

## **ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКАЯ СОВМЕСТИМОСТЬ СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ ПРИ НЕСЪЕМНОМ ПРОТЕЗИРОВАНИИ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ**

**Головко Александр Иванович**

*Кандидат медицинских наук, доцент*

*Белорусский государственный медицинский университет*

*Беларусь, г. Минск*

*ortopedstom@bsmu.by*

**Храменков Сергей Иванович**

*Ассистент*

*Белорусский государственный медицинский университет*

*Беларусь, г. Минск*

*ortopedstom@bsmu.by*

**Фролова Ольга Сергеевна**

*Ассистент*

*Белорусский государственный медицинский университет*

*Беларусь, г. Минск*

*ortopedstom@bsmu.by*

*В настоящее время на рынке доступно множество различных типов сплавов, которые можно использовать для изготовления ортопедических несъемных конструкций. С развитием технологий, кроме традиционных методов протезирования, все более актуальным становится протезирование на дентальных имплантатах, а это диктует особые требования к выбору конструкционного материала, поскольку имеется постоянный контакт ортопедической конструкции с титановыми сплавами дентальных имплантатов. Общим условием для всех материалов является их постоянное присутствие в полости рта в течение длительного времени и, как следствие, они оказывают постоянное влияние на полость рта и организм человека в целом. Поэтому знания о биосовместимости стоматологических конструкционных сплавов при протезировании на имплантатах имеют большое значение и нуждаются в изучении.*

**Ключевые слова:** *сплавы металлов; несъемное протезирование; дентальные имплантаты; электрохимическая совместимость.*

## **ELECTROCHEMICAL COMPATIBILITY OF METAL ALLOYS APPLICABLE FOR REMOVABLE PROSTHETICS ON DENTAL IMPLANTS**

***Golovko A.I.***

*PhD, Associfte Professor*

*Belarusian State Medical University*

*Belarus, Minsk*

*ortopedstom@bsmu.by*

***Khramenkov S.I.***

*Assistant*

*Belarusian State Medical University*

*Belarus, Minsk*

*ortopedstom@bsmu.by*

***Frolova O.S.***

*Assistent*

*Belarusian State Medical University*

*Belarus, Minsk*

*ortopedstom@bsmu.by*

*Currently, there are many different types of alloys available on the market that can be used to make orthopedic fixed structures. A dental alloy is a metallic material formed by a combination of two or more metals, or one or more metals with a non-metal. Dental alloys, rather than pure metals, play an important role in the treatment of dental diseases because pure metals do not have the appropriate physical properties to function in various types of structural materials. The following alloys of structural dental materials are registered and used in the Republic of Belarus: noble (based on gold) and non-noble (cobalt-chromium, nickel-chromium). However, the biological response to the released elements depends not only on the type and quantity of the released element, but also on the duration of its effect on the tissues, the mechanical aspects of the function, as well as the characteristics of the local and systemic environment of the host. Thus, corrosion is a necessary but not sufficient condition for the adverse biological effects of dental alloys.*

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

**Введение.** В настоящее время на рынке доступно множество различных типов сплавов, которые можно использовать для изготовления ортопедических несъемных конструкций. Стоматологический сплав представляет собой металлический материал, образованный комбинацией двух или более металлов, или одного, или нескольких металлов с неметаллом. Стоматологические сплавы, а не чистые металлы, играют важную роль в лечении стоматологических

заболеваний, потому что чистые металлы не обладают соответствующими физическими свойствами, чтобы функционировать в различных типах конструкционных материалах. В Республике Беларусь зарегистрированы и применяются следующие сплавы конструкционных стоматологических материалов: благородные (на основе золота) и неблагородные (кобальто-хромовые, никель-хромовые).

Однако, биологическая реакция на высвобождаемые элементы зависит не только от того, вида и количества высвобождаемого элемента, но и от продолжительности его воздействия на ткани, механических аспекты функции, а также характеристик местной и системной среды хозяина. Таким образом, коррозия является необходимым, но не достаточным условием неблагоприятного биологического воздействия стоматологических сплавов.

**Объекты 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 CaCl<sub>2</sub> + 0,69 г/л Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> + 0,005 г/л Na<sub>2</sub>S-9H<sub>2</sub>O + 1 г/л мочевины + H<sub>2</sub>O (до одного литра раствора); pH=8.*

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 мм<sup>^</sup>.

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:

$$U = (I+pr) [q>, + q>K + U+a)IR], \text{ где:}$$

Результаты.

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.

Между тем, по данным литературы, клинически ощутимым является значение в 27 мВ, что ставит под сомнение, исходя из полученных данных, пригодность практически всех тестируемых пар, за исключением таковых, включающих золотосодержащий сплав. Однако, в ряде исследований было показано, что биодегенеративные процессы протекают в контактных парах при напряжении уже в 4-5 мВ, что также может инициировать явление непереносимости.

Зависимость между описанными выше явлениями непереносимости и проведенным ортопедическим лечением с использованием металлических ортопедических конструкций подтверждена в ряде исследований. Так, частота общих и местных аллергических реакций к компонентам дентальных сплавов в странах СНГ достигает 15-16% [1, 4]. Однако, по данным других авторов, только гальванические явления в полости рта диагностируются в 6-14% случаев, а частота непереносимости зубных протезов из различных материалов может составлять до 43% [1, 4]. При этом наиболее часто аллергические реакции вызывают такие компоненты как Ni, Cr, Co, Cu, Be, Fe [2, 3]. В частности, уровень сенсибилизации к Ni достигает 10-20% популяции [2]. В работе И.Ю. Карпука (2016) показано, что сенсибилизация к марганцу, который входит в состав припоя Цитрина, применяемого для пайки деталей зубных протезов и ортодонтических аппаратов, выявляется *in vivo*, по результатам аппликационных проб через 24 и 48 часов в 38,9% и 46,3% соответственно [4].

Между тем, наименьшую сенсибилизирующую активность среди всех металлов, используемых в стоматологии имеет титан [19]. Хотя в литературе имеются немногочисленные публикации об аллергии на титан, однако, большинство исследователей полагают, что эти реакции обусловлены дефектами при его изготовлении и связаны остаточным содержанием никеля [17]. Результаты проведенных исследований, характеризующие взаимоотношения конструкций из титана, тканей и сред организма, свидетельствуют о его высокой биосовместимости, что позволяет успешно применять его для ортопедической реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов [11]. Однако, сведения о взаимодействии титановых имплантатов с металлическими ортопедическими конструкциями из разных сплавов практически отсутствуют. Это обуславливает необходимость дальнейших исследований этой проблемы.

#### **Выводы:**

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. – С. 23.

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

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

4. Олесова, В. Н. Электрохимическая совместимость сплавов при ортопедическом лечении с использованием дентальных имплантатов / В. Н. Олесова [и др.]. // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2004. – №2 – С. 12-16.