило, применяются длительные эксплуатационные коррозионные испытания (от года до нескольких лет) в условиях, приближенных к условиям работы конструкций и их элементов. Это связано с тем, что в условиях лаборатории практически невозможно моделировать встречающиеся на практике и независимые от объекта изменения условий эксплуатации: изменения состава коррозионной среды (прием кислой или соленой пищи), перепад температур (прием холодной или горячей пищи), большие или меньшие механические воздействия (твердая или мягкая пища), вызывающие обновление поверхности металлических протезов, деформация протезных конструкций, вызывающих появление щелей и зазоров, что в отдельных случаях может привести к развитию локальных коррозионных разрушений.

Для проведения экспериментального исследования по изучению величины напряжения, возникающих между контактными парами стоматологических сплавов, использовали образцы стоматологических сплавов (табл. 1) в основном в виде пластин круглой формы диаметром около 20-30 мм и толщиной около 2 мм, и пластины золотоплатинового сплава (Au-Pt) размером 1x1x0,7 мм³.

Таблица 1 Состав стоматологических сплавов

Сплав металла	Состав
Титан	Ti 100%
Никель-хромовый сплав (обработанный пескоструйным аппаратом после литья)	Основа-Ni, Cr(22-25%), Mo(10%), Si(1.0%); остальное V, C, редкоземельные элементы
Никель-хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья)	Основа-Ni, Cr(22-25%), Mo(10%), Si(1.0%); остальное V, C, редкоземельные элементы
Кобальто- хромовый сплав (обработанный пескоструйным аппаратом после литья)	Основа-Co, Cr(22-25%), Mo(10%), Si(1.0%); остальное V, C, редкоземельные элементы
Кобальто- хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья)	Основа-Co, Cr(22-25%), Mo(10%), Si(1.0%); остальное V, C, редкоземельные элементы
Золотосодержащий сплав производства РБ	Au(87%), Pt(10.6%), Zn(1.5%); остальное In, Mn, Ta, Rh
Золотосодержащий сплав производства Германия	Au(95%), Pt(3,5%), Zn(1.5%); остальное In, Mn, Ta, Rh

Соотношение между массой материала и объемом контактирующей модельной среды (25 мг/мл) выбиралось, исходя из максимального расхода сплава для изготовления зубных протезов (25 г) и среднесуточного объема слюны (1000 мл).

Измерение величины напряжения проводили дважды, для каждой пары. Первое – сразу после погружения в раствор, и второе - через 30 минут. Процесс экспозиции в модельном растворе проводили при комнатной температуре (25° С) на высокоомном вольтметре с погрешностью $\pm 0,002$ В.

Далее, напряжение в растворе вычисляли по формуле:

$$U = (1+p) [q_1, + q_2K + U+a) IR], \text{ где:}$$

q_1 - количество электричества, теоретически рассчитанное (по закону Фарадея);

q_2 - количество электричества, практически расходуемое на единицу продукта:

p - коэффициент, учитывающий потери на контактах покрываемых деталей:

a - коэффициент, учитывающий потери напряжения в ванне за счет газонаполнения;

I - сила тока в ванне.

R - сопротивление электролита Ом.

Результаты и их обсуждение. После проведенных измерений были получены результаты, представленные в таблице 2.

Таблица 2 Результаты измерений

Контактная пара	Значение U в момент погружения (мВ)	Значение U при экспозиции 30 минут (мВ)
Титан/Никель-хромовый сплав (обработанный пескоструйным аппаратом после литья)	420	270
Титан/Никель-хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья)	560	112
Титан/Кобальто-хромовый сплав (обработанный пескоструйным аппаратом после литья)	180	77
Титан/Кобальто-хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья)	300	133
Титан/Золотосодержащий сплав производства РБ	95	12
Титан/Золотосодержащий сплав производства Германия	85	18

Исходя из данных таблицы, становится очевидным, что в момент погружения наиболее высокое напряжение было зафиксировано в паре пара титан/никель-хромовый сплав (не обработанный пескоструйным аппаратом после литья) – 560 мВ. На втором месте была пара титан/никель-хромовый сплав (обработанный пескоструйным аппаратом после литья) – 420 мВ, а на третьем титан/кобальто-хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья) – 300 мВ. Минимальным сразу после погружения было напряжение в паре титан/золотосодержащий сплав (производства Германии) –

85 мВ. Практически такое же напряжение было зафиксировано в паре титан/золотосодержащий сплав (производства РБ). Повторные измерения 30 мин. экспозиции в растворе не привели к существенным изменениям картины – хотя фиксируемое напряжение во всех парах значительно снизилось, но по-прежнему лидировали пары титан/никель-хромовый сплав (как необработанный, так и обработанный) и титан/кобальто-хромовый сплав (необработанный пескоструйным аппаратом после литья). Наименьшее напряжение также было зарегистрировано в парах титан/золотосодержащий сплав, но на этот раз оно было минимальным в сплаве производства РБ – всего 12 мВ.

Заключение

1. Экспозиция в модельном растворе (слюна) стоматологических сплавов приводит к смещению их электродных потенциалов в положительную область (анодная поляризация) при увеличении времени выдержки, что свидетельствует о формировании на поверхности сплавов адсорбционных и фазовых защитных слоев.

2. При контакте конструкционных стоматологических сплавов с титаном развивается разная электродвижущая сила контактных пар.

3. Как следствие, остается открытым вопрос влияния сплавов металлов и возникающего электрохимического напряжения на организм человека.

Список литературы

1. Величко, Л.С. Непереносимость металлических протезов электрогальванической природы: учеб. - метод. пособие / Л. С. Величко, Н. В. Ящиковский. – Минск: БГМУ, 2010. – 23 с.

2. Зубкова, Я.Ю. Зависимость коррозии стоматологических сплавов от их физико-механических свойств в имплантологии: дисс... канд. мед. наук / Я.Ю. Зубкова. – М., 2007. – 118 с.

3. Наумович, С.А. Влияние металлических сплавов, применяемых при несъемном протезировании, и в протезах, фиксируемых на имплантатах / Наумович С.А., Головки А.И., Храменков С.И., Фролова О.С. // Современная стоматология. – 2018. - №4 – С. 17-19

4. Суркужанский, С.К. Основные показатели биологической совместимости титана, применяемого в ортопедической стоматологии / С.К. Суркужанский [и др.] // Вісник стоматології. – 2012. – №2. – С. 119-122

5. Das Allergiepotezial von Implantatwerkstoffen auf Titanbasis / A. Schuh [et al.] // Der Orthopäde. – 2005. – Vol. 4, No 34. – P. 327-333

6. Merget, R. Immediate type allergies due to metal compounds: platinum salts / R. Merget, V. van Kampen, T. Braning // Pneumologie. – 2003 Oct. – Vol. 57, No 10. – P. 606–611.

7. Wataha, J.C. Alloys for prosthodontic restorations. / J.C. Wataha. // J Prosthet Dent. – 2002. – Vol. 87(4). – P. 351-63.

8. Wataha, J.C. Casting alloys. / J.C. Wataha, R.L. // Messer Dent Clin North Am. – 2004. – Vol. 48(2). – P. 499–512.