

УДК 617.3 617-089.844

АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И МАТЕРИАЛОВ В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Г.П. Котельников, А.В. Колсанов, А.Н. Николаенко, Н.В. Попов, В.В. Иванов,
А.Е. Щербовских, С.А. Приходько, П.В. Платонов

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации

Ключевые слова: персонафицированное эндопротезирование, трехмерное моделирование, титановый сплав

Травмы и заболевания опорно-двигательной системы занимают второе место среди причин временной нетрудоспособности населения и третье среди причин инвалидности и смертности. Эффективным методом лечения данной категории больных является эндопротезирование. Ежегодно в мире в протезировании нуждаются 500–1000 пациентов на 1 млн населения. В современной травматологии и ортопедии наметилась тенденция движения к персонафицированному эндопротезированию. Применение титановых сплавов для изготовления эндопротезов позволит наиболее полно реализовать важнейшие преимущества: наилучшую биологическую совместимость, высокую коррозионную стойкость, низкий модуль упругости, высокую удельную прочность и выносливость.

Введение

Травматизм и заболевания опорно-двигательной системы занимают второе место среди причин временной нетрудоспособности населения и третье среди причин инвалидности и смертности [1, 2]. По официальным данным Министерства здравоохранения Российской Федерации, свыше 143 млн жителей страдают остеоартрозом [1]. Заболеваемость опухолями костей составляет 0,8–1 на 100 тыс. населения [3, 4]. Эффективным методом лечения данной категории больных является эндопротезирование [1, 5]. Статистика разных стран мира свидетельствует, что в среднем ежегодно в протезировании нуждаются 500–1000 пациентов на 1 млн населения [5]. Потребность в подобных операциях в России составляет более 300 тыс. в год, при этом в 2016 г. было выполнено около 60 000 эндопротезирований крупных суставов [1]. По прогнозам Всемирной организации здравоохранения, количество подобных операций во всех странах будет неуклонно увеличиваться в силу старения населения планеты, распространенности остеопороза, увеличения уровня травматизма, доступности данного метода лечения для большого количества нуждающихся, улучшения раннего выявления и диагностики заболеваний опорно-двигательной системы [6, 7].

Адрес для корреспонденции

Андрей Николаевич Николаенко
E-mail: nikolaenko.83@inbox.ru

Разработки эндопротезов ведутся по различным направлениям конструктивного исполнения элементов имплантата, способов фиксации, использования различных материалов, разнообразных видов обработки поверхности имплантатов, что позволяет оперирующим хирургам выбирать из широкого спектра моделей продукцию, наиболее подходящую к индивидуальным особенностям конкретного пациента [8–10].

Тем не менее широкий диапазон применяемых конструкций эндопротезов не позволяет избежать значительного числа осложнений, самым частым из которых является нестабильность эндопротеза. Асептическая нестабильность при бесцементном эндопротезировании наблюдается в 5,1% случаев после 5 лет эксплуатации эндопротеза и 5,8% случаев через 10 лет после имплантации. Около 1% всех осложнений после эндопротезирования составляют рецидивирующие вывихи, 5% – инфицирование, 94% – асептическое расшатывание [1, 5, 6, 7].

Работоспособность биосистемы «эндопротез-кость» зависит от уровня и распределения механических напряжений в ее компонентах, их структурного состояния, физико-механических и биологических свойств, геометрических параметров эндопротеза, условий взаимодействия компонентов на контактирующих поверхностях [2, 8, 11].

К современным конструкциям имплантатов предъявляются повышенные требования по надежности и функциональным свойствам. Материалы должны обладать высокой коррозионной стойко-

стью, иметь сравнительно низкий модуль упругости, высокую удельную прочность, усталостную устойчивость, стабильность фиксации и биосовместимость [6, 7]. В настоящее время в травматологии и ортопедии широко используются нержавеющие стали, кобальто-хромовые сплавы, в том числе титан и титановые сплавы [9, 12–14].

К преимуществам нержавеющих сталей и кобальто-хромовых сплавов относятся прочность и высокий модуль упругости. Однако при вживлении в организм имплантаты, изготовленные из нержавеющих сталей или кобальтовых сплавов, могут оказывать местное раздражающее действие на ткани. Это приводит к постепенному отторжению имплантата. Эти сплавы токсичны для окружающих тканей и могут вызывать аллергические реакции [15].

Титан, напротив, инертен в отношении окружающих тканей. Он очень мало ионизирует в физиологических растворах, продукты его коррозии не токсичны, кроме того, они не распространяются по всему организму, концентрируясь вблизи имплантата. Наличие тонкой оксидной пленки, образующейся на поверхности титана и его сплавов, обеспечивает защиту металла от коррозии во многих средах, в том числе и в физиологических. В этих условиях указанные материалы стойки не только к общей, но и к различным видам локальной коррозии, чего нельзя сказать о нержавеющих сталях [16].

Однако применение чистого титана ограничено его сравнительно низкими прочностными характеристиками. Титановые сплавы наряду с высокой коррозионной стойкостью обладают высокой прочностью [15, 17, 18].

Вместе с тем следует отметить, что применение высокопрочных титановых сплавов в качестве имплантатов сдерживается из-за наличия в них токсичных элементов, таких как ванадий, кобальт, никель. Поэтому одной из важнейших проблем остается решение оптимального соотношения прочностных характеристик, которыми обладают легированные марки титановых сплавов с максимальной биологической совместимостью, чему, например, полностью соответствует чистый титан [18–20].

В этой связи весьма актуальной является разработка и исследование новых эффективных методов, обеспечивающих повышение эксплуатационных свойств технически чистого титана с целью производства качественных эндопротезов [5, 8].

Другой немаловажный аспект изготовления и установки индивидуальных протезов — длительность и стоимость производства самого эндопротеза. Использование CAD/CAE/CAM-технологий проектирования и производства позволяет значительно сократить этапы подготовки производства персонализированных имплантатов [21, 22].

Для создания математических трехмерных моделей элементов эндопротеза необходимы габаритные

размеры и подробная геометрия формы костей пациента. От этих элементов зависит конфигурация имплантата и соответственно фиксирующие элементы. Для получения 3D-моделей можно применять как обычные рентгеновские снимки, так и результаты компьютерной томографии [23, 24].

Существующие методы быстрого прототипирования работают по следующей схеме: построение виртуальной трехмерной модели в какой-либо системе трехмерного проектирования (UG NX), автоматическое построение поддерживающих элементов для нависающих элементов, считывание трехмерной модели в формате STL, разбиение модели на множество сечений, параллельных базе, создание физической модели на исполнительном механизме [8].

Эндопротезирование как отрасль медицины в современных условиях развивается ускоренными темпами благодаря ее возможностям полного восстановления нарушенных либо утраченных функций органов и систем организма [25, 26]. Это достигается за счет применения имплантатов — медико-технических изделий из небиологического материала, контактирующих с биологической средой в течение продолжительного времени [27, 28].

Выпускаемые в настоящее время и используемые в травматологии и ортопедии эндопротезы являются унифицированными, то есть стандартизированными, разных размеров, но одинаковой формы [1]. Это накладывает серьезные ограничения на применение имплантации в сложных клинических случаях. Выходом из положения может стать применение персонализированных, сложнопрофильных имплантатов, спроектированных и изготовленных с использованием современных технологий быстрого прототипирования [22, 29, 30].

Существует несколько способов изготовления имплантатов: фрезерование, обработка давлением, литье и методы порошковой металлургии [31]. Современная технология производства имплантатов с помощью фрезерования на станках с числовым программным управлением обеспечивает высокую точность изготовления (отклонение размеров — 15–20 мкм в сравнении с 50–70 мкм при литье), высокий уровень автоматизации труда, большую производительность, применение широкого спектра обрабатываемых материалов и компактность оборудования. Однако при изготовлении имплантатов способом фрезерования возникают следующие проблемы: сложность получения тонкостенных нежестких изделий; невозможность получения пористой структуры имплантата, что является важным требованием для остеоинтеграции с подлежащими тканями [2, 32, 33].

В настоящее время большое значение имеет вес изделия, особенно эндопротеза. Кроме того, экономия затрат на изготовление напрямую свя-

зана с уменьшением веса изделия. Для экономии издержек наблюдается переход от изготовления деталей методом субтрактивного производства к аддитивному производству [25, 26]. С использованием различных материалов этот способ производства является более выгодным, так как отсутствуют проблемы, связанные с фрезерованием. Главным преимуществом данного вида производства является способность создания мелких деталей, пустот и сложной внутренней геометрии. В отличие от субтрактивной методики производства в этом случае объект изготавливается путем наложения материала слой за слоем из 3D-модели. Этот процесс работает, обрабатывая компьютерные 3D-файлы и создавая серии поперечных срезов. Каждый слой затем печатается один поверх другого, чтобы создать 3D-объект. Одной из положительных особенностей этого процесса является безотходное производство. Традиционные аддитивные производственные процессы стали использоваться в 1980-х годах для производства прототипов, моделей и матриц для отливки изделий [22, 25].

Общие тенденции развития аддитивных технологий в медицине заключаются в следующем: снижение стоимости прототипов и оборудования; уменьшение сроков изготовления моделей без потери качества; применение новых материалов, обеспечивающих стабильность свойств прототипа с течением времени (требуемая твердость, ударная вязкость, усадка и т. д.) [34].

Аддитивное производство является новой ступенью от быстрой разработки моделей к производству реальных деталей в качестве конечной продукции. Оборудование становится конкурентоспособным с традиционными технологиями производства в плане цены, скорости, надежности и стоимости использования [25, 26]. Это в свою очередь привело к расширению его использования в промышленности, а также к бурному росту продаж и распространению оборудования. В дополнение к новой отрасли создается программное обеспечение, позволяющее более эффективно использовать технологии. В промышленности происходит переход от прототипирования к функциональным материалам, способным играть намного большую роль, подходящих для изготовления функциональных объектов, таких как индивидуальные имплантаты и зубные протезы [27, 28]. Здесь материалы и их свойства становятся гораздо более важными. Стоит отметить, что процесс аддитивного производства идеально подходит для травматологии и ортопедии, в которой сложилась традиция производства нестандартных деталей, изготовленных по размеру пациента, а не наоборот [35].

Лазерное спекание порошковых материалов основано на активно разрабатываемом методе СЛС (SLM, selective laser melting – селективного

лазерного сплавления, когда смесь материалов с различными температурами плавления подвергаются тепловой обработке. Изделие создается из порошковых материалов за счет эффекта спекания при помощи энергии лазерного луча, который является источником тепла. В качестве материалов используются полиамид, полистирол, песок и порошки некоторых металлов. Лазерное спекание порошков представляет собой многократно повторяющийся процесс, включающий несколько стадий: нанесение порошкового слоя и выравнивание его роликом; программно-управляемая лазерная обработка порошкового слоя с полным проплавлением легкоплавкой компоненты порошковой смеси по заданному контуру; чистка полученного слоя; сдвиг столика с образцом вниз на величину толщины одного слоя; повторение всего процесса, то есть нанесение следующего порошкового слоя, лазерное сканирование и т. д. [31, 36].

Гибкость технологии достигается благодаря непосредственному компьютерному управлению процессом. В отличие от традиционных методов изготовления деталей не требуется их последующая механическая обработка. Металлические изделия, изготовленные методом SLM, имеют благоприятную пористую структуру [12].

По сравнению с другими методами аддитивного производства SLM позволяет изготавливать детали из относительно широкого спектра имеющихся в продаже порошковых материалов. Они включают в себя различные полимеры, такие как полиамид для производства лицевых протезов, полиэтилен сверхвысокой молекулярной массы, поликапролактон для поддерживающих конструкций при производстве, смеси полимеров и композиционных материалов, такие как смеси гидроксиапатита, полиэтилена и полиамида для тканевой инженерии [16, 20, 32]. Используются металлические порошки, включающие сталь, титан, сплавы титана и кобальто-хромовые сплавы [16, 17]. При производстве можно использовать полное таяние, частичное плавление или жидкофазное спекание. В зависимости от материала можно добиться почти 100% плотности по сравнению с традиционными методами производства. Технология начала находить широкое применение в изготовлении эндопротезов с пористой поверхностью, у них больше вероятность врастания в подлежащие ткани. Для использования селективного лазерного спекания при производстве медицинских и стоматологических деталей из керамических порошков еще предстоит пройти некоторый путь развития и решить много проблем [27].

Внедрение технологии получения имплантатов методом селективного лазерного спекания в сочетании с современными подходами к проектированию позволит решить проблемы замещения утраченных сегментов костей пациента, которые ввиду слож-

ности геометрии имплантата ранее не могли быть изготовлены [37, 38].

Основным требованием к материалу имплантата является его биологическая совместимость. По биохимическим свойствам наиболее пригодными для изготовления имплантатов могут быть гидроксипатит или углеродные материалы, способные взаимодействовать с костными структурами и замещать их [20, 32]. К этой же группе относятся материалы на основе различных химических соединений металлов с неметаллами: оксиды, карбиды, нитриды, в том числе различные виды керамики. Однако эти материалы имеют низкие конструкционные свойства, и поэтому имплантаты изготавливают из материалов на основе металлов и сплавов [12, 28].

Все имплантаты должны обладать биосовместимостью, то есть быть совместимыми с тканями организма. Они не должны вызывать воспалительную реакцию, продуцировать вещества, способные оказать токсическое, болезненное или смертельное воздействие, а также не должны влиять на детородную функцию [6, 7].

Способность материалов длительное время оставаться инертными к тканям и жидкостям человека является основной характеристикой сплавов, которые используют для изготовления эндопротезов [30].

Поиску новых составов титановых сплавов для применения в травматологии и ортопедии способствовало развитие идеи бесцементного эндопротезирования, которая в настоящее время реализуется примерно в половине случаев. Для вживления имплантата без цемента необходим его плотный контакт с окружающей костью, так как остеобласты и остеокласты в состоянии преодолеть свободное пространство не более 1 мм [14, 19, 34].

Цементные протезы, которые совершают микроперемещения относительно цементной мантии под действием функциональной нагрузки, могут вызвать образование частиц износа путем простого абразивного механизма. Наиболее остро такая проблема стоит для эндопротезов на основе титана вследствие их более низкой твердости и сопротивления абразивному износу. Для предотвращения износа можно повышать твердость поверхности путем создания поверхностного слоя, обогащенного азотом и кислородом, а также повышать чистоту обработки поверхности [13].

Много внимания в настоящее время уделяется таким легирующим элементам кобальтовых сплавов и сталей, как хром, ванадий, кобальт и никель, ионы которых могут вызывать аллергические и токсические реакции организма. Их следы находят в организме здорового человека, но при высоких концентрациях они цитотоксичны и канцерогенны. У пациентов, которым устанавливали эндопротезы с металл-металлической парой трения в узле дви-

жения, в моче и крови находили большие концентрации кобальта и хрома. Выход ионов металлов в окружающие ткани объясняется износом, которому подвергаются сплавы в узлах трения [17, 18].

В последние годы во многих странах перед установкой эндопротеза определяют чувствительность больного к элементам сплава (кобальт, хром, никель). Это связано с возможностью гиперчувствительности к этим металлам. Если это не учесть, то у пациента может развиваться нестабильность имплантата [8, 35].

Наличие побочных влияний металлов зависит от их физических и химических свойств. Титан, тантал и ниобий биосовместимы, так как они формируют на своей поверхности защитную пленку из окислов. Благодаря изоляционным свойствам оксидов титана эндопротезы из титановых сплавов не распознаются организмом как инородное тело [15–17].

Человеческий организм и эндопротез сустава образуют новую биотехническую систему. Организм влияет на имплантат своими тканями, ферментами иммунной и эндокринной системами. В свою очередь имплантат влияет на биологическую систему своей конструкцией, химическим составом, макроструктурой поверхности и многими другими свойствами [36].

Наступает момент, когда эти взаимодействия достигают равновесия и возникает биологическая и механическая совместимость имплантата с организмом человека. И чем дольше будет длиться равновесие между ними, тем лучше будет результат эндопротезирования. В мировой практике для изготовления имплантатов широко применяются сплавы на основе титана с содержанием основного элемента от 97 до 99,5%, они обладают хорошими физико-механическими параметрами, биологической инертностью, биосовместимостью, высокой коррозионной устойчивостью [12–14].

В России для производства имплантатов используют технически чистый титан марок ВТ1-0 и ВТ1-00 (ГОСТ 19807–91). За рубежом применяют так называемый «коммерчески чистый титан» 4 марок (Grade 1 4 ASTM, ISO) и титановый сплав Ti-6Al-4V (ASTM, ISO), являющийся аналогом отечественного сплава ВТ-6. Технически чистый титан марки ВТ1-00 является очень перспективным материалом для производства изделий медицинского назначения. Однако основными недостатками этого материала являются низкие механические и триботехнические характеристики при традиционном способе изготовления изделий. Формирование биоактивных свойств материалов достигается за счет создания определенного химического состава, молекулярного строения и фазово-структурного состояния. Создание биомеханического взаимодействия имплантата с костной тканью человека является актуальной междисциплинарной проблемой, в основе кото-

рой разработка новых технологических способов изготовления эндопротезов. Следует учитывать и персонафицированный подход в данном направлении, так как форма, метрические параметры кости, кривизна суставных поверхностей индивидуальны и любая проекция кости будет иметь уникальную структуру [16–18].

На сегодняшний день именно метод селективного лазерного сплавления (SLM) позволяет получить за короткое время металлические изделия со сложной геометрической формой, равномерным распределением плотности и однородной структурой, учитывая конкретные физиологические особенности конкретного человека. Развитие аддитивных технологий в России является одной из основных стратегий развития материалов и технологий на ближайшие 10 лет и отвечает всем мировым тенденциям движения к персонафицированной медицине. Однако их широкое применение во многом сдерживается отсутствием порошков собственного производства. В травматологии и ортопедии внедрение аддитивных технологий представляется весьма перспективным, так как стоимость эндопротезов, особенно индивидуальных, весьма высока, а сокращение сроков производства придает дополнительную актуальность, особенно в онкологической ортопедии [4, 38].

Метод селективного лазерного плавления позволяет изготавливать с высокой точностью (до $\pm 0,05$ мм) сложнопрофильные детали, превышающие по своим физико-механическим характеристикам детали, полученные традиционным формованием (точением, фрезерованием, литьем и др.). Использование метода селективного лазерного плавления может сократить время изготовления и себестоимость сложнопрофильных деталей при единичном и мелкосерийном производстве за счет отсутствия стадии создания специального инструмента и сокращения количества технологических этапов [31, 35].

Пористые структуры на основе титана сохраняют превосходные механические и биологические свойства, присущие титану или его сплавам, а также обладают большим потенциалом применения этих структур в различных областях эндопротезирования [30]. Благодаря высокой статической и усталостной прочности, низкому модулю упругости, легкому весу и превосходной биосовместимости пористый титан становится наиболее используемым материалом, который позволяет достичь стабильного контакта между костной тканью и имплантатом [6, 7]. Твердость таких структур прямо пропорциональна их плотности, что делает возможным изменение прочностных характеристик и модуля упругости в соответствии с физическими свойствами кости за счет изменения пористости материала. В свою очередь открытые поры материала обеспечивают

благоприятные условия для остеоинтеграции с подлежащими тканями. Наличие взаимосвязанных пор в объеме пористого титана позволяет кровеносным сосудам образовать остеогенную ткань в толще материала и в последующем формирует костную ткань. Вростание полноценной кости в объемную пористую структуру имплантата обеспечивает не только прочную связь протеза с костной тканью, но и создает биомеханическую систему передачи напряжений, возникающих под воздействием внешних нагрузок, от имплантата к кости. Присутствие пористого титана в конструкции эндопротеза как передающей напряжений среды между костью и имплантатом позволяет снизить эффект «экранирования напряжений», достигая стабильной фиксации и длительного срока эксплуатации эндопротеза [34].

Чтобы обеспечить достаточное пространство для закрепления и распространения костных тканей, а также транспортировки жидкостей организма, структура должна обладать высокой пористостью [33].

Исследования показывают, что оптимальный размер пор, необходимый для прочной фиксации имплантата, пока остается не определенным, но для оптимального вrostания минерализованной кости требуется размер пор от 100 до 500 мкм [33, 34].

Под воздействием внешних нагрузок решетчатая морфология пористого титана является причиной образования концентраторов напряжений в отдельных его областях, что ухудшает прочностные характеристики имплантата в целом и, как следствие, ограничивает применение пористых структур [8, 35].

Степень пористости материала, распределение и ориентация пор оказывают существенное влияние на механические и биологические свойства эндопротеза. Поскольку внутреннее строение пористой структуры определяет место возникновения концентраторов напряжений, возможность изучения морфологии пор на микроуровне является необходимой для понимания и прогнозирования реакции материала на механические нагрузки, а также позволяет оптимизировать внутреннюю структуру для лучшего вrostания костных тканей [20].

Заключение

Таким образом, в современной травматологии и ортопедии наметилась тенденция движения к персонафицированному эндопротезированию. При этом применение титановых сплавов для изготовления эндопротезов позволит наиболее полно реализовать такие важнейшие преимущества, как наилучшая биологическая совместимость и высокая коррозионная стойкость, сравнительно низкий модуль упругости и хорошая механическая совместимость с костными структурами, высокая удельная прочность и выносливость. Реализация высокого

комплекса эксплуатационных свойств эндопротезов может быть достигнута выбором (на этапе проектирования) оптимальных технологий производства, в частности методов и режимов формирования структуры и обработки поверхности эндопротезов.

ЛИТЕРАТУРА

- Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика. Монография. М.: ГЭОТАР-Медиа. 2011, с. 704.
- Wang X., Masilamani N., Mabrey J. et al. Changes in the Fracture Toughness of Bone May Not Be Reflected in Its Mineral Density, Porosity, and Tensile Properties. *Bone*. 1998, No. 23 (1), p. 67-72.
- Алиев М.Д. Детская онкология. Национальное руководство. Учебник. М.: ГЭОТАР-Медиа. 2012, с. 380.
- Алиев М.Д., Сушенцов Е.А. Современная онкоортопедия. Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. М.: Фармарус Принт Медиа. 2012, № 4, с. 3-10.
- Bickels J., Wittig J., Kollender Y. et al. Distal Femur Resection With Endoprosthetic Reconstruction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002, No. 400, p. 225-235.
- Von Wilmsky C., Moest T., Nkenke E. et al. Implants in bone: Part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013, No. 18 (3), p. 243-257.
- Von Wilmsky C., Moest T., Nkenke E. et al. Implants in bone: Part II. Research on implant osseointegration. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013, No. 18 (4), p. 355-372.
- Попович А.А., Суфияров В.Ш., Полозов И.А. и соавт. Применение аддитивных технологий для изготовления индивидуальных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава из титановых сплавов. М.: Медицинская техника. 2016, № 3, с. 43-46.
- Andani M., Shayesteh Moghaddam N., Haberland C. et al. Metals for bone implants. Part 1. Powder metallurgy and implant rendering. *Acta Biomaterialia*. 2014, No. 10 (10), p. 4058-4070.
- Chan I., Ginsburg G. Personalized Medicine: Progress and Promise. *Annual Review of Genomics and Human Genetics*. 2011, No. 12 (1), p. 217-244.
- Мальшикина С.В., Маколинец В.И., Вишнякова И.В. Влияние импульсного низкоинтенсивного ультразвука на остеоинтеграцию имплантатов (обзор литературы). *Ортопедия, травматология и протезирование*. Харьков, 2012, № 2 (257), с. 122-130.
- Andriyanov D., Amosov A., Samboruk A. et al. Development of porous composite self-propagating high-temperature ceramics of the Ti-B-C system. *Russian Journal of Non-Ferrous Metals*. 2014, No. 55 (5), p. 485-488.
- Drnovšek N., Rade K., Milačič R. et al. The properties of bioactive TiO₂ coatings on Ti-based implants. *Surface and Coatings Technology*. 2012, No. 209, p. 177-183.
- Elahinia M., Hashemi M., Tabesh M., Bhaduri S. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. *Progress in Materials Science*. 2012, No. 57 (5), p. 911-946.
- Vandrovcova M., Jirka I., Novotna K. et al. Interaction of Human Osteoblast-Like Saos-2 and MG-63 Cells with Thermally Oxidized Surfaces of a Titanium-Niobium Alloy. *PLoS ONE*. 2014, No. 9 (6), p. 100475.
- Mohseni E., Zalnezhad E., Bushroa A. Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: A review paper. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2014, No. 48, p. 238-257.
- Sallica-Leva E., Jardini A., Fogagnolo J. Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013, No. 26, p. 98-108.
- Wu Y., Wang A., Zhang Z. et al. Laser alloying of Ti-Si compound coating on Ti-6Al-4V alloy for the improvement of bioactivity. *Applied Surface Science*. 2014, No. 305, p. 16-23.
- Variola F., Lauria A., Nanci A., Rosei F. Influence of Treatment Conditions on the Chemical Oxidative Activity of H₂SO₄/H₂O₂ Mixtures for Modulating the Topography of Titanium. *Advanced Engineering Materials*. 2009, No. 11 (12), p. B227-B234.
- Wang J., Chao Y., Wan Q. et al. Fluoridated hydroxyapatite coatings on titanium obtained by electrochemical deposition. *Acta Biomaterialia*. 2009, No. 5 (5), p. 1798-1807.
- Hamburg M., Collins F. The Path to Personalized Medicine. *New England Journal of Medicine*. 2010, No. 363 (4), p. 301-304.
- Hodgson D., Wellings R., Harbron C. Practical perspectives of personalized healthcare in oncology. *New Biotechnology*. 2012, No. 29 (6), p. 656-664.
- Jain K. From Molecular Diagnostics to Personalized Medicine. *Expert Review of Molecular Diagnostics*. 2002, No. 2 (4), p. 299-301.
- Амирасланов А.Т., Надханов С.Р. Значение компьютерной томографии в диагностике доброкачественных опухолей и опухолеподобных образований костей. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. М.: Издательство «Медиа Сфера». 2012, № 5, с. 60-62.
- Каблов Е.Н. Аддитивные технологии – доминанта национальной технологической инициативы. *Интеллект и технологии*. М.: 2015, № 2 (11), с. 52-55.
- Юрасёв Н.И. О возможностях развития аддитивных технологий в России. *Современная экономика: проблемы и решения*. Воронеж: Воронежский государственный университет. 2015, № 9 (69), с. 72-79.
- Vignoletti F., Abrahamsson I. Quality of reporting of experimental research in implant dentistry. *Critical aspects in design, outcome assessment and model validation*. *Journal of Clinical Periodontology*. 2012, No. 39, p. 6-27.
- Vandeweghe S., Nicolopoulos C., Thevissen E. et al. Immediate Loading of Screw-Retained All-Ceramic Crowns in Immediate Versus Delayed Single Implant Placement. *International Journal of Prosthodontics*. 2013, No. 26 (5), p. 458-464.
- Jain K. Nanobiotechnology and Personalized Medicine. *Progress in Molecular Biology and Translational Science*. 2011, p. 325-354.
- Tunn P., Fehlberg S., Andreou D., Kettelhack C. Stellenwert der Beckenendoprothetik in der operativen Therapie von Tumoren des knöchernen Beckens. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2007, No. 145 (6), p. 753-759.
- Smelov V., Sotov A., Murzin S. Particularly Selective Sintering of Metal Powders by Pulsed Laser Radiation. *Key Engineering Materials*. 2016, No. 685, p. 403-407.
- Wang M., Castro N., Li J. et al. Greater Osteoblast and Mesenchymal Stem Cell Adhesion and Proliferation on Titanium with Hydrothermally Treated Nanocrystalline Hydroxyapatite/Magnetically Treated Carbon Nanotubes. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*. 2012, No. 12 (10), p. 7692-7702.
- Вельдяксова Л.В., Разумный В.А. Возможности использования поверхностно-пористых дентальных имплантатов

- в условиях дефицита костной ткани. Стоматология. М.: Издательство «Медиа Сфера». 2012, т. 91, № 2, с. 57-60.
34. Wennerberg A., Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009, No. 20, p. 172-184.
35. Вагапова В.Ш., Мухаметов У.Ф., Рыбалко Д.Ю. Сравнительная характеристика результатов применения имплантатов из титановых сплавов различной модификации в травматологии и ортопедии. *Медицинский вестник Башкортостана*. Уфа: Башкирский государственный медицинский университет. 2012, т. 7, № 5, с. 68-71.
36. Mishnaevsky L., Levashov E., Valiev R. et al. Nanostructured titanium-based materials for medical implants: Modeling and development. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2014, No. 81, p. 1-19.
37. Нейштадт Э.Л., Маркочев А.Б. Опухоли и опухолеподобные заболевания костей. Руководство для врачей. Монография. СПб.: Фолиант. 2007, с. 378.
38. Алиев М.Д. Злокачественные опухоли костей. Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. М.: «Фармарус Принт Медиа». 2010, № 2, с. 3-8.

Статья поступила 09.12.2016 г., принята к печати 22.12.2016 г.
Рекомендована к публикации Е.А. Сушенцовым

ANALYSIS OF MODERN TECHNOLOGIES AND MATERIALS IN ARTHROPLASTY

Kotelnikov G.P., Kolsanov A.V., Nikolaenko A.N., Popov N.V., Ivanov V.V., Scherbovskih A.E., Prichodko S.A., Platonov P.V.

Samara State Medical University, Samara, Russia

Key words: personalized joint replacement, a three-dimensional modeling, titanium alloy

Injuries and diseases of the musculoskeletal system are the second most common cause of temporary disability of the population and the third leading cause of disability and death. An effective treatment of these patients is arthroplasty. Annually 500–1000 patients per 1 million people in the world need prosthetics. In modern traumatology and orthopedics there has been a tendency to personified arthroplasty. The use of titanium alloys for the manufacture of implants allow most fully realize the important benefits: the best biocompatibility, high corrosion resistance, low modulus, high specific strength and endurance.