

Влияние физико-химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии

С. Г. Никитин, ассистент Института стоматологии¹

Ю. Ю. Первов, д.м.н., профессор, доцент, директор Института стоматологии¹

Р. А. Салеев, д.м.н., проф. кафедры ортопедической стоматологии, декан стоматологического факультета²

М. А. Амхадова, д.м.н., проф., зав. кафедрой хирургической стоматологии и имплантологии³

¹ФГБОУ ВО «Тихоокеанский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Владивосток

²ФГБОУ ВО «Казанский государственный медицинский университет» Минздрава России, г. Казань

³ГБУЗ МО «Московский областной научно-исследовательский клинический институт имени М. Ф. Владимирского», г. Москва

Effect of physical and chemical factors, arising in elements of implantation systems, on central screws of heads at rehabilitation of patients in orthopedic dentistry clinic

S. G. Nikitin, Yu. Yu. Pervov, R. A. Saleev, M. A. Amkhadova

Pacific State Medical University, Vladivostok; Kazan State Medical University, Kazan; Moscow Regional Research Clinical Institute n.a. M. F. Vladimirovsky, Moscow; Russia

Резюме

Данная статья посвящена вопросу одного из отдаленных осложнений в дентальной имплантологии — перелому центрального винта абатмента. Систематических исследований влияния химического и фазового состава, объемной и поверхностной структур изделий из сплавов на основе титана на функциональные свойства системы «имплантат — винт — абатмент», в том числе сопротивлению коррозии в биологических средах, не проводилось. Поэтому проблема установления закономерностей влияния этих факторов на коррозионную стойкость элементов имплантационных систем, а именно центрального винта, а также исследование его трибологических свойств (износостойкости), на сегодняшний день являются актуальными.

Ключевые слова: имплантат, имплантационная система, коррозия, титан, фреттинг, электролит, центральный винт, усталость металла.

Summary

This article is devoted to the question of one of the remote complications in dental implantology — fracture of the central screw of the abutment. Systematic studies of the influence of chemical and phase composition, volume and surface structure of products from titanium-based alloys on the functional properties of the «implant-screw-abutment» system, including corrosion resistance in biological media, have not been carried out. Therefore, the problem of establishing patterns of influence of these factors on the corrosion resistance of the elements of implantation systems, namely the central screw, and the study of its tribological properties (wear resistance), are relevant today.

Key words: implant, implant system, corrosion, titanium, fretting, electrolyte, central screw, metal fatigue.

По данным R. York (2017), только в США живет в настоящее время не менее 3 миллионов человек с зубными имплантатами, и ожидается, что это число будет расти примерно на 500 тысяч человек в год [1].

В связи с прогнозируемой тенденцией к увеличению имплантологической реабилитации стоматологических пациентов немаловажно распространение и рост количественных показателей отдаленного осложнения лечения в виде перелома центрального винта абатмента дентального имплантата.

Большой проблемой в стоматологической отрасли является малое количество масштабных научных исследований, касающихся сравнительного анали-

за целых групп изделий медицинского назначения, имеющих действительно независимый и непредвзятый характер. Мало того, часто отсутствуют не только подобные сравнительные исследования, но и стандарты оценки качества для данных групп изделий, которые давали бы оценочные признаки или хотя бы утвержденные критерии оценок, на основании чего можно было бы сделать определенные выводы о целесообразности использования тех или иных продуктов с точки зрения уровня их соответствия этим стандартам [2].

В научной литературе проблема перелома центрального винта зачастую носит описательный характер и нет четких данных, указывающих на частоту данного осложнения.

Неслучайно Н. Grafelman (1974) свидетельствует о том, что около 60% неблагоприятных исходов внутрикостной имплантации обуславливаются именно отсутствием четкого представления о методиках имплантологической ортопедии, так как последние требуют более высокого уровня качества [3].

Kallus и Bessing (1994) указывают на то, что переломам винтов, фиксирующих абатменты и протезы, в большинстве случаев предшествуют многократные ослабления винтовой фиксации, что, в свою очередь, зависит от стоматолога и всегда связано с неадекватной припасовкой каркаса. При машинном изготовлении абатментов и отличной прецизионности

Таблица 1
Распределение ошибок и осложнений по частоте встречаемости [11]

Ошибки и осложнения	Доля, %
1. Перфорация верхнечелюстных синусов	25
2. Перфорация нижнечелюстного канала	20
3. Некроз костной ткани	5
4. Несостоятельность швов	2
5. Воспалительный инфильтрат и нагноение послеоперационной раны	5
6. Частичное обнажение имплантата	15
7. Отторжение имплантата	8
8. Перелом шейки имплантата	5
9. Перелом винта, фиксирующего головку (супраструктур) имплантата	7
10. Другие осложнения (отсутствие хорошей первоначальной механической стабильности, чрезмерно близкое установление имплантатов как друг к другу, так и к естественному зубу, частые сколы и переломы протезов в результате окклюзионных факторов, установка имплантатов вне центральной линии протеза, наличие консольных единиц, большая высота коронок, недостаточная припасовка протеза, микробная инвазия в периимплантационной области)	8

основной причиной нарушения винтовой фиксации является окклюзионная перегрузка или слишком длинная консоль. Shackelton (1994), R. York (2017) говорят о том, что механическая поломка может быть связана с травмой или усталостью металла из-за чрезмерной жевательной активности, а также, как правило, может возникать из-за боковой нагрузки на протез, придающей статический и динамический крутящий момент абатменту и винту [1].

Успешность имплантологического лечения становится зависима от того, смогут ли механические свойства системы «имплантат — винт — абатмент» противостоять условиям нагрузки во рту. При некорректной механической нагрузке возможны три варианта исхода: ослабление абатмента или винта, перелом коронки или другие технические осложнения, такие как перелом абатмента или винта [4]. Основные пики напряжения и, соответственно, наиболее частое место перелома центрального винта — это область его шейки между головкой и резьбой [5].

По данным Adell с соавт. (1981), перелом центрального винта происходит в 1,5% случаев. Zarb с соавт. (1990) говорят о том, что это осложнение встречается более чем в 15% случаев.

Центральный винт головки является самым слабым звеном в ортопедической системе на имплантатах. R. Sadid-Zadeh с соавт. (2015) указыва-

ет на частоту переломов винтов в 3,6% от общего количества осложнений [1].

Ослабление, выкручивание и переломы фиксирующих винтов происходят в результате технического несовершенства имплантационных систем (ИС) [8, 9], несоблюдения протоколов планирования, выбора типоразмеров имплантатов, неадекватных будущей нагрузке, несоблюдения ортопедических протоколов [6]. По данным некоторых авторов, такие осложнения, связанные с дальнейшей невозможностью функционирования имплантационной системы, не превышают 2,5% после 10 лет службы [6, 7]. В. Ф. Воронин с соавт. (2013) утверждает, что развитие конструктивных осложнений происходит следующим образом: сначала ослабляется и выкручивается центральный винт (ЦВ), фиксирующий абатмент к имплантату, в результате этого жевательная нагрузка начинает неправильно распределяться на всю конструкцию системы «имплантат — абатмент — винт», приводя к ее повреждению.

Четкое понимание биомеханики имплантационной системы позволяет оптимизировать планирование лечения для каждого пациента с целью снижения риска возникновения функциональных осложнений и ее несостоятельности [10].

А. В. Камалян, Г. А. Пашинян, Э. А. Базикян (2006) провели анализ основных причин, способствующих возникновению ошибок и осложне-

ний имплантологического лечения в клинике хирургической стоматологии, на основании комплексного клинического, судебно-медицинского, медико-правового исследования жителей г. Москвы [11]. Результаты данного труда представлены в табл. 1.

Е. И. Семенов, говоря о причинах переломов ЦВ, обращает внимание на технологические просчеты изготовления ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты, которые могут привести к данному осложнению [12]. Немаловажную роль, по мнению ряда авторов, играет травматическая окклюзия, оказывающая влияние не только на костную ткань, окружающую внутрикостную часть имплантата, но и на прочность винтового соединения абатмента с фиксируемой на нем ортопедической конструкцией и внутрикостной частью имплантата [13, 14].

По имеющимся публикациям [17, 18, 19] и сложившемуся клиническому опыту, стоматологические изделия весьма долговечны и могут сохранять свои свойства до 15 лет [20].

Эталоном биологической безопасности является коррозионное поведение материала [16].

Публикации с характеристиками отдельных материалов чаще всего подготовлены сотрудниками фирм-производителей и носят рекламный характер. При этом в них не содержится обоснования примененных технических решений [20].

В мировой практике одним из наиболее распространенных материалов, применяемых для изготовления стоматологических имплантатов, а также их супраструктур, в частности винтов, является титан и сплавы на его основе — ВТ 1–00 и ВТ 1–0, так называемый технически чистый титан (зарубежные аналоги: Grade 1, Grade 2), ВТ5 (зарубежные аналоги: Grade 4, Ti5Al) и ВТ6 (зарубежные аналоги: Grade 5, Ti-6Al-4V) [3]. Более современные сплавы типа Ti-6Al-4V выпускаются по стандарту ISO 5832–3 и относятся к числу наиболее распространенных в медицинской практике титановых сплавов [20]. Выбор именно этого материала был обусловлен прежде всего его уникальной коррозионной стойкостью и биотолерант-

	Grade 1, МПа	Grade 2, МПа	Grade 3, МПа	Grade 4, МПа	Ti-6Al-4V, МПа
Предел прочности на растяжение	240	345	450	550	(895)

ностью [3]. Алюминий в сплавах системы Ti-Al-V повышает прочностные и жаропрочные свойства, а ванадий относится к числу тех немногих легирующих элементов в титане, которые повышают не только прочностные свойства, но и пластичность [20]. Высокая коррозионная стойкость титана объясняется быстрым образованием на его поверхности пассивной окисной пленки, прочно связанной с основным металлом и исключающей непосредственный контакт металла с коррозионно активной средой. Одним из важнейших факторов, способствующих образованию пассивной защитной пленки на титане, является наличие в растворе окисляющих агентов и в первую очередь кислорода. Сплав титана VT 1-0 обладает в большинстве случаев наиболее высокой коррозионной стойкостью и биосовместимостью по сравнению со сплавами, легированными другими металлами с целью получения более высоких прочностных свойств [3].

Как правило, руководствуясь паспортными данными каталогов фирм-производителей имплантационных систем, можно сделать вывод, что центральные винты изготавливаются из более прочного сплава, чем дентальные имплантаты. Однако достоверные сведения о прочности винтов, как основных элементов фиксации несъемных протезов на имплантатах, отсутствуют [21].

Кроме того, в 2014 году в POSEIDO Journal была опубликована статья под редакцией Jean-Paul Davidas на основе международного научного исследования поверхностей дентальных имплантатов различных фирм-производителей, где были выявлены довольно значительные отклонения в виде остаточных загрязнений после процесса нанесения (структурирования) поверхности на тело имплантата и не удаленных последующим процессом очистки [15].

А. А. Егоров с соавт. (2014) указывает на точечную коррозию титановых сплавов после пребывания их в течение нескольких суток в 10%-ной спиртовой настойке йода [20, 22].

Способность к коррозии сплавов на основе титана в зависимости от структуры их поверхности установила Ю. М. Чернышова при экспозиции их в 0,9%-ном водном растворе

NaCl. Показано, что сплавы на основе никелида титана имеют высокие показатели стойкости к электрохимической коррозии только после полирования поверхности. Повышение шероховатости в результате матирования и пескоструйной обработки приводит к резкому снижению коррозионных свойств, что проявляется в возникновении пробоев при низких потенциалах [23].

Yokoуama с соавт. удалось сравнить извлеченные после перелома ЦВ с использованием микроструктурного обследования и исследования с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) [1]. Были обнаружены линии и полосы усталости, смешанный плоскостной перелом, что и привело к предположению о разрушении, произошедшем из-за трансгранулярного растрескивания под напряжением [24].

Анализ поверхности разрушения шести сломанных дентальных имплантатов с использованием сканирующего электронного микроскопа был проведен Choe и др. [25], который выявил усталостные полосы во всех образцах и пришел к выводу, что разрушение было достигнуто в первую очередь из-за развития коррозии, несмотря на то что на снимках СЭМ четких указаний на это не было [26].

Подобно двум ранее упомянутым исследованиям, был также проведен анализ Manda с соавт. [27] и Sbordone с соавт. [28] об основных методах разрушения титановой основы дентальных имплантатов. Оба эти исследования также указали маркеры усталости от утомления или разрушения типа трансгранулярного растрескивания [1].

Усталостное поведение металлов, таких как титановые сплавы, может сильно различаться в зависимости от их внутренних свойств [1]. Вот ряд величин, оказывающих наибольшее влияние на свойства сплавов: твердость (или уровень прочности); пластичность, чистота материала, остаточные напряжения, состояние поверхности и агрессивные среды [29].

Твердость, или уровень прочности, оказывает различное влияние на металлы. Например, большинство сталей с твердостью ниже 400 НВ имеют предел усталости, который составляет приблизительно половину силы предела прочности [29]. Это означает, что любой вид термической обработки или легирующей добавки, ожидаемо способной увеличить усталостную долговечность компонентов имплантационной системы, на самом деле может оказать обратный эффект [29].

В этот момент пластичность становится более важным фактором [1].

Пластичность в первую очередь важна для снижения характеристик усталости металла в условиях обычных жевательных циклов. Но в хрупких материалах при повторяющихся периодах перегрузок с миллионами периодов малых циклов начинает доминировать распространение трещин [29].

Поверхностные условия также играют роль в усталостной долговечности, особенно с элементами, которые могут взаимодействовать с другими компонентами и материалами [1]. Плохая обработка поверхности может привести к истиранию, которое проявляется в виде износа материала, возникающего между сопрягающимися поверхностями [29]. Фреттинг вызовет вибрации между частями, обычно приводящими к окислению, которое может быть опасным, если материал имплантата не имеет какой-либо формы защитного слоя [1, 29]. Фреттинг обычно происходит между двумя плотно прилегающими компонентами, которые испытывают циклическое относительное движение чрезвычайно малой амплитуды [29].

При трении компонентов имплантационной системы возникновение трещин происходит при низких нагрузках, которые значительно меньше предела усталости аналогичных компонентов, не испытывающих истирания [29]. Это важно отметить при взгляде на метод крепления головок к имплантатам

при помощи центральных винтов. При фиксации абатмента с помощью винта образуется небольшой зазор [1]. Поскольку процесс жевания может происходить с относительно небольшой циклической силой, этот зазор обеспечивает явление фреттинга [1].

На свойства материала также сильно влияют остаточные напряжения в материале [1]. Причем сжимающие остаточные напряжения на поверхности компонента ИС помогают улучшить усталостную долговечность, тогда как остаточные напряжения при растяжении имеют тенденцию уменьшать ее [29].

Известно, что положительные свойства конуса Морзе активно используются во многих областях науки и техники. Данный тип соединения в имплантационной системе способен не пропустить газ под большим давлением, и тем более он способен остановить микроподтекание слюны, о чем и говорят в своих работах ряд исследователей [30, 31, 32]. Однако подавляющее большинство современных ученых это не подтверждают [33, 34, 35, 36].

Все имеющиеся на сегодняшний день соединения «имплантат — винт — абатмент» имеют микроподтекание, что и доказали W. Teixeira и др. в своих исследованиях. Коллектив авторов в стерильных условиях вносил в группу A *S. aureus* в шахту головки и прикручивали ее, в группе B ничего не вносили. Соответственно группу A помещали в стерильный раствор, а группу B — в бульон с *S. aureus* на 14 дней при температуре 37 °С. В результате шестигранники в обеих группах пропустили *S. aureus* в 100 % случаев, конусы — в 70 % в группе A и в 77 % случаев в группе B (причем это без динамической нагрузки) [37].

Помимо физико-механических характеристик, для выбора сплава важна его биологическая совместимость [16]. Эксплуатация ортопедических конструкций из сплавов металлов сопряжена с возможными электрохимическими коррозионными процессами, поскольку слюна обладает свойствами электролита [16]. Относительно титана эти процессы мало изучены. Контактное электрохимическое взаимодействие дентальных титановых имплантатов с другими стоматологическими спла-

вами анализировалось в немногочисленных исследованиях с применением стандартных методик [16].

Наличие во рту металлических протезов приводит к образованию гальванического элемента, который имеет возможность производить электрические токи в несколько раз большие, чем физиологические [38]. Говоря о существовании физиологических электрических токов, Е. Т. Кулин указывает, что благодаря биоэлектретному состоянию определенных субклеточных структур в объеме клетки и ее окружении существует медленно колеблющееся относительно сильное электрическое поле, достаточное для влияния на течение биологических процессов. Это поле и электрические поля, обусловленные пьезо- и пироэлектрическими напряжениями, а также внутримембранное электрическое поле составляют электромагнитное поле клетки и надклеточных структур. Его можно рассматривать как один из компонентов биофизической основы жизнедеятельности [39].

В состав гальванического элемента входят два разнородных электрода: анод, на котором идут химические реакции окисления, и катод, на котором происходят реакции восстановления [38]. Обмен ионами происходит через электролит-ротовую жидкость, в который погружены электроды [38]. Металл отдает в ротовую жидкость положительно заряженные ионы, что приводит к возникновению на его поверхности отрицательного заряда [38].

В результате электрокоррозии сплавов металлов зубных протезов в слюну выделяются основные и лигирующие компоненты, такие как Fe, Ni, Cr, Ti, Ag, Cu, Pb, Sn и другие [40]. Они раздражают рефлексогенные зоны: язык, слизистую оболочку рта, губы, глоточное кольцо, всасываются в слизистую оболочку рта, поступают в желудочно-кишечный тракт, кровь, печень [41, 42].

Гальваническую пару могут образовывать не только два разных металла, но также один металл и близлежащая биологическая ткань. Поэтому даже в присутствии одного металла могут возникать выраженные гальванические токи [38].

Исследователи из МИСиС изучили, как ведут себя девять используемых в стоматологии сплавов кобальта, тита-

на и золота в растворе, имитирующем биологическую среду рта (искусственная слюна). Причем они меняли температуру (37 и 50 °С) и pH среды от слабодокислой до щелочной (pH слюны = 6,8–7,4), тем самым создавая условия, приближенные к реальным [43].

В настоящее время известно, что титановые сплавы Ti-Al-V, в особенности при формировании в них субмикроструктурной (СМК) структуры, обладают эффектом одновременного повышения прочности и пластичности при комнатной температуре [44].

Однако ряд исследований показали, что изменение параметров биологической среды оказывает заметное влияние на коррозионное растворение всех испытанных сплавов в большей или меньшей степени в зависимости от их природы [43]. Наибольший вклад в изменение коррозионной устойчивости вносит кислород, точнее, его отсутствие (или низкое содержание) в коррозионной среде. Например, скорость растворения сплава кобальта Целлит-К увеличивается, а титановый сплав ВТ 1–0, который считается одним из наиболее коррозионноустойчивых, и все теряет способность образовывать на поверхности пассивную (защитную) пленку и быстро корродирует [43].

Опять же Д. В. Михальченко и др. говорят о том, что и присутствие повышенных индуцированных токов в полости рта, как результат, приводит к усилению коррозии металлов [38].

Но даже при наличии такой агрессивной коррозионной среды сами материалы, применяемые при производстве дентальных имплантационных систем, содержат в себе немалую угрозу. Традиционно предполагается, что повышение прочности металлов и сплавов за счет увеличения общей площади границ зерен и повышения плотности дислокаций приводит к снижению коррозионной стойкости материала. Это связано с тем, что граница зерна, обладающая особой структурой и являющаяся областью сегрегации примесей, в коррозионно-активной среде образует с кристаллической решеткой сплава микрогальваническую пару. В общем случае высокая объемная доля таких микрогальванических пар в мелкозернистой структуре должна приводить к интенсификации коррозии [44].

Заключение

Основываясь на анализе данных, приведенных в статье, можно предположить возникновение коррозии в винтах, фиксирующих головки к дентальным имплантатам во рту. В сочетании с другими факторами физико-химической, биомеханической и технологической природы они могут приводить к механическому перелому одного из ключевых элементов имплантационной системы — центрального винта. Имеет место отсутствие достоверных литературных данных, описывающих эту проблему, которая на сегодняшний день может быть выдвинута лишь в качестве гипотезы. Назрела необходимость длительного и детального изучения *in vitro* взаимного влияния элементов в системе дентального имплантата, где, на наш взгляд, слабым звеном является центральный винт. Проведенный литературный обзор указывает на недостаточную освещенность данной проблемы, которая не теряет актуальности в связи с огромным разнообразием существующих на рынке имплантационных систем, а также ростом их использования в стоматологической практике.

Список литературы

1. York R. Characterization of Micro-Machining of Dental Screws and Abutments: Diss. Ottawa, Canada; 2017: 9–19,79–80.
2. Ушаков А. И. Краткий обзор доклада об исследовании поверхностей 62 моделей имплантатов различных производителей. Проблемы стоматологии. 2014; 5. Available at: cyberleninka.ru/article/n/krotkiy-obzor-doklada-ob-issledovanii-poverhnostey-62-modeley-implantatov-razlichnyh-proizvoditeley (Accessed 22 April 2019).
3. Кляшников О. В., Подкорытов Ю. М., Никитин О. Н. Ортопедическое лечение больных с использованием дентальных имплантатов. Вопросы. Гипотезы. Ответы: наука XXI века: коллективная монография. Кн. 6. Краснодар: Априори; 2013: 242–279.
4. Sadid-Zadeh R., Kutkut A., and Kim H. Prosthetic Failure in Implant Dentistry. Dent. Clin. North Am. 2015; 59: 195–214.
5. Meijer H. J. S., Kuijper J. H., Starmans F. J. M., and Bosman F. Stress Distribution around Dental Implants: Influence of Superstructure, Length of Implants and Height of Mandible. J. Prosthet. Dent. 1992; 68 (1): 96–102.
6. Воронин В. Ф., Солодкий В. Г., Солодкая Д. В., Мураев А. А. Профилактика и устранение осложнений, связанных с выкручиванием и переломами центральных винтов в имплантатах. Российский стоматологический журнал. 2013; 3: 22.
7. Van den Broeke S. M., de Baat C. Fracture of implant abutment screws and removal of a remaining screw piece. Ned. Tijdschr. Tandheelkd. 2008; 115 (7): 360–367.
8. Shemtov-Yona K., Rittel D., Levin L., Machtei E. E. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: Mechanical behavior. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2014; 16 (2): 172–177.
9. Shemtov-Yona K., Rittel D., Levin L., Machtei E. E. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Failure analysis. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2014; 16 (2): 178–184.
10. Benzing U., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1995; 1: 188–198.
11. Камалаян А. В., Пашинян Г. А., Базилян Э. А. Анализ профессиональных ошибок и осложнений при стоматологической имплантации с целью повышения ее эффективности. Проблемы экспертизы в медицине. 2006; 24–4 (6): 3–4.
12. Семенов Е. И. Профилактика осложнений, приводящих к потере функциональной ценности ортопедических конструкций опорой, которой служат двухэтапные цилиндрические имплантаты. Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal). 2016; 10: 62–63.
13. Семенов Е. И. Профилактика и способы устранения переломов соединяющих винтов в конструкциях двухэтапных винтовых имплантатов. Вісник стоматології. 2012; 4: 81–84.
14. Семенов Е. И., Лабунец В. А., Сурьянович Н. Г. Биомеханизм самораскручивания винта, соединяющего имплантат и абатман с фиксируемой на нем несъемной ортопедической конструкцией. Вісник стоматології. 2012; 3: 84–87.
15. Ehrenfest D. M. D., Del Corso M., Kang B. S., Leclercq P., Mazor Z., Horowitz R. A. et al. Identification card and condensation of the chemical and morphological characteristics of 62 dental implant surfaces. Part I: description of the Implant Surface Identification Standard (ISIS) condensation system. POSEIDO Journal. 2014; 2 (1): 7–22.
16. Мушоев И. У. Применение сплавов титана в клинике ортопедической стоматологии и имплантологии (экспериментально-клиническое исследование): Дисс. Москва; 2008: 3–5.
17. Giuseppe V., Gianpaolo S. Comparative Evaluation of Osseointegrated Dental Implants Based on Platform-Switching Concept: Influence of Diameter, Length, Thread Shape, and In-Bone Positioning Depth on Stress-Based Performance. Comput. Math. Methods Med. 2014. Article ID467358.
18. Михайлина Н. А., Подзорова Л. И., Румянцова М. Н., Шворнева Л. И., Овчинникова О. А., Анисимова С. В. и др. Керамика на основе тетрагонального диоксида циркония для реставрационной стоматологии. Перспективные материалы. 2010; 3: 44–49.
19. Безгина Е. В., Кулаков О. Б., Чиликин Л. В., Головин К. И. Цирконий и титан. Дентальная имплантология. 2012.
20. Егоров А. А., Дворосекос М. Н., Аронов А. М., Рожнова О. М., Егорова О. П. Сравнительная характеристика материалов, применяемых в стоматологической имплантации. Биометель сибирской медицины. 2014; 13 (6): 41–43.
21. Каирбеков Р. Д. Экспериментально-клиническое сравнение винтовой и цементной фиксации искусственных коронок на дентальных имплантатах в разных условиях протезирования: Автореф. дисс. Москва; 2013: 2.
22. Вегера И., Гордиенко А., Новик Г., Рахуба Д., Сидоренко А. Биосовместимость титановых сплавов медицинского назначения. Наука и инновации. 2009; 2 (72). Available at: innosfera.org/node/361 (Accessed 25 May 2019).
23. Чернышова Ю. М. Закономерности влияния объемной и поверхностной структуры на электрохимическую коррозию имплантатов из сплавов на основе титана и никеля: дисс. титана: Автореф. дисс. Москва; 2008: 2.
24. Yokoyama K. 'ichi', Ichikawa T., Murakami H., Miyamoto Y., Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. Biomaterials. 2002; 23 (12): 2459–2465.
25. Choe H.-C., Lee J.-K., Chung C.-H. Analyses of fractured implant fixture after prolonged implantation. Mat. Mater. Int. 2004; 10 (4): 327–335.
26. Shemtov-Yona K., Rittel D. Identification of Failure Mechanisms in Retrieved Fractured Dental Implants. Eng. Fail. Anal. 2014; 38: 58–65.
27. Manda M. G., Psyllaki P. P., Tsiapas D. N., Koidis P. T. Observations on an in vivo Failure of a Titanium Dental Implant / Abutment Screw System: A Case Report. J. Biomedical Mater. Res. 2008; 89B (1): 264–273.
28. Sbordone L., Traini T., Scarano A., Bortolotta C., Piattelli A. Scanning electron microscopy fractography analysis of fractured hollow implants. J. Oral Implantol. 2010; 36 (2): 105–111.
29. Boardman B. Fatigue Resistance of Steels. In ASM Handbook. Vol. 1: Properties and Selection: Irons, Steels, and High-Performance Alloys. Vol. 1. ASM International: 673–688.
30. Maigünther R., Nentwig G. H. Das Dichtigkeitsverhalten des Verbindungssystems beim zweiphasigen Ankylos-Implantat. (The tightness behavior of the connection system of the 2-phase Ankylos implant). Z. Zahnärztl. Implantol. 1992; 7: 50–53.
31. Zipprich H., Weigl P., Lange B., Lauer H.-C. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobebewegungen am Implantat-Abutment-Interface. Implantologie. 2007; 15 (1): 31–46.
32. Dibart S., Warbington M., Su M. F., Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005; 20 (5): 732–737.
33. Aloise J. P., Curcio R., Laporta M. Z., Rossi L., da Silva A. M., Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. Clin Oral Implants Res. 2010; 21 (3): 328–335. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01837.x. Epub 2010 Jan 13.
34. Assenza B., Tripodi D., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A., Iezzi G. et al. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. J Periodontol. 2012; 83 (4): 491–497. DOI: 10.1902/jop.2011.110320. Epub 2011 Jul 22.
35. Tripodi D., Vantaggiato G., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A., Iezzi G. et al. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. Implant Dent. 2012; 21 (4): 335–339. DOI: 10.1097/ID.0b013e31825cd472.
36. do Nascimento C., Miani P. K., Pedrazzi V., Gonçalves R. B., Ribeiro R. F., Faria A. C. et al. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27 (3): 551–560.
37. Teixeira W., Ribeiro R. F., Sato S., Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. Int. J. Oral Maxillofac Implants. 2011; 26 (1): 56–62.
38. Михальченко Д. В., Жидовинов А. В., Денисенко А. Н., Головченко С. Г. Коррозия металлов в полости рта, как фактор развития гальваноза. Современные проблемы науки и образования. 2015; 3. Available at: www.rae.ru (Accessed 24 April 2019).
39. Кулин Е. Т. Электромагнитное поле человека и его роль в жизнедеятельности организма. Медицинские новости. 1996; 10: 34–43.
40. Гося Л. Д., Исакова Т. Г., Талалай Т. Ю. Влияние жевательной резинки без сахара на клиническую картину гальваноза. Стоматология для всех. 2009; 3: 10.
41. Гося Л. Д. Заболевания слизистой оболочки полости рта, обусловленные материалами зубных протезов (этиология, патогенез, химия, диагностика, лечение, профилактика): Дисс. Москва; 2000: 176.
42. Улитковский С. Б. Прикадная гигиена полости рта (спец. выпуск). Новое в стоматологии. 1999; 5: 19.
43. Зимица Т. Отсутствие кислорода вредно для зубов. Наука и жизнь. 2008; 11: 70–71.
44. Чувильдеев В. Н., Копылов В. И., Бахметьев А. М., Сандлер Н. Г., Нохрин А. В., Тряев П. В. и др. Исследование физико-механических и коррозионных свойств субмикроструктурного титанового сплава Ti-Al-V. Вестник Нижегородского университета им. Н. И. Лобачевского. 2013; 5 (1): 38–50.

Для цитирования. Никитин С. Г., Первов Ю. Ю., Сааев Р. А., Амхадова М. А. Влияние физико-химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии // Медицинский алфавит. Серия «Стоматология». — 2019. — Т. 4. — 34 (409). — С. 35–39.

