

ОГЛЯДИ

УДК 616.314-089.28:546.82

*С. К. Суржанский, д. мед. н.,
Е. К. Трофимец, к. мед. н.,
О. Ю. Воскресенская, к. мед. н., Н. Н. Шендрик*

Донецкий национальный медицинский университет
им. М. Горького.

**ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ
СОВМЕСТИМОСТИ ТИТАНА,
ПРИМЕНЯЕМОГО В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ.**
(обзор литературы)

*С. К. Суржанський, К. К. Трофімець,
О. Ю. Воскресенська, М. М. Шендрик*

Донецький національний медичний університет
ім. М. Горького

**ОСНОВНІ ПОКАЗНИКИ БІОЛОГІЧНОЇ
СУМІСНІСТІ ТИТАНУ, ЯКИЙ
ВИКОРИСТОВУЄТЬСЯ В ОРТОПЕДИЧНІЙ
СТОМАТОЛОГІЇ**
(огляд літератури)

*S. K. Surzhansky, E. K. Trofimets,
O. Yu. Voskresenskaya, N. N. Shendrik*

Donetsk National Medical University

**KEY INDICATORS OF BIOCOMPATIBILITY
OF TITANIUM USED IN PROSTHETIC
DENTISTRY**
(literature review)

Одним из главных требований, предъявляемым к современным конструкционным материалам медицинского назначения, является соответствие критериям высокой биосовместимости и биорезистентности. При этом биологическая совместимость определяется как возможность сосуществования биоматериала и биосистемы с сохранением всех функций ткани, контактирующей с материалом. Биосовместимость складывается из совокупности биохимических и биомеханических характеристик материала. К биохимическим характеристикам (биохимическая совместимость) относят растворимость ингредиентов материала в биологической среде (коррозия), их накопление в организме и влияние на его жизнедеятельность, отсутствие воспалительных процессов на границе материал-ткань. Биомеханические характеристики в большей степени важны для материала, инвазированного в ткань (имплантата), поскольку подразумевают не только механические свойства (упругие модули, пределы прочности и пластичности, усталостные характеристики), но и форму конструкции, обеспечивающую биомеханическую совместимость: отсутствие перегрузок и микросдвигов по поверхности раз-

дела "имплантат-ткань организма", минимальное давление на поверхности раздела, длительное функционирование. Что касается биорезистентности, то её понимают как способность материала противостоять в расчетном времени контакта всему комплексу воздействий сред и тканей организма с сохранением физико-химических и механических свойств конструкционного материала [1, 2].

В современной ортопедической стоматологии отчетливо прослеживаются тенденции к выбору материалов для изготовления протетических конструкций с учетом их взаимодействия с организмом. Полная биологическая совместимость зубных протезов, восполняющих утраченные функции зубочелюстной системы, является в настоящее время одним из важнейших критериев высокого качества стоматологической помощи и необходимым компонентом оптимального ортопедического лечения [3]. Несмотря на продолжающиеся широкомасштабные исследования по поиску биосовместимых материалов, наиболее распространенным и востребованным материалом для создания имплантатов и зубных протезов, высокотолерантных к биологическим средам организма, остается биологически инертный титан [4,5,6].

Биологическая инертность титана, определяющая биосовместимость и биорезистентность материала, и определяющая перспективность его применения в стоматологии, обусловлена рядом его физико-химических свойств. Наиболее важным признаком биологической совместимости титана является отсутствие в полости рта микроканалов, которые возникают как следствие коррозионных электрохимических процессов при наличии протезов, изготовленных из различных металлов. При использовании в качестве конструкционного материала титановых сплавов на их поверхности формируются адсорбционные и фазовые защитные слои, способствующие торможению электрохимического растворения [7].

Высокое сопротивление титана процессу коррозии было установлено при оценке взаимоотношений органических элементов слюны (IgA, муцин, мочевина и лизоцим) и коррозии зубных сплавов (Co-Cr-Mo, Ni-Cr-Mo, Ti). В ходе исследования было зафиксировано устойчивое пассивное поведение титана в синтетической слюне [8].

Одной из важнейших характеристик титана является способность к моментальному окислению с образованием оксидной пленки толщиной от 2 до 10 нм в секунду. Высокая (около 3 секунд) скорость образования пассивирующих слоев обусловлена высоким средством к кислороду, обеспечивающим процесс формирования пассивной пленки TiO₂ [9]. Считают, что именно наличие устойчивой самовосстанавливающейся оксидной пленки обуславливает биоинертность титана [10]. Кроме того, установлено, что титановый сплав наряду с циркониевым характеризуются значительно меньшей плотностью коррозионного то-

ка при обновлении поверхности (соответственно 20-240 и 15-250 мкА/см²) [11]. Установлено, что обновление поверхности металлических конструкций в полости рта, то есть периодическая депассивация, может происходить в процессе пережёвывания пищи [7]. Высказываются предположения, что в полости рта формированию пассивного слоя способствуют муцин, IgA, мочевины и лизоцим [8].

Одним из показателей биосовместимости титана служит его гипоаллергенность. Считается, что из всех металлов, используемых в стоматологии, титан имеет наименьшую сенсibilизирующую активность [12]. Предполагают, что немногочисленные сведения об аллергии на титан связаны с погрешностями при его изготовлении и обусловлены остаточным содержанием никеля [13].

Титан отличается высокой стойкостью в большинстве агрессивных сред и обладает исключительной стойкостью по отношению к большинству органических кислот. Благодаря постоянно образующемуся защитному слою зубные протезы из титана не изменяют вкусовых ощущений и не способствуют появлению металлического привкуса [14,15].

Представляет интерес изучение биосовместимости титановых сплавов в модельных опытах, приближенных к *in vivo*. В исследовании в качестве тест-объектов были выбраны бактерии рода *Bifidobacterium* – наиболее распространенные представители резидентной микрофлоры полости рта. В результате исследования было установлено, что титан не оказывал отрицательного эффекта на скорость роста и активность кислотообразования аутохтонных микроорганизмов, на показатели накопления биомассы и активной кислотности среды. Титр, морфология клеток и колоний бифидобактерий, выращенных в присутствии титановых образцов, соответствовали контрольным вариантам, что является свидетельством хорошей биосовместимости и отсутствия токсического действия титановых сплавов на развивающиеся популяции бифидобактерий [16].

Наиболее информативными методами оценки биосовместимости титана являются морфологические методы исследования. В настоящее время наиболее полно изучены гистологические особенности взаимодействия инвазированных титановых конструкций и прилежащих тканей. Установлено, что в большинстве случаев внедрение конструкций из титана в костную ткань способствует индукции нормального остеогенеза [10, 17-19]. При этом показано, что ни один метод обработки титановых конструкций не ухудшает показатели биосовместимости. Так, было выявлено, что имплантаты из титана, независимо от метода обработки, не проявляют цитотоксических свойств по отношению к фибробластам кожи и мезенхимальным стромальным клеткам (МСК) человека [20]. Кроме того, в ходе данного исследования была выявлена зависимость возникновения/изменения биоактивных свойств материала от метода обработки. Так, было установлено, что имплантаты из титана с фрезерной обработкой поверхности позволяют МСК активно пролиферировать, а с пескоструйной обработкой и плазменным напылением стимулируют пролиферацию МСК. Плазменное напыление создает оптимальные

условия для жизнедеятельности клеток и, соответственно, для стимулирования репаративного остеогенеза [20].

В настоящее время установлено, что для длительно работающих в живом организме имплантатов предпочтительно использовать чистый титан, который, уступая сплавам в износостойкости, превосходит их по показателям биосовместимости [21, 22].

Таким образом, показатели, характеризующие взаимоотношения конструкций из титана, тканей и сред организма, свидетельствуют о высокой биосовместимости материала, что позволяет успешно применять его для ортопедической реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов.

Список литературы

1. **Лысенко Л. Н.** Биоматериаловедение: вклад в прогресс современных медицинских технологий / Л.Н. Лысенко // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. – 2005.-№2.- С.56-61.
2. **Тихоновский М. А.** Биоматериалы: анализ современных тенденций развития на основе данных об информационных потоках / М. А. Тихоновский, А. Г. Шепелев, К. В. Кутный [и др.] // Вопросы атомной науки и техники.- 2008.-№1 (17).- С.166 – 172.
3. **Кордияк А. Ю.** Клінічні особливості, лікування та запобігання розладів місцевого та загального характеру при застосуванні зубних протезів на основі сплавів металів: автореф. дис. на здоб. наук. ступеня докт. мед. наук.: спец. 14.01.22 «Стоматологія» / А. Ю. Кордияк - Киев, 2008.- 46с.
4. **Модестов А.** Титан - материал для современной стоматологии. / А. Модестов // Зубной техник-2003.-№ 3.- С.43-45.
5. **Гулюк А. Г.** Клиническое обоснование применения титановых конструкций для восстановления травматических дефектов и посттравматических деформаций лобных костей. / А. Г Гулюк, Д. И. Зубок, Н. С. Олейник [и др.] //Вісник стоматології.- 2004. -№2.- С.45-48.
6. **Парунов В.А.** Сплавы благородных металлов и формованные титановые базисы / В.А. Парунов, И.Ю.Лебеденко, Г.С.Степанова [и др.] // Зубной техник.- 2004.-№ 3.- С.14-16.
7. **Олесова В.Н.** Электрохимические параметры контактных пар образцов сплавов титана в условиях обновления поверхности / В. Н. Олесова, А. И. Поздеев, М. П. Филонов [и др.] // Институт стоматологии. - 2008. - №1. - С. 102-103.
8. **Bilhan H.** The Effect of Mucine, IgA, Urea, and Lysozyme on the Corrosion Behavior of Various Non-precious Dental Alloys and Pure Titanium in Artificial Saliva / H.Bilhan, T.Bilgin, A.F.Cakir [et al.] // J. Biomater Appl. – 2007.- V3,№22.- P.197-221.
9. **Зубкова Я. Ю.** Зависимость коррозии стоматологических сплавов от их физико-механических свойств в имплантологии: автореф. дис. на получ. наук. степени канд. мед. наук.: спец. 14.00.21 «Стоматология» / Я. Ю. Зубкова - Москва, 2007. – 22с.
10. **Борченко Н. А.** Влияние свойств поверхности имплантата на процесс остеоинтеграции при внутрикостной имплантации / Н. А. Борченко, А. Г. Гулюк // Вісник стоматології. - 2005. - №1. - С. 93-98.
11. **Олесова В. Н.** Особенности электрохимического поведения стоматологических сплавов при протезировании на титановых имплантатах (экспериментальное исследование) / В. Н. Олесова, М. П. Филонов, А. И. Поздеев [и др.] // Стоматология.- 2007. - №6. - С. 95-97.
12. **Flatebo R. S.** Host response to titanium dental implant placement evaluated in a human oral model / R. S. Flatebo, A. C. Johannessen, A.G.Gronningsaeter, [et al.] // J Periodontol.- 2006.- V7,№77.- P. 1201-1210.
13. **Schuh A.** Das Allergiepotezial von Implantatwerkstoffen auf Titanbasis / A. Schuh, P. Thomas, W. Kachler [et al.] // Der Orthopäde. - 2005.- V4, № 34 - P. 327-333.

14. Бессов А. В. Металеві сплави для ортопедичної стоматології / А. В. Бессов // Фізика і хімія твердого тіла.- 2002.- Т.3, №4. - С. 647-653.
15. Хачатрян Г. В. Изготовление конструкций из титана: металловедение и особенности литья / Г. В. Хачатрян, А. Ю. Михальченко // Панорама ортопедической стоматологии. - 2006. - № 2. - С. 18-27.
16. Вегера И. Биосовместимость титановых сплавов медицинского назначения [электронный ресурс] / И. Вегера, А. Гордиенко, Г. Новик [и др.] // Наука и инновации.- 2009.-№2(72).- Режим доступа: <http://innosfera.org/node/361>
17. Павленко А. В. Оссеоинтеграция дентальных имплантатов - прогнозируемый положительный результат реабилитации стоматологических пациентов [электронный ресурс] / А. В. Павленко, О. В. Савчук, И. П. Шевчук [и др.] // Дента-Блиц.- Ресурсе доступа: http://s.tamil.ua/uploaded/pdf/DB29_DS.pdf
18. Сысолятин П. Г. Репаративная регенерация при пересадке костных трансплантатов с имплантатами в эксперименте / П. Г. Сысолятин, П. А. Железный, С. П. Железный [и др.] // Бюллетень СО РАМН. - 2006.- №4(122). - С.182-187.
19. Тер-Асатуров Г. П. Опыт замещения дефектов нижней челюсти титановыми реконструктивными пластинами / Г. П. Тер-Асатуров // Стоматология- 2007. - №6.- С.42-46.
20. Фролова Е. Н. Применение титанового сплава в качестве носителя для стволовых клеток с целью ускорения регенерации дефекта челюсти в эксперименте: автореф. дис. на получ. науч. степени канд. мед. наук: спец. 14.00.21 «Стоматология», 14.00.16 «Патологическая физиология» / Е. Н. Фролова. - Москва, 2008. - 24с.
21. Ботаева Л. Б. Разработка технологии изготовления металлокерамических изделий для медицины на основе титана с оксидными и кальций-фосфатными покрытиями: автореф. дис... на получ. науч. степени канд. техн. наук: спец. 05.17.11 «Технология силикатных и тугоплавких неметаллических материалов», 01.04.07 «Физика конденсированного состояния» / Л.Б. Ботаева- Томск, 2005.- 20с.
22. Олесова В. Н. Трибологические свойства стоматологических сплавов / В. Н. Олесова, М. П. Филонов, Е. В. Силаев [и др.] // Стоматология. - 2008. - №2. - С. 25-30.

Поступила 15.02.12



УДК: 616.314.3/8 – 74

*А. А. Удод, д. мед. н., И. М. Гаджиева,
К. М. Хачатурова*

Донецкий национальный медицинский университет
ім.М.Горького

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ВОССТАНОВЛЕНИЮ КОНТАКТНЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ БОКОВЫХ ЗУБОВ

О. О. Удод, И. М. Наджисва, К. М.

Донецкий национальный медицинский университет
ім. М. Горького

СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ВІДНОВЛЕННЯ КОНТАКТНИХ ПОВЕРХОНЬ БІЧНИХ ЗУБІВ

A. A. Udod, I. M. Gadzhieva, K. M. Khachaturova

Donetsk National Medical University named after M.Gorkiy

THE ACTUAL APPROACHES IN RESTORATION OF THE CONTACT SURFACES OF LATERAL TEETH

Одно из ведущих мест, с точки зрения локализации кариозных поражений зубов, занимают полости II класса по Блэку. Лечение кариеса этой локализации при сохранившихся соседних зубах, даже с использованием современных реставрационных технологий, представляет значительную проблему [1-4]. Кариозные полости, как известно, могут располагаться на медиальной или дистальной контактных поверхностях боковых зубов, либо возможно одновременное поражение кариозным процессом обеих контактных поверхностей одного зуба. Такие полости дополнительно подразделяют на медиально-окклюзионные, дистально-окклюзионные и медиально-окклюзионно-дистальные (МОД-полости) [5].

На контактных поверхностях кариозные полости обычно локализируются между контактным пунктом и шейкой зуба или в области контактного пункта. Для раскрытия таких полостей используют различные виды доступа: прямой, окклюзионный, язычный, десневой, метод тоннельного препарирования. После препарирования, как правило, образуется многоповерхностная полость, где требуется воссоздание контактных поверхностей, контактного пункта и естественного краевого гребня [4, 6]. Контактная поверхность – выпуклая в окклюзионной зоне и вогнутая в десневой, поэтому создание плотного анатомического контакта между соседними боковыми зубами и соответствующего апроксимального контура, а также обеспечение качественного отверждения восстановительного материала на придесневой стенке – это достаточно сложные задачи.

Контактные поверхности воссоздают при помощи матриц и матричных систем. Они предназначены для удержания материала в восстанавливаемой полости во время конденсации, обеспечения полноценного прилегания материала к придесневой стенке, создания контура контактной поверхности. Возможно использование пластиковых или металлических матриц [7-9]. Контур матрицы играют важную роль в создании адекватного контакта реставрации с соседним зубом. Важно, чтобы контактный пункт был на уровне экватора, благодаря чему создается треугольное пространство между зубами, которое заполнено десневым сочком, и исключается возможность попадания в межзубной промежуток пищи. Применение плоской матрицы позволяет создать контакт, однако он располагается на уровне жевательной поверхности, что не соответствует естественным условиям [10].

До недавнего времени наиболее распространенной была перфорированная матрица с отверстиями, при помощи которых ее в виде полукруга, фиксируют