

© Коллектив авторов, 2016
УДК 616.728.2-07:617.3.001.57

А. Н. Коваленко, И. И. Шубняков, С. С. Билык, А. О. Денисов, Р. М. Тихилов

ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И МОДЕЛИРОВАНИЯ В ОРТОПЕДИИ И ИХ РОЛЬ В РАЗРАБОТКЕ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ КОНСТРУКЦИЙ В ХИРУРГИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

ГБОУ «Российский орден Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р. Р. Вредена» Минздрава России (дир. — проф. Р. М. Тихилов), Санкт-Петербург

Ключевые слова: визуализация, моделирование, ортопедия, индивидуальные конструкции, тазобедренный сустав

Введение. Возможности и достижения в медицине напрямую зависят от степени развития других отраслей знаний, таких как материаловедение, технологии производства, инженерия. Инженерное обеспечение в медицине присутствует ежедневно в виде разработки и внедрения приборов для регистрации данных, всевозможных аппаратов и другого госпитального оборудования, а также новых материалов и технологий для производства хирургических инструментов, имплантатов или протезов [15]. Однако в отличие от привычной технической поддержки новая методология развивается на основе IT-технологий, направленная на поддержку хирургических вмешательств с использованием инженерного программного обеспечения. Такие вмешательства производятся во многих областях хирургии, в том числе в ортопедии [9, 13, 14, 16, 18, 19, 27, 29]. На этапе планирования инженер или специализированное программное обеспечение способны указать на элементы, которые могут быть приняты во внимание во время операции для достижения желаемого результата лечения [22, 31]. Тем не менее, окончательное решение по хирургической тактике и технике выполнения операции принимает врач. Возможности трехмерной (3D) визуализации хирургических

приемов и прогнозирование этапов операции с оценкой возможного результата несомненно является отличной помощью для лечащего врача. Виртуальное моделирование перед выполнением реального вмешательства в операционной позволяет хирургу более полно представить основные технические особенности предстоящих манипуляций и лучше подготовиться к операции. Это важно не только для начинающих специалистов, но и для опытных врачей в нестандартных случаях [25]. Важно и то, что при таком подходе хирургическое вмешательство планируется индивидуально для каждого пациента. При выполнении симуляции возможно учитывать определенные индивидуальные особенности, которые сложно учесть при использовании стандартной методологии, например, толщина и качество кости в области планируемого расположения имплантата и зонах проведения фиксирующих элементов. Кроме того, в некоторых случаях имеется необходимость разработки персонифицированных решений в виде индивидуальных имплантатов [1].

Медицинская визуализация используется в ортопедии практически на всех этапах: от постановки диагноза и планирования лечения до контроля результатов [2, 4, 8, 20]. Самым часто применяемым методом является плоскостная рентгенография, позволяющая оценивать структуры скелета костной плотности на двухмерных проекциях. К более сложным и детализированным рентгенологическим методам относится компью-

Сведения об авторах:

Коваленко Антон Николаевич (e-mail: tonnchik@ya.ru), Шубняков Игорь Иванович (e-mail: shubnyakov@mail.ru),

Билык Станислав Сергеевич (e-mail: bss4312@gmail.com), Денисов Алексей Олегович (e-mail: med-03@ya.ru),

Тихилов Рашид Муртузалиевич (e-mail: info@rniito.org), Российский орден Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р. Р. Вредена, 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, 8

терная томография (КТ), в основе которой лежит создание двухмерных послойных изображений. Дальнейшая компьютерная обработка полученных томограмм дает возможность получать сечение исследуемой области в любых плоскостях, а также строить трехмерные образы элементов скелета. Другие виды томографии используют иные технологии для визуализации послойных сечений при необходимости оценки нерентгеноконтрастных тканей, но принципы построения трехмерных объектов при этом не изменяются.

В настоящее время в лечебно-диагностическом процессе в ортопедии могут применяться методы визуализации, используемые в технологиях протипирования, которые в дополнение к диагностике помогают в планировании операций для их успешного проведения [1, 4, 8, 20]. Травматологические операции, как правило, включают закрытую или открытую репозицию и внутреннюю фиксацию переломов, при которых используются металлические имплантаты для стабилизации переломов в оптимальной достижимой позиции, в том числе при внутрисуставных переломах, когда точная репозиция и надежная фиксация могут служить мерой профилактики вторичных дегенеративных процессов, поражающих сустав [32]. В плановой ортопедии к наиболее распространенным вмешательствам относятся частичное или тотальное эндопротезирование суставов, коррекция врожденных или приобретенных деформаций, восстановление связок и удаление опухолей [11, 12]. Хирургическое лечение доброкачественных опухолей ограничивается простой резекцией, которая, как правило, краевая, но может быть и более широкой. При злокачественных новообразованиях консервативная хирургия, направленная на сохранение конечности, все равно требует расширенной резекции для профилактики рецидивов. В таких ситуациях трехмерная реконструкция анатомической области становится особенно актуальной для оценки внутрисуставных структур, близости сосудисто-нервных пучков или выраженных отклонений топографической анатомии от анатомических норм. При эндопротезировании суставов специальные методы визуализации становятся актуальными в сложных случаях первичного эндопротезирования и особенно при ревизионных операциях, когда хирурги сталкиваются с наличием деформаций и дефектов костей, а также миграцией ранее установленных имплантатов в область крупных сосудистых образований.

В этой статье описываются опыт применения и современные возможности трехмерного моделирования, а также его роль в предоперационной оценке и планировании хирургических

вмешательств в ортопедии на примере хирургии тазобедренного сустава.

Предоперационная диагностика и планирование операции. Успех любого хирургического вмешательства определяется тщательностью подготовки, в том числе качеством предоперационного обследования и планирования, которые значительно облегчают понимание последовательности действий и предостерегают хирурга от возможных ошибок, что делает результат операции более предсказуемым.

Предоперационное рентгенологическое обследование является стандартом современной ортопедии. Но даже телеметрические рентгенограммы дают представление лишь в двухмерной плоскости. При этом трехмерные деформации, особенно расположенные на разных уровнях, могут плохо поддаваться оценке. Методы томографии существенно детализируют конкретную область исследования на аксиальных срезах, но исследование на ограниченной области затрудняет целостное восприятие проблемы. В таких случаях трехмерная реконструкция может существенно прояснить ситуацию и даже изменить план лечения. Приводим клинический пример.

Больная Г., 21 год, поступила в наш институт по поводу нарушения походки и болевого синдрома на фоне выраженной наружной ротации правого коленного сустава и ограничения движений в правом тазобедренном суставе (рис. 1, а). Первоначальный операционный план предполагал выполнение корригирующей ротационной остеотомии на уровне дистального отдела правого бедра. Однако при дополнительном обследовании с количественной оценкой позиции компонентов на компьютерных томограммах (см. рис. 1, б) была выявлена значительная ретроверсия бедренного компонента, которая составила 63°. Последующая трехмерная реконструкция изображения правой нижней конечности (см. рис. 1, в) подтвердила возможность исправления деформации коленного сустава при изменении положения бедренного компонента. План лечения был изменен — выполнены ревизионное эндопротезирование правого тазобедренного сустава с устранением ретроверсии бедренного компонента и его реконструкция правой нижней конечности после ревизионной операции с бедренным компонентом, установленным в положение физиологической антеверсии (см. рис. 1, г).

Определенную проблему в диагностике представляет наличие металлических имплантатов, которые дают наводки при томографии и искажают действительную картину. Это может быть особенно критичным у пациентов с показаниями к ревизии тазобедренного сустава, поскольку в этом случае существенное значение имеют оценка дефицита костного ложа, определение целостности колонн вертлужной впадины и сохранности тазового кольца. Приводим клинический пример.

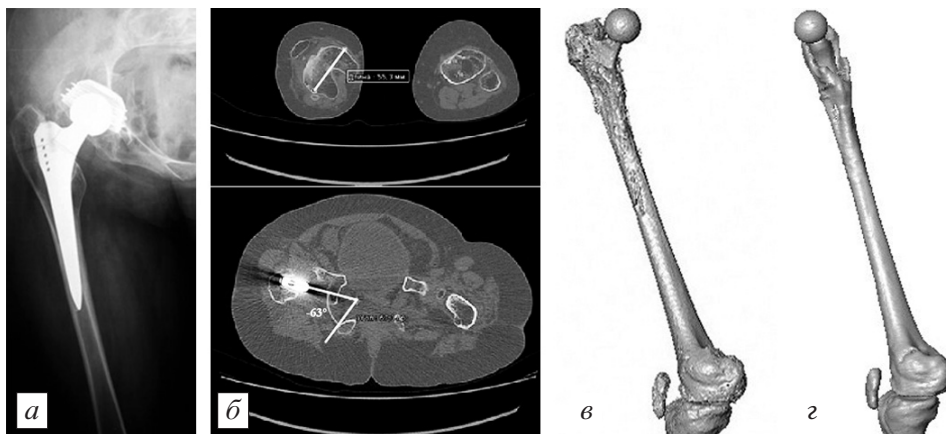


Рис. 1. Ограничение амплитуды в правом тазобедренном суставе через 2 года после эндопротезирования по поводу спондилоэпиметафизарной дисплазии (объяснения в тексте).

а — рентгенограмма при поступлении; б — компьютерная томограмма; в — трехмерная реконструкция правой нижней конечности; г — реконструкция правой нижней конечности

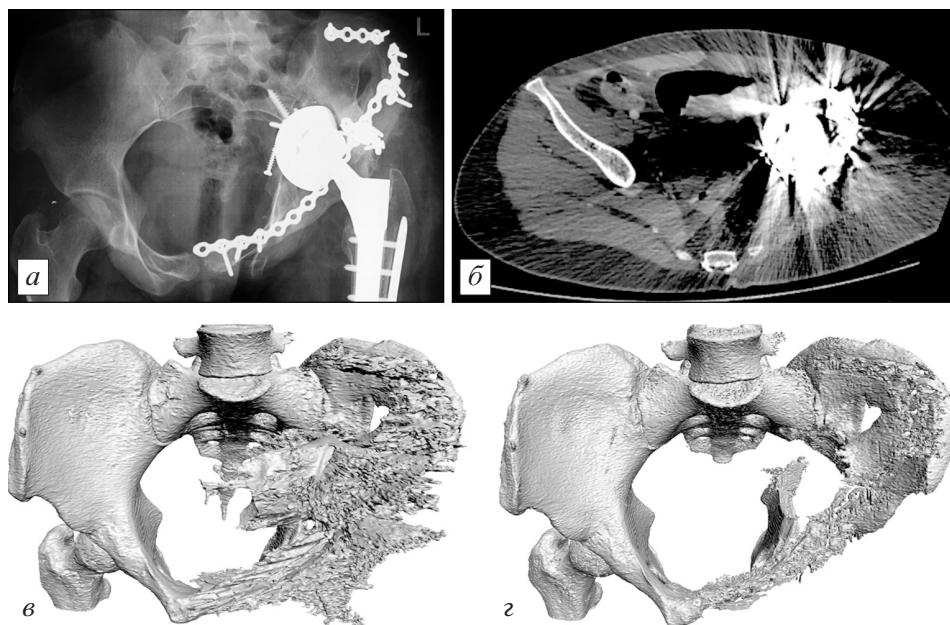


Рис. 2. Визуализация и трехмерная реконструкция таза у больной Л., 24 года, с наличием 4 металлических пластин в области эндопротеза левого тазобедренного сустава (объяснения в тексте).

а — обзорная рентгенограмма тазобедренного сустава; б — томограмма тазобедренного сустава; в — трехмерная реконструкция таза в автоматическом режиме; г — трехмерная реконструкция таза с послойной очисткой от артефактов

Больная Л., 24 года, с наличием 4 металлических пластин в области эндопротеза тазобедренного сустава (рис. 2, а). На томограмме (см. рис. 2, б) наводка от металлических артефактов затрудняет визуализацию состояния костной ткани. Построение трехмерной реконструкции таза в автоматическом режиме (см. рис. 2, в) не позволяет определить величину дефекта и оценить целостность тазового кольца. Построение трехмерной реконструкции таза с послойной очисткой от артефактов (см. рис. 2, г) позволяет наиболее полно отразить пространственные взаимоотношения в тазобедренном суставе и более корректно планировать оперативное вмешательство.

В настоящее время в томографах применяются специальные программные алгоритмы, подавляющие наводку от металлических артефактов (рис. 3). Фильтрация также возможна в специализированных программах для работы с послойными сериями изображений подавления металлических артефактов.

Несмотря на то, что протокол подавления металлических артефактов существенно облегчает очистку изображения, тем не менее, это не позволяет полностью избежать послойного контроля и правки для построения качественной и достоверной трехмерной модели анатомического объекта.

Сложность дополнительной фиксации вертлужных компонентов. Проблема дефицита костной ткани может возникать как при ревизионном, так и при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава при дисплазии или посттравматических деформациях. Первичная фиксация бесцементных вертлужных компонентов методом плотной посадки (press-fit) может быть иногда затруднена или даже невыполнима

из-за недостаточного качества костной ткани или наличия значительных дефектов. В таких ситуациях первичная стабильность компонента достигается установкой дополнительных фиксирующих элементов, чаще всего винтов. При этом, наряду с надежной фиксацией, предполагающей плотный захват резьбовой частью винта участка плотной костной ткани, становится актуальным безопасное формирование каналов сверлами и проведение винтов вне расположения

сосудов и нервов. Трехмерная визуализация анатомических структур и моделирование на данном изображении желаемого положения конструкций на сегодняшний день позволяют упростить выполнение оперативного вмешательства (рис. 4) за счет такой предоперационной навигации.

Возможность изготовления индивидуальных имплантатов. Постоянное увеличение количества операций эндопротезирования крупных суставов и тенденция к установке искусственных суставов в более молодом возрасте ведут в конечном итоге к повышению потребности в ревизионном эндопротезировании [3], поскольку выживаемость имплантатов напрямую зависит от уровня активности пациентов. Даже после удачного первичного протезирования через 15–20 лет пациент может вновь потерять функцию сустава, а результаты ревизионных вмешательств обычно существенно хуже, при этом неудачи после множественных ревизий сопровождаются формированием значительных дефектов костей, затрудняющих возможность установки нового имплантата. При этом пространственная конфигурация обширного дефекта в сочетании с низким качеством сохранившейся кости ограничивают использование стандартных конструкций эндопротезов из-за невозможности обеспечения их надежной первичной фиксации (рис. 5). Очевидно, что в этих условиях целесообразно выполнить трехмерную оценку дефекта и моделирование операции с окончательной оценкой возможности использования типовых конструкций, а при невозможности их установки — подготовить

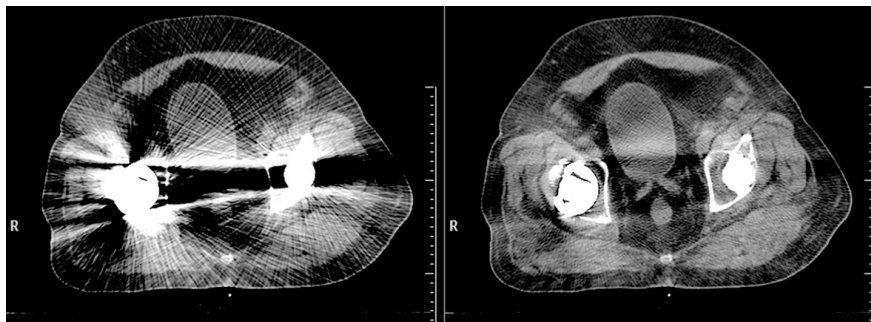


Рис. 3. Компьютерные томограммы одного и того же пациента на одном уровне: слева — выполненные по стандартной технологии, справа — с применением алгоритма подавления металлических артефактов (типичное изображение, предоставленное группой компаний «Philips» в информационных целях)

индивидуальное решение в виде специально изготовленного имплантата.

Индивидуальные имплантаты проектируются на основе предоперационных КТ-снимков с 3D-реконструкцией при помощи технологии быстрого прототипирования, начало которой было положено в прошлом десятилетии. В настоящее время технологии производства позволяют печатать сам имплантат из металла. Потенциальным преимуществом этих компонентов является способность их точного позиционирования и фиксации, что также позволяет индивидуально подходить к каждому пациенту. Имплантат может быть сконструирован с адаптацией к различным поверхностям в зависимости от специфических механических и биологических проблем, для которых он изначально создавался. Например, может быть спроектирована пористая поверхность для обеспечения биоинтеграции с костью, в то время как покрытие свободных участков серебром может снизить контаминацию имплантата микроорганизмами, а полированная поверхность направлена на снижение возможного раздражения окружающих мягких тканей. Индивидуальный имплантат

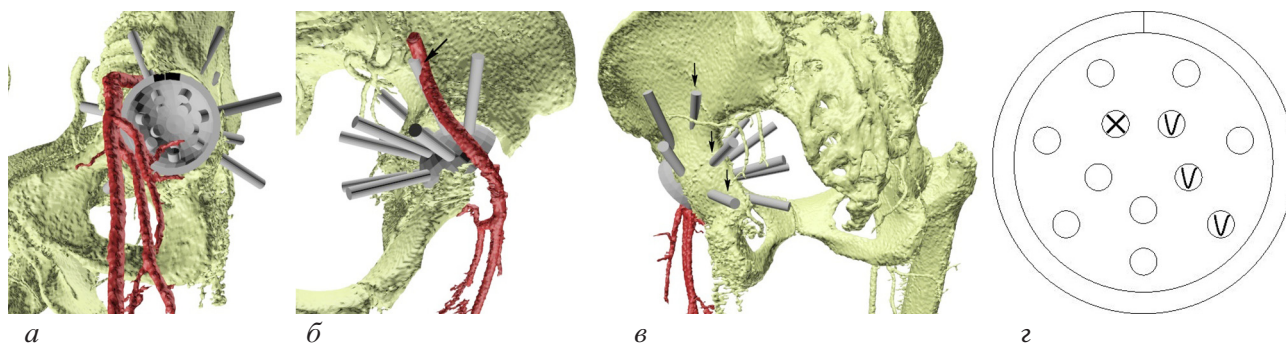


Рис. 4. Визуализация сосудов и планирование установки винтов.

а — общий вид расположения вертлужного компонента в вертлужной впадине; б — расположение винтов по отношению к наружной подвздошной артерии; в — винты, безопасные для введения и с достаточным захватом костной ткани; г — схематичное изображение отверстий на имплантате: X — введение винта опасно, V — введение винта рекомендуется

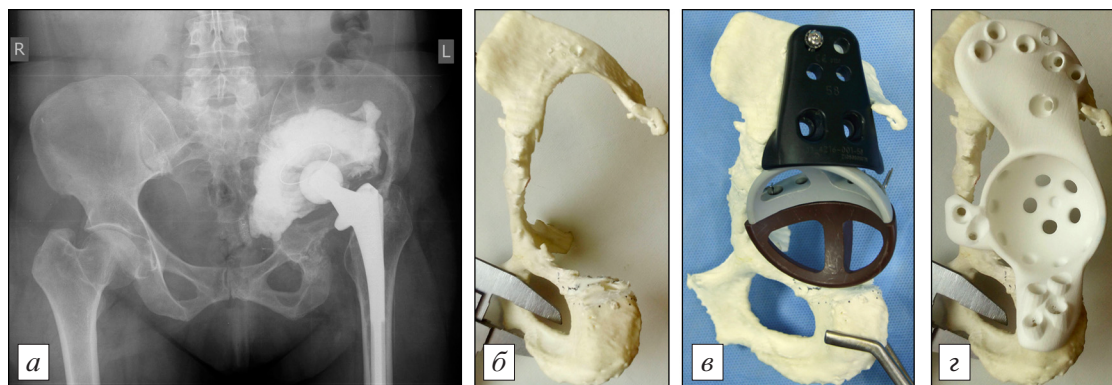


Рис. 5. Построение пластиковых моделей дефекта и имплантата.

а — рентгенограмма дефекта вертлужной впадины IIIb по W.G.Paprosky; б — реконструкция дефекта, напечатанная в пластике; в — планирование операции типовыми конструкциями — недостаточный запас кости для надежной фиксации фрагментов ограничен остатками крыла подвздошной кости; г — пластиковый макет индивидуального вертлужного компонента с трехфланцевой фиксацией

может иметь любую конфигурацию, так, например, для вертлужного компонента создаются фланцы, обеспечивающие фиксацию винтами, при этом являясь единым целым с напечатанной титановой чашкой. В результате точность посадки имплантата на сохранившееся костное ложе пациента минимизирует необходимость дополнительной резекции кости, как это происходит при установке готовых типовых конструкций. Планирование в конструкции винтов с угловой стабильностью может обеспечивать большую надежность и эффективность использования имеющейся кости. Кроме того, при выполнении КТ с контрастированием сосудов, направление и длину блокирующих винтов можно спланировать с обеспечением максимальной фиксации одновременно с минимальным риском повреждения сосудов.

Судя по числу имеющихся публикаций, виртуальное моделирование при хирургических вмешательствах в рутинной практике применяется нечасто, хотя доступность этих технологий существенно возросла к концу XX в. N. Gellrich и соавт. [10] использовали планирование при повреждении глазницы с виртуальной реконструкцией на основе симметрии неповрежденной стороны. С. Marchetti и соавт. [21] применяли виртуальные хирургические инструменты для планирования эстетического влияния перемещения мягких и костных тканей при нарушениях прикуса челюстей и ортогнатических операциях. G. Brown и соавт. [6] проводили виртуальное моделирование для определения траектории чрескожных винтов при операциях на вертлужной впадине. Кроме того, они использовали стереолитографию для разработки шаблонов на основе компьютерной модели. Имеются также публикации, описывающие виртуальное предоперационное планирование в эндопротезировании тазобедренного сустава.

В экспериментальной работе M. Seel и соавт. [28] сообщили, что возможно производство пациент-специфичных шаблонов, которые могут быть практической альтернативой стандартному инструментарию. Предоперационное планирование на виртуальных объектах используется для контроля положения устанавливаемого компонента в сложных ситуациях ревизионного эндопротезирования [26] и при реконструкциях вертлужной впадины [25]. В хирургии переломов таза и вертлужной впадины виртуальное предоперационное планирование в основном применяется для расчета траектории и размера винтов при малоинвазивных доступах и при чрескожной фиксации [5, 6, 30]. Тем не менее, по прошествии 10–15 лет в ежедневной практике ортопеда компьютерные технологии используются относительно редко [7]. Существуют несколько причин, почему внедрение новых технологий происходит медленнее, чем ожидалось. С одной стороны, компьютерные технологии должны сделать выполнение операций более легким и предсказуемым, но с другой стороны — такие системы требуют использования нового, дорогого оборудования и программного обеспечения, а хирурги должны владеть навыками его применения. Кроме того, имеются технические трудности в организации и проведении качественных контролируемых рандомизированных исследований, способных оценить преимущества использования подобных систем [23]. Далее хирурги, имеющие значительный опыт использования определенных ревизионных систем, в большинстве случаев способны решить имеющиеся проблемы без привлечения дополнительных средств и с неохотой изучают все преимущества применения таких технологий [17]. При этом высказывается мнение о том, что хирурги более склонны и преданы своим техническим навыкам и

предпочтениям, нежели применению технологий, требующих новых и иных знаний [7].

Однако существуют ряд программных продуктов, которые могли бы стать отличным биомеханическим инструментом, дополняющим медицинские знания. Такое программное обеспечение позволяет осуществить среди прочего предоперационное планирование, механический анализ и прогнозировать конечный вид анатомической области после выполнения операции. Предоперационное планирование может дополняться реконструкцией анатомических структур и выполнением виртуальной симуляции этапов операции. Модели, при этом сформированные, могут служить основой для инженерного анализа с целью изучения взаимодействия имплантатов и тканей методом конечных элементов, отвечать на вопросы о стабильности первичной фиксации и реакции ткани вокруг имплантата при длительных циклических нагрузках [24]. Развитие метода инженерного сопровождения облегчает врачу процесс принятия правильного решения на каждом этапе лечения, что может быть особенно важным для начинающих специалистов. Однако даже опытным специалистам виртуальная отработка каждого этапа вмешательства может быть полезной, что позволяет в результате существенно сократить время операции, а значит, кровопотерю и другие риски послеоперационных осложнений. Применение сложных процедур планирования просто незаменимо при нестандартных многоэтапных хирургических вмешательствах. Большое преимущество заключается в индивидуальном подходе к каждому пациенту. Исследования планирования операций показали, что инженерная поддержка увеличивает безопасность для пациентов и процент положительных результатов. Междисциплинарное взаимодействие между врачами и инженерами приносит ожидаемые преимущества и повышает качество выполняемых операций. Для оценки перспектив такой деятельности в РосНИИТО им. Р.Р.Вредена создали специальную лабораторию трехмерного моделирования, где в дальнейшем, наряду с планированием операций и проектированием имплантатов, станет возможно выполнение симуляции функционирования искусственных суставов и расчет допустимых пределов биомеханических систем кость — имплантат.

Выводы. 1. Технологии трехмерной визуализации и моделирования уже в настоящее время позволяют упростить восприятие сложных дефектов и деформаций, оценить возможность использования стандартных конструкций имплантатов, определить их правильное пространственное

расположение и обеспечить безопасную фиксацию, а при невозможном применении стандартных конструкций — разработать индивидуальные имплантаты и инструменты для их установки.

2. По мере накопления опыта применения методов прототипирования и аддитивных технологий в хирургии будут более точно сформулированы показания к ним, а использование индивидуально изготовленных имплантатов позволит определить их место в клинической практике.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Применение индивидуальной трехфланцевой конструкции при ревизионном эндопротезировании с нарушением целостности тазового кольца. Клинический случай // Травматол. и ортопед. России. 2016. № 1. С. 10–116.
2. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Показания к ревизионному эндопротезированию тазобедренного сустава, планирование и техника ревизионной операции: Руководство по хирургии тазобедренного сустава / Под ред. Р.М.Тихилова, И.И.Шубнякова. СПб.: РНИИТО им. Р.Р.Вредена, 2015. Т. 2. С. 258–355.
3. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н. и др. Данные регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р.Вредена за 2007–2012 г. // Травматол. и ортопед. России. 2013. № 3. С. 167–190.
4. Anderson D.D., Thomas T.P., Campos Marin A. et al. Computational techniques for the assessment of fracture repair // Injury. 2014. Vol. 45, Suppl. 2. P. 23–31.
5. Attias N., Lindsey R.W., Starr A. et al. The use of a virtual three dimensional model to evaluate the intraosseous space available for percutaneous screw fixation of acetabular fractures // J. Bone Joint. Surg. Br. 2005. Vol. 87. P. 1520–1523.
6. Brown G.A., Firoozbakhsh K., Gehlert R.J. Three-dimensional CT modeling versus traditional radiology techniques in treatment of acetabular fractures // Iowa Orthop. J. 2001. Vol. 21. P. 20–24.
7. Cimerman M., Kristan A. Preoperative planning in pelvic and acetabular surgery: the value of advanced computerised planning modules // Injury. 2007. Vol. 38. P. 442–449.
8. Cleary K., Peters T.M. Image-guided interventions: technology review and clinical applications // Ann. Rev. Biomed. Eng. 2010. Vol. 12. P. 119–142.
9. Deserno T.M., Aach T., Amunts K. et al. Advances in medical image processing // Comput. Sci. Res. Dev. 2011. Vol. 26. P. 1–3.
10. Gellrich N.C., Schramm A., Hammer B. et al. Computer-assisted secondary reconstruction of unilateral posttraumatic orbital deformity // Plast. Reconstr. Surg. 2002. Vol. 110. P. 1417–1429.
11. Handels H., Ehrhardt J., Plötz W., Pöpl S.J. Simulation of hip operations and design of custom-made endoprostheses using virtual reality techniques // Methods Inf. Med. 2001. Vol. 40. P. 74–77.
12. Handels H., Ehrhardt J. Medical image computing for computer supported diagnostics and therapy — advances and perspectives // Methods Inf. Med. 2009. Vol. 48. P. 11–17.
13. Handels H., Ehrhardt J., Plötz W., Pöpl S.J. Three-dimensional planning and simulation of hip operations and computer-assisted construction of endoprostheses in bone tumor surgery // Comput. Aided. Surg. 2001. Vol. 6. P. 65–76.
14. Handels H., Horsch A., Meinzer H.P. Advances in medical image computing // Methods Inf. Med. 2007. Vol. 46. P. 251–253.
15. Healy D.A., Murphy S.P., Burke J.P., Coffey J.C. Artificial interfaces («AI») in surgery: historic development, current status and

- program. implementation in the public health sector // *Surg. Oncol.* 2013. Vol. 22. P. 77–85.
16. Horsch A., Deserno T.M., Handels H. et al. Special Issue: BVM 2007 German conference on medical image processing // *Int. J. Comp. Ass. Rad. Surg.* 2008. Vol. 2. P. 253–254.
 17. Langlotz F., Bachler R., Berlemann U. et al. Computer assistance for pelvic osteotomies // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1998. Vol. 354. P. 92–102.
 18. Lehmann T.M., Aach T., Witte H. Sensor. Signal and image informatics. State of the art and current topics // *Methods Inf. Med.* 2006. Vol. 47 (Suppl. 1). P. 57–67.
 19. Lehmann T.M., Meinzer H.P., Tolxdorff T. Advances in biomedical image analysis past, present and future challenges // *Methods Inf. Med.* 2004. Vol. 43. P. 308–314.
 20. Maratt J.D., Srinivasan R.C., Dahl W.J. et al. Cloud-based preoperative planning for total hip arthroplasty: a study of accuracy, efficiency, and compliance // *Orthopedics.* 2012. Vol. 35. P. 682–686.
 21. Marchetti C., Bianchi A., Bassi M. et al. Mathematical modeling and numerical simulation in maxillo-facial virtual surgery (VISU) // *J. Craniofac. Surg.* 2006. Vol. 17. P. 661–667.
 22. Marchetti C., Bianchi A., Muyldermans L. et al. Validation of new soft tissue software in orthognathic surgery planning // *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 2011. Vol. 40. P. 26–32.
 23. Mohsen A.M., Phillips R. Letter of the reviewers — update on CAOS projects // *Injury.* 2004. Vol. 35 (Suppl. 1). P. S-A2–5.
 24. Morrey B.F. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989. Vol. 249. P. 169–175.
 25. Munjal S., Leopold S.S., Kornreich D. et al. CT-generated 3-dimensional models for complex acetabular reconstruction // *J. Arthroplasty.* 2000. Vol. 15. P. 644–653.
 26. Rommens P.M., Hessmann M.H. Acetabulum fractures // *Unfallchirurg.* 1999. Vol. 102. P. 591–610.
 27. Scholl I., Aach T., Deserno T.M., Kuhlen T. Challenges of medical image processing. From kilo- to terabyte // *Comput. Sci. Res. Dev.* 2011. Vol. 26. P. 5–13.
 28. Seel M.J., Hafez M.A., Eckman K. et al. Three-dimensional planning and virtual radiographs in revision total hip arthroplasty for instability // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2006. Vol. 442. P. 35–38.
 29. Tolxdorff T., Deserno T.M., Handels H., Meinzer H.P. Advances in medical image computing // *Methods. Inf. Med.* 2009. Vol. 48. P. 311–313.
 30. Tonetti J., Cloppet O., Clerc M. et al. Optimal placement of ilio-sacral screws: 3D computed tomography simulation // *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 2000. Vol. 86. P. 360–369.
 31. Tsumura H., Kaku N., Ikeda S., Torisu T. A computer simulation of rotation acetabular osteotomy for dysplastic hip joint: does the optimal transposition of the acetabular fragment exist? // *J. Orthop. Sci.* 2005. Vol. 10. P. 145–151.
 32. Wu X.B., Wang J.Q., Zhao C.P. et al. Printed three-dimensional anatomic templates for virtual preoperative planning before reconstruction of old pelvic injuries: initial results // *Chin. Med. J. (Engl.).* 2015. Vol. 128. P. 477–482.

Поступила в редакцию 06.04.2016 г.

A.N.Kovalenko, I.I.Shubnyakov, S.S.Bilyk,
A.O.Denisov, R.M.Tikhilov

POSSIBILITIES OF MODERN TECHNOLOGIES OF VISUALIZATION AND MODELING IN ORTHOPEDICS AND THEIR ROLE IN DEVELOPMENT OF INDIVIDUAL CONSTRUCTIONS IN HIP ARTHROPLASTY

R.R.Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Saint-Petersburg

The article presents the authors' experience. Medical visualization is applied in orthopedics on all stages such as diagnostics, treatment planning and control of the results. Modern approaches in instrumental diagnostics and specialized application-dependent software allowed a new qualitative level of orthopedics and medical care in different areas of medicine. Modern technologies gave a lot of opportunities to doctors in order to improve diagnostics at higher level, make an individual planning of operations and built individual implants, when it wasn't possible to use standard constructions.

Key words: *visualization, modeling, orthopedics, individual constructions, hip joint*