

## 3D-моделирование и 3D-печать модели костей в клинической ортопедии: первый опыт и прагматика

Н.К. Терновой<sup>1</sup>, Н.Н. Колотилов<sup>3</sup>,  
В.В. Вовк<sup>1</sup>, Е.В. Туз<sup>1</sup>,  
А.А. Нечай<sup>2</sup>, Ю.М. Калиновский<sup>1</sup>

Институт экспериментальной патологии, онкологии и радиобиологии им. Р.Е. Кавецкого НАН Украины<sup>1</sup>  
Компания «UYAWA»<sup>2</sup>  
Институт ядерной медицины и лучевой диагностики НАМН Украины<sup>3</sup>

Больные со злокачественными и метастатическими опухолями костей (особенно таза и нижних конечностей) – одна из самых тяжелых категорий пациентов, нуждающихся в проведении эффективного органосохраняющего лечения, в частности, применения костнозаместительной хирургии и эндопротезирования крупных суставов. Поэтому всестороннее планирование операции – один из важнейших критериев ее успешного проведения, отличных и хороших непосредственных и отдаленных функциональных результатов, качества жизни больного [1-4].

Онкологические ортопедические операции могут значительно различаться по объему, продолжительности, сопутствующей кровопотере, что во многом зависит от вида новообразования, его размеров и локализации, мануальных навыков и способности хирурга перестроить их без потери качества в соответствии с детально персонифицированной на диагностических изображениях анатомией конкретного больного [4, 7, 8].

В рентгенологии многие диагностические задачи решают относительно точно при анализе 2D изображений сечений той или иной области тела. Однако при планировании хирургических операций в ортопедии, травматологии, в имплантологии, в черепно-лицевой хирургии и в других областях медицины необходимо рассмотрение зоны операции больного в целом со всеми её сложностями, аномалиями и дефектами. И поэтому возникает проблема создания точных и реалистичных визуальных 3D представлений объектов по томографическим данным технологий медицинской визуализации [5, 6, 10-12, 14, 18].

Результаты ортопедических операций зависят от точности предоперационного планирования и интраоперационного исполнения, на-

пример, при стандартном планировании схема хирургического вмешательства выполняется на скиаграмме – 1D рентгеновском изображении. Металлоконструкция для остеосинтеза подбирается на основе «прикладывания» к рентгенограмме [1-4, 7, 8]. Визуализация при помощи 1D скиаграммы не может передать истинную пространственную конфигурацию, например, даже бедренной кости. В ходе хирургического вмешательства при совмещении 1D модели и реальной 3D кости неизбежно возникают субъективные погрешности, вызывающие искажение заданных параметров, что приводит к грубым ошибкам и, как следствие, к повторным операциям и к снижению функциональных результатов и качества жизни больного.

Сложность, а, следовательно, и опасность выполняемых хирургических операций требуют значительно более полных превентивных знаний об опухоли (и её макро- и микроокружении) того или иного больного и максимально точной персонализации всех этапов хирургического вмешательства. Необходимость исключительно правильного выбора тактических пациент-ориентированных решений, обеспечение полноценной подготовки операций во всем их многообразии существенно повышают требования к информации диагностических КТ изображений [17, 18, 20].

Для дооперационного планирования и тренинга в той или иной мере используются технологии симуляции реальности [3, 5, 6, 10, 12, 17, 19, 20]: **механический тренажер** (тренажер, выполненный из различных материалов, с помощью которого осваиваются отдельные практические навыки: инъекции, пункции, катетеризация); **муляж** (модель органа или части тела в натуральную величину, не обладающая тактильными, анатомическими и функциональными характеристиками воспроизводимо-

го объекта); **фантом** (модель органа или части тела в натуральную величину, обладающая рядом тактильных и функциональных характеристик воспроизводимого объекта); **манекен** (механическая полноростовая модель низкой степени реалистичности, с помощью которой отрабатываются базовые практические навыки и умения: сестринские и врачебные манипуляции, транспортировка, неотложка); **виртуальный тренажер** (симулятор на основе компьютера с программным обеспечением и электронно-механической периферии); **манекен** (имитатор пациента на основе механической полноростовой модели человека с электронными устройствами, которые дают оценку правильности выполнения манипуляции звуком, светом); **робот** (симулятор пациента высшего класса реалистичности, имеет сложную электронно-механическую конструкцию, которая на основе программного обеспечения реалистично имитирует физиологические реакции пациента в ответ на проводимое манипуляции, введение медикаментов).

По реалистичности персонифицированного анатомического воспроизведения, биомеханическим, тактильным и псевдофункциональным характеристикам, экономичности (несмотря на одноразовое применение), достигаемым результатам наиболее оптимальным является фантом – 3D модель органа или части тела в натуральную величину, полученная путём 3D-печати виртуальной 3D-модели на основе серии КТ изображений.

**3D-печать** – воспроизведение цифровых данных (3D-модели) любого объекта в виде его твердотельной модели, репродуцирование (синонимы – матрицирование, восстановление, воспроизводство) объекта производится послойно, путём создания и интеграции отдельных сечений. Технически технологии 3D-печати отличаются друг от друга по типу прототипирующего материала и способам его нанесения. Наибольшее распространение получили такие технологии 3D-печати: стереолитография, лазерное спекание порошковых материалов, технология струйного моделирования, послойная печать расплавленной полимерной нитью, технология склеивания порошков.

Изучение и использование 3D-печати – первый шаг к освоению технологии **3D-биопринтинга** – технологии создания объёмных моделей на клеточной основе,

при которой сохраняются функции и жизнеспособность клеток [13, 15]. Технология 3D-биопринтинга для изготовления биоконструкций состоит в размещении клеток на биосовместимой основе, с использованием послойного метода генерации 3D структур биологических тканей.

Рентгеновская компьютерная томограмма является цифровым диагностическим изображением, которое представляет собой массив (матрицу изображения, состоящую из 512 x 512 или 1024 x 1024 пикселей) цифр, воспроизводящий физико-химические и биологические свойства, формы биообъекта через 1 характеристику – рентгеновскую плотность [9]. Последовательный набор томограмм, полученный в результате сканирования того или иного участка тела, представляет собой совокупность плоских, аксиальных сечений, которые формируют 3D массив данных, на основе которого в результате постпроцессинга (на этом этапе развития технологий – продукт совместной работы хирурга, радиолога и медицинского физика) создаётся виртуальная 3D модель любого участка тела, по которой 3D принтер воспроизводит физическую 3D модель в соотношении 1:1. Созданная 3D модель в определённой степени идеальна для изучения анатомии и отработки хирургических навыков предстоящей операции с учетом индивидуальных особенностей конкретной анатомической области [14]. Персонификация анатомии достигается именно благодаря созданию 3D-модели на основе данных, полученных при КТ обследовании пациента. Сегодня при лечении аномалий развития, сложных переломов, распространенных новообразований активно осваиваются технологии 3D моделирования и 3D печати: в англоязычной аббревиатуре CAD (computer-aided design) и CAM (computer-aided manufacturing) [14, 20]. Эти технологии позволяют изготавливать персонифицированные хирургические модели из различных материалов на основе данных КТ обследования пациентов. На такой модели можно более точно изучить проблемную область, увидеть удобные доступы, смоделировать предстоящую операцию, спланировать объем резекции опухоли (анализ патологического очага с различных точек зрения, выбор оптимальных доступов, определение локализации опасных зон, расположения сосудов, прилегания соседних органов), протестировать инструменты, рассчитать тайминг,

заказать печать персонализированных металлоконструкций (пластин, кейджей, металлических сеток) для идеально точного восстановления анатомии резецированного объема при реконструкции пострезекционного дефекта ауто- или аллокостью, биоккомпозитными материалами [4].

Преимущества симуляционного тренинга на 3D модели: максимальное погружение в реальность с ярко выраженным практическим акцентом; возможность сфокусироваться на специфических компонентах сложного навыка, чтобы совершенствовать их с желаемой продолжительностью и частотой тренировок (например, навыки разработки канала бедренной кости и вертлюжной впадины, персонализированной установки компонентов эндопротеза, например, угол антеторсии, ротация ножки эндопротеза, глубина погружения компонентов); регулярный тренинг навыков на модели позволяет автоматизировать психомоторный компонент (энграмму), что дает возможность эффективнее сконцентрироваться на других аспектах операции, усилить ситуационную осведомленность (сенсорное восприятие элементов обстановки и их значение, а также проецирование их в ближайшее будущее); получение клинического опыта без риска для пациента; практическое освоение и решение вариативных клинических сценариев; объективная оценка достигнутого уровня личного мастерства; не ограничено количество повторов отработки навыка; тренинг в удобное время, независимо от работы клиники; право на ошибку, что позволяет на них учиться; возможность обучения медицинским вмешательствам при редко встречаемых и жизнеугрожающих патологиях; перенос части функций преподавателя на 3D модель; снижение стресса при первых самостоятельных манипуляциях [3].

Описан опыт лечения 59 больных, страдающих раком пищевода, с 2010 по 2015 г. Из них 52 (88,1 %) выполнена спиральная компьютерная томография и 7 (11,9 %) – магнитно-резонансная томография с 3D-моделированием. 37 пациентам (62,7 %) выполнена эндоскопическая сонография с последующей интеграцией данных в 3D-модель. По данным 3D-модели была оценена локализация и протяженность карциномы пищевода, ее связь с соседними структурами средостения, выраженность внутрибрюшной и внутригрудной лимфаденопатии. На основании полученных данных

планировался объем комбинированных вмешательств и вариант лимфодиссекции. После оперативного лечения годичная, трехлетняя и пятилетняя выживаемость составила 96,15; 42,30 и 19,6 % соответственно [11].

Хирургическое лечение 22 больных с доброкачественными и злокачественными опухолями плечевой, локтевой и лучевой костей с использованием одномоментной костной пластики образовавшихся дефектов индивидуальными имплантатами из костнозамещающего вещества, изготовленными с применением 3D печати, обеспечило значительное улучшение функции пораженной верхней конечности и качества жизни пациентов. Использование 3D технологии создания имплантатов позволило прецизионно и одномоментно заместить костные дефекты любой формы, сложности и размеров, упростить технику операции [7].

По мнению [10], эффективность физических 3D моделей в повышении эффективности клинических процедур, в сокращении требуемого для них времени, в повышении качества обучения врачей, а также в снижении уровня тревожности у пациентов – это темы для дальнейших исследований. В настоящее время еще недостаточно данных для понимания того, дают ли персонализированные физические модели, указанные выше преимущества. Все более активное использование 3D-печатных моделей в работе хирургов стимулирует появление аддитивных центров, которые специализируются на производстве таких изделий на заказ. Больницы и частные клиники, не имеющие возможности приобретения собственного 3D-принтера, обращаются в подобные компании для печати образцов на основе данных КТ-исследований.

Отметим бюджетные организации в СНГ, занимающие лидирующее положение по проблеме: Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, Национальный исследовательский технологический университет „МИСиС“», Институт нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко, Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томский государственный университет, Национальный медико-хирургический Центр им. Н.И. Пирогова, Москва, МГТУ им. Н. Э. Баумана.

**Цель статьи** – изложить первый опыт освоения 3D-печати в ортопедии на примере костей и сосудов таза и применения 3D-модели для совершенствования мануальных навыков и планирования операций.

## Материал и методы исследования

Перед оперативным вмешательством обследовано 16 больных, из них с гетеротопическими разрастаниями в области обоих тазобедренных суставов 3 наблюдения, переломами вертлужной впадины – 4, асептической нестабильностью эндопротеза тазобедренного сустава – 5, остеосаркомой вертлужной впадины – 4. Контрольная группа была составлена на основе анализа архивных историй болезни 19 пациентов, прошедших лечение с аналогичными диагнозами (4, 5, 6 и 4 наблюдений соответственно). Больные прошли КТ-обследования костей таза. На основе полученных томограмм для каждого больного была составлена и напечатана персональная 3D модель костей таза. Для печати использовался 3D принтер Creatbot D600 (Китай) со следующими характеристиками: область печати: 600x600x600 мм<sup>3</sup>; количество сопел: 2 (3 – опционально); диаметр сопла: 0,4 мм (0,3, 0,5, 0,8, 1,0 мм – опционально); минимальная толщина: 0,05 мм; точность позиционирования: ось XYZ – 0,01 мм; скорость печати 120 мм/с; скорость перемещения 200 мм/с; температура сопла макс. 250°C (400°C опционально); температура подогрева стола макс. 100°C; материалы нити PLA, ABS, Carbon Fiber, Wood, Nylon, PC, PETG, HIPS, PP, Flexible, TPU, PVA и т.п.; диаметр нити 3,0 мм (по выбору 1,75 мм); ОС платформы: Windows, Linux, Mac OS, OSX; программное обеспечение: многоязычная версия CreatBot; возможность автономной печати с SD-card; формат файла: GCO, GCode, STL, OBJ, AMF; управляющий чип ATmega 2560; размер ЖК-дисплея 4,3 (монохромный многоязычный); габариты 915x845x1085 мм<sup>3</sup>; вес 125 кг (рис. 1).

Процесс создания модели состоял из следующих этапов.

1 этап – формирование набора медицинских изображений, которые получены при КТ или МРТ обследовании больного и сохраняются в виде 2D-срезов в формате DICOM [15, 17]. Качество и точность реконструкции 3D-модели напрямую зависят от количества и качества полученных первичных медицинских изображений, в связи с чем для отображения тонких деталей рекомендуется использовать компьютерный томограф или магнитно-резонансный томограф с «шагом» менее 1 мм.



Рис. 1. 3D принтер Creatbot D600 (Китай).

2 этап (блюпринт) – обработка 2D-изображений в DICOM-формате для улучшения их качества: повышения контрастности, четкости, фильтрации шумов.

3 этап (блюпринт) – регистрация улучшенных 2D-изображений для их приведения к единой системе координат [10, 16] и выполнение сегментации для формирования точной анатомической компьютерной 3D-модели. В результате математического моделирования поверхности получают цифровые воксельные модели в формате STL (Stereolithography) [18]. Преобразование DICOM-файлов в STL формат (8-10 минут, время работы зависит от производительности компьютера).

4 этап (блюпринт) – реконструированная 3D-модель редактируется хирургом (совместно с радиологом и медицинским физиком) для детального осмотра зоны интереса, для анализа ее геометрических размеров, синтопии, выявления аномалий и отклонений в строении, формирования диагноза (от 10 минут и до 1 часа).

5 этап (блюпринт) – импортирование модели в САД-систему для разработки идеально персонифицированной 3D-модели органа (10-20 минут).

6 этап – идеально персонифицированная 3D-модель передается на принтер, который по технологии быстрого прототипирования создает

физическую 3D-модель. Время печати в зависимости от объема модели и требуемых параметров может составлять от нескольких часов до нескольких суток непрерывной работы принтера.

В качестве материала для создания физической 3D-модели использован пластик ПЛА (PLA, полилактид) – наилучший материал для освоения печати моделей на 3D принтере, более экологичный и безопасный, чем другие материалы, поскольку для его синтеза используются природные ресурсы (например, кукурузный крахмал). ПЛА производится из растительных материалов, разлагается за 2 года. Органолептически ПЛА очень гладкий, и именно из него печатают подшипники для моделей (что весьма привлекательно при 3D моделировании коленного и тазобедренного сустава). Благодаря своей биосовместимости, полилактид широко применяется в медицине для производства хирургических нитей и имплантов, а также в системах доставки лекарств (материал капсул).

Модель из ПЛА очень быстро затвердевает при использовании вентилятора для охлаждения. ПЛА минимально деформируется при изменении температуры, в том числе при остывании после печати, что обеспечивает стабильность размеров.

Печать выполнена методом послойного наплавления (англ. *Fused deposition modeling – FDM*). Технология аддитивного производства FDM подразумевает создание трехмерных объектов за счет нанесения последовательных слоев материала, повторяющих контуры цифровой модели. Как правило, в качестве материалов для печати выступают термопластики, поставляемые в виде катушек нитей или прутков (табл. 1).

**Таблица 1.**  
**Показатели режима печати.**

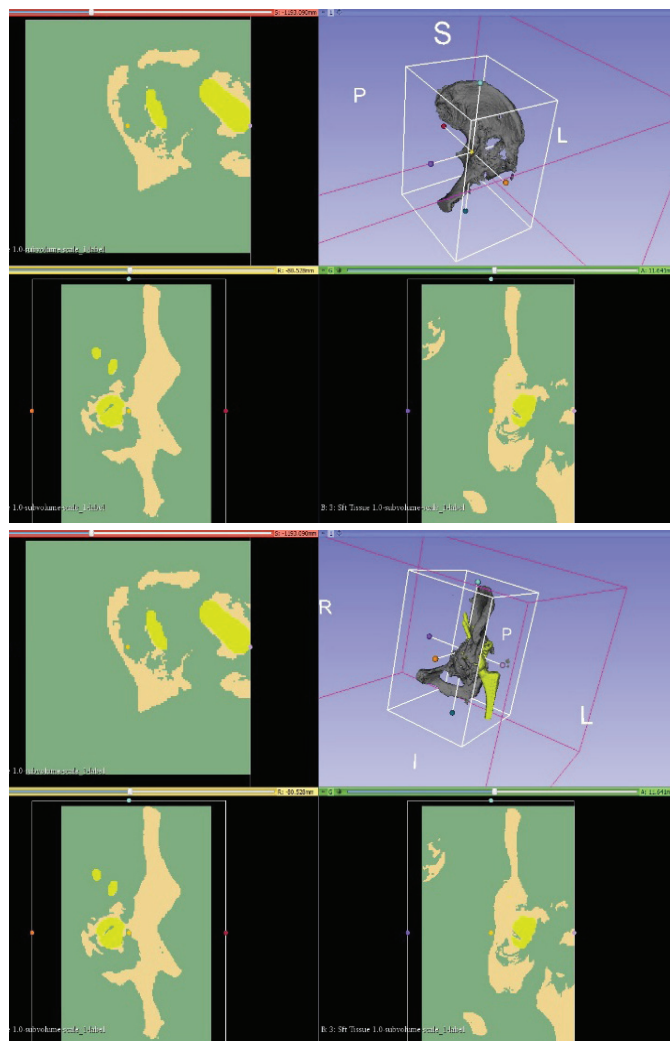
Показатели	Значения
Плотность материала	1,2 кг/м <sup>2</sup>
Диаметр нити	3 мм
Оптимальная температура печати	210 – 255 °С
Температура размягчения	~ +50°С
Температура плавления	+190 °С
Предел прочности на разрыв	40 МПа
Коэффициент удлинения	30%

Работа соответствует положениям Хельсинкской декларации, принятой в июне 1964 г. (Хель-

синки, Финляндия) и пересмотренной в октябре 2000 г. (Эдинбург, Шотландия). От каждого пациента получено информированное согласие.

## Результаты и их обсуждение

Процесс создания модели и конечный продукт представлены на рисунках 2-7.

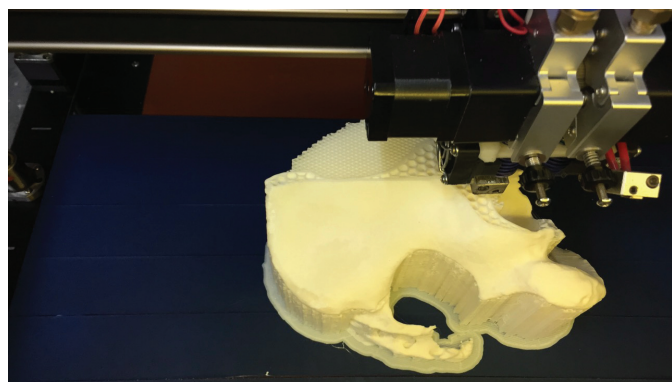


**Рис. 2.** Асептическая нестабильность тазового и бедренного компонентов эндопротеза тазобедренного сустава с дефектом вертлужной впадины слева.

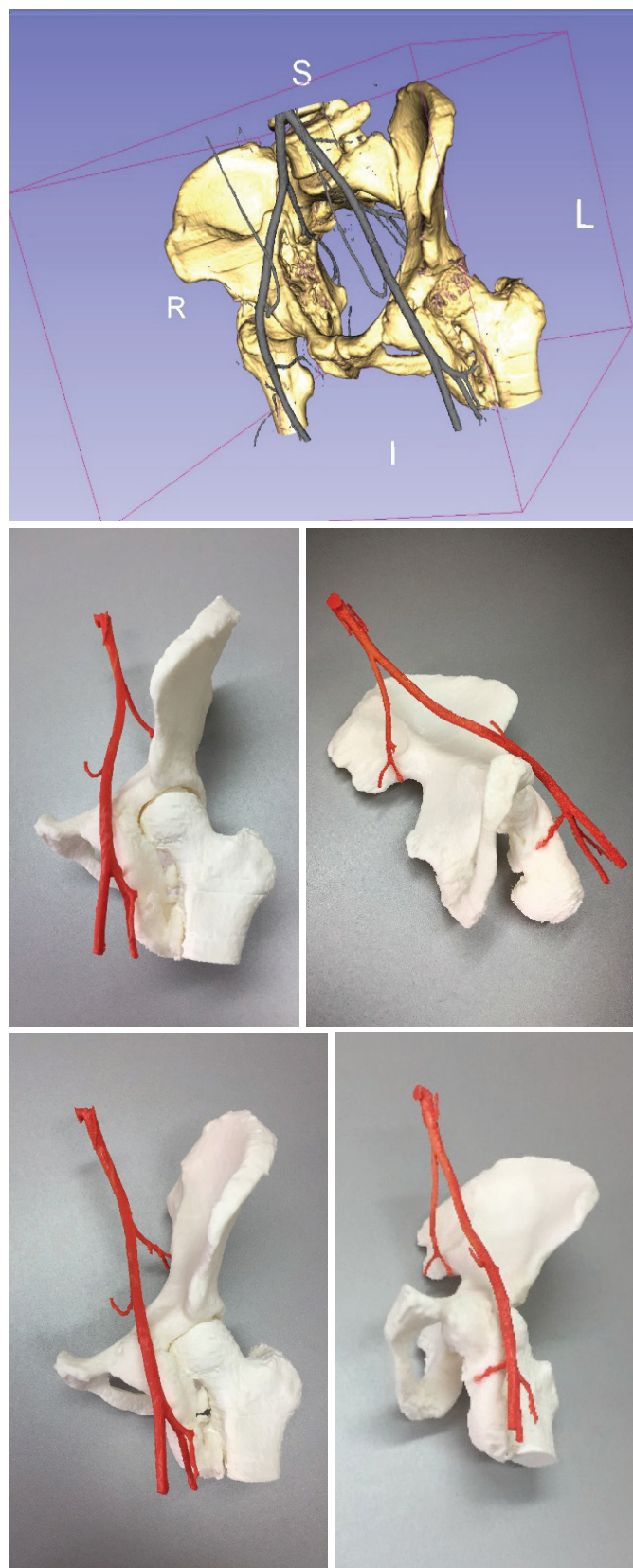
На основе планирования операционные вмешательства выполнены у 16 больных. Сопоставление влияния вариантов планирования в основной и контрольных группах на показатели качества эндопротезирования (проанализирован минимальный набор очевидных показателей) в 2 группах больных представлено в таблице 2.



**Рис. 3.** Гетеротопические разрастания обоих тазобедренных суставов. Этапы проектирования 3D-модели из томограмм в программе CreatBot.



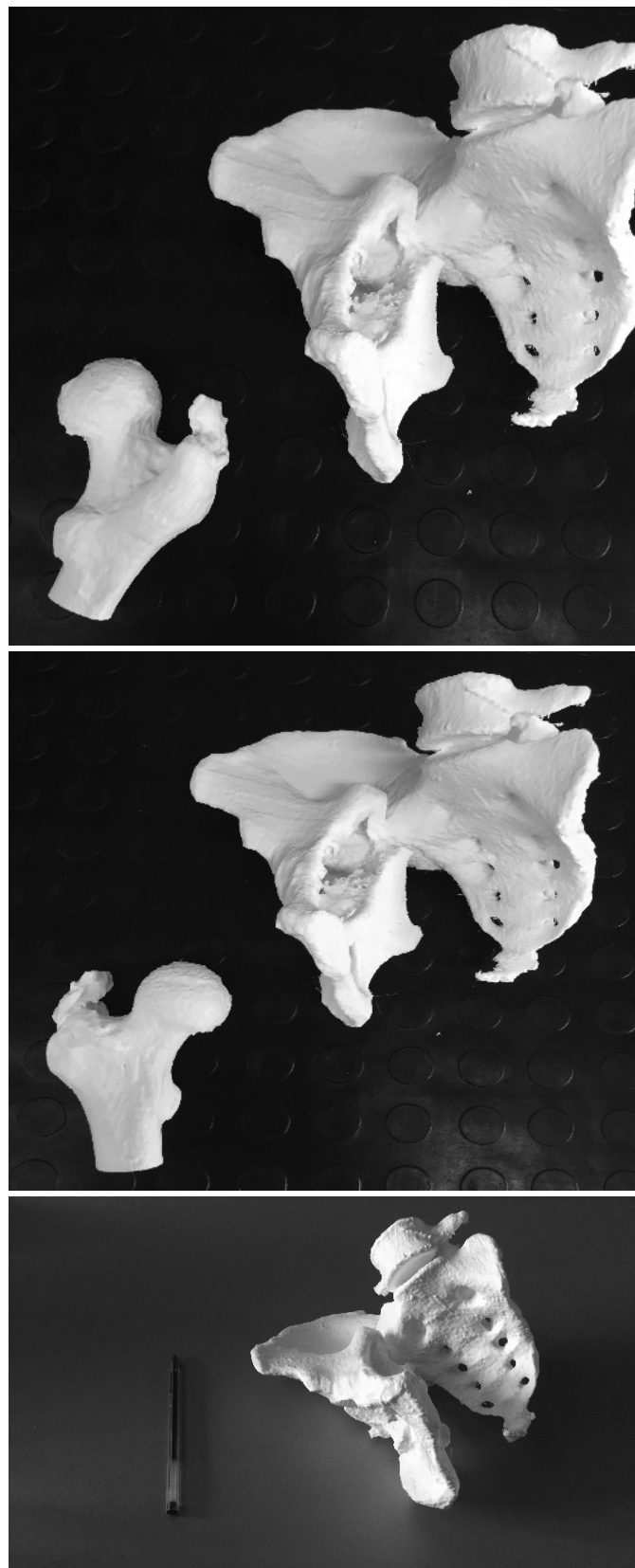
**Рис. 4.** Процесс печати модели костей таза на 3D принтере.



**Рис. 5.** Гетеротопические разрастания в области левого тазобедренного сустава. Проект 3D-модели. 3D модель левого тазобедренного сустава с сегментом подвздошной артерий и бифуркацией в различных проекциях.



**Рис. 6.** Двухсторонние гетеротопические разращения обоих тазобедренных суставов. 3D-модель костей таза в различных проекциях.



**Рис. 7.** Перелом вертлужной впадины с дефектом таза справа. 3D-модель крестца и правой части таза: 0 и 1 – 3D-модель крестца и правой части таза, а также проксимальная часть бедренной кости 2 и 3 – в сравнении с шариковой ручкой.

**Таблица 2.**  
**Сопоставление показателей качества лечения.**

Критерии	Группы	
	контрольная (n= 19)	основная (n= 16)
Уменьшение травматичности операции		
уменьшение размера доступа	–	на 5 – 15 мм
уменьшение кровопотери за счет сокращения времени операции и травматизации тканей	1,0-1,5 л	0,7-1,0 л
повышение точности установки компонентов эндопротеза (тазового и бедренного компонентов, углы наклонов и ротаций)	25-30%	15%
Улучшение функциональных результатов – полное восстановление функций конечности	8-10 недель	4-6 недель
Сокращение времени операции*	3,0-3.5 часа	2,0-2,5 часа

\*ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава

Планирование и тренинг на физической 3D-модели могут сократить продолжительность обучения для достижения компетентности в оперативных навыках по сравнению с обычной клинической хирургической практикой [7, 10].

Сокращение времени операции ведёт к экономии физических и психоэмоциональных ресурсов хирурга, операционной бригады и материальных ресурсов больницы (расходы на персонал, лекарственные средства, электроэнергию), а также к их рациональному использованию (возможность увеличения количества операций).

## Выводы

Созданные на основе КТ цифровых изображений 3D-модели костей таза обладают анатомическими соответствиями с прототипом по всем размерам: длине артериального сегмента, калибру и толщине стенки сосуда, в точности соответствуют строению органов конкретного больного с учетом только ему присущих особенностей строения и синтопии близлежащих органов.

Отработка хирургических доступов и приемов позволяет сократить время операции и длительность наркоза, уменьшить травматизацию тканей и кровопотерю.

Алгоритм планирования операции, тренинг, постоянно реализуемый на 3D-модели, позволяют стабильно поддерживать высокий уровень

реализации хирургических навыков. Представляется закономерным, что применение симуляционных технологий со временем будет способно улучшить результаты лечения пациентов, повысить его безопасность [17-20].

Использование 3D-печати для предоперационного планирования и тренинга операций является перспективным направлением в медицине.

**P.S.** С 2017 г. начато издание журнала **Journal of 3D Printing in Medicine (3D-печать в медицине)**. ISSN (печать): 2059-4755; ISSN (онлайн): 2059-4763. Периодичность: 4 номера в год. Онлайн-сообщество: 3DMedNet.

**Информация о финансировании и конфликте интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

## Литература

1. Анализ современных технологий и материалов в эндопротезировании / Г. П. Котельников, А. В. Колсанов, А. Н. Николаенко [ и др.] // Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. – 2016. – № 4. – С.18-24.
2. Багатурия Г. О. Перспективы использования 3D-печати при планировании хирургических операций / Г.О. Багатурия // Медицина: теория и практика. – 2016. – №1. – С. 26-35.
3. Блаженко А. Н. Возможности симуляционного обучения в травматологии и ортопедии



- / А. Н. Блаженко, Е. Г. Лысых, О. И. Архипов // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2016. – № 4-1. – С. 59-60.
4. Виленский В. А. Планирование и коррекция деформаций длинных костей на основе использования моделей трехмерной печати (Предварительное сообщение) / В. А. Виленский, С. Ю. Усов, Л. Н. Соломин // Гений ортопедии. – 2015. – №1. – С. 34-39.
5. Гузеева Е. Б. Трехмерное моделирование по результатам спиральной компьютерной томографии с болюсным контрастным усилением как основа выполнения виртуальных хирургических операций на органах брюшной полости и забрюшинного пространства [Текст] : автореф. дис. на соискание уч. степени д-ра мед. наук : спец. 14.00.27 «Хирургия»; 14.00.19 «Лучевая диагностика, лучевая терапия» / Е. Б. Гузеева; [Ин-т хирургии РАМН]. – Москва, 2002. – 48 с.
6. Иоаннидес Ф. Комплексная мультимедийная программа выполнения хирургических вмешательств на среднем ухе: дис. ... кандидата мед. наук : 14.01.03 / Иоаннидес Георгиос Форбес; [Московский научно-практический центр оториноларингологии]. – Москва, 2014. – 102 с.
7. Карякин Н. Н. Хирургическое лечение пациентов с опухолями длинных трубчатых костей верхних конечностей с использованием индивидуальных имплантатов из костнозамещающего материала, созданных по технологиям 3D-печати / Н. Н. Карякин, Р. О. Горбатов, А. Е. Новиков // Гений ортопедии. – 2017. – Т. 23, № 3. – С. 323-330.
8. Каримов К. К. Диагностика и хирургическое лечение нестабильных полифокальных повреждений таза: дис. ... кандидата мед. наук : 14.01.15 / Каримов Киемиддин Камолиддинович; [Башкирский государственный медицинский университет]. – Уфа, 2010. – 78 с.
9. Колотилов Н. Н. Неопределённость радиологической идентификации злокачественной опухоли / Н. Н. Колотилов, Т. А. Малышева // Лучевая диагностика, лучевая терапия. – 2016. – № 4. – С. 76-82.
10. Котельников Г. П. Применение 3d-моделирования и аддитивных технологий в персонифицированной медицине / Г. П. Котельников, А. В. Колсанов, А. Н. Николаенко // Саркомы костей, мягких тканей и опухоли кожи. – 2017. – № 1. – С. 20-26.
11. Павелец К. В. 3D-моделирование в оценке возможности выполнения хирургического вмешательства при раке пищевода / К. В. Павелец, А. А. Лойт, Д. С. Русанов // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2016. – № 2 (57). – С. 57–62. DOI:10.17223/1814147/57/09.
12. Соловьева О. А. Разработка методов эндодонтического лечения зубов, основанных на применении цифровых технологий: автореф. дис. на соискание уч. степени д-ра мед. наук : спец. 14.01.14 / Соловьева Оксана Александровна; [ЦНИИ стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Росмедтехнологий]. – Москва, 2016. – 50 с.
13. Целуйко С. С. Регенеративная биомедицина: достижения и перспективы / С. С. Целуйко, В. А. Кушнарев // Амурский медицинский журнал. – 2016. – №1 (13). – С. 7-15.
14. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review / J. Abduo // J. Oral Implantol. – 2014. – Vol. 40, No 6. – P. 758-766.
15. Mironov V., Kasyanov V., Markwald R. Organ printing: from bioprinter to organ biofabrication line/ // Current Opinion in Biotechnology. – 2011. – №22. – P. 667-673.
16. Manyi Wang. The trend towards in vivo bioprinting / Wang Manyi // International Journal of Bioprinting. – 2015. – Vol. 1. – P. 15-26.
17. Martelli N. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review / N. Martelli, C. Serrano, H. van den Brink // Surgery. – 2016. – 159 (6). – P. 1485-1500.
18. Practice makes perfect? The role of simulation-based deliberate practice and scriptbased mental rehearsal in the acquisition and maintenance of operative neurosurgical skills / H. Marcus, V. Vakharia, M. A. Kirkman [ et al. ] // Neurosurgery. – 2013. – Jan. – Vol. 72, Suppl. 1. – P. 124-130.
19. Recent advances in cerebrovascular simulation and neuronavigation for the optimization of intracranial aneurysm clipping / P. Marinho, L. Thines, L. Verscheure [ et al. ] // Comput. Aided Surg. – 2012. – Vol. 17, N 2. – P. 47-55.
20. Tahiri Y. In support of using computer-aided design and modeling for periorbital osteotomies / Y. Tahiri, J. A. Taylor // J. Craniofac. Surg. – 2015. – Vol. 26, No 1. – P. 100-103.

### 3D-МОДЕЛИРОВАНИЕ И 3D-ПЕЧАТЬ МОДЕЛИ КОСТЕЙ В КЛИНИЧЕСКОЙ ОРТОПЕДИИ: ПЕРВЫЙ ОПЫТ И ПРАГМАТИКА

*Н.К. Терновой, Н.Н. Колотилов,  
В.В. Вовк, Е.В. Туз, А.А. Нечай,  
Ю.М. Калиновский*

**Цель статьи** – изложить первый опыт освоения 3D-моделирования и 3D-печати модели в клинической ортопедии на примере костей и сосудов таза и применения 3D-модели для тренинга мануальных навыков и планирования операций.

**Материал и методы исследования.** Алгоритм создания персонализированных моделей: сканирование органов на КТ, преобразование DICOM-файлов в STL-модель с последующей печатью на 3D-принтере. **Результаты.** Модели выполнены для 16 больных с гетеротопическими разрастаниями в области обоих тазобедренных суставов (3 наблюдения), переломами вертлужной впадины (4), асептической нестабильностью эндопротеза тазобедренного сустава (5), остеосаркомой вертлужной впадины (4). Контрольная группа составлена на основе анализа архивных историй болезни 19 пациентов, прошедших лечение с аналогичными диагнозами (4, 5, 6 и 4 наблюдений соответственно).

**Выводы.** Отработка хирургических доступов и приемов на 3D-модели позволяет сократить время операции и длительность наркоза, уменьшить травматизацию тканей и кровопотерю.

### 3D-МОДЕЛЮВАННЯ ТА 3D-ДРУК МОДЕЛІ КІСТОК В КЛІНІЧНІЙ ОРТОПЕДІЇ: ПЕРШИЙ ДОСВІД І ПРАГМАТИКА

*М.К. Терновий, М.М. Колотілов,  
В.В. Вовк, Є.В. Туз, А.А. Нечай,  
Ю.М. Калиновський*

**Мета статті** – викласти перший досвід освоєння 3D-моделювання та 3D-друку моделі в клінічній ортопедії на прикладі кісток і судин таза і застосування 3D-моделі для вдосконалення мануальних навичок і планування операцій.

**Матеріал і методи.** Алгоритм створення персоналізованих моделей: сканування органів на КТ, перетворення DICOM-файлів у STL-модель з наступним друком на 3D-принтері.

**Результати.** Моделі виконані для 16 хворих з гетеротопічними розрастаннями в області обох тазостегнових суглобів (3 спостереження), переломами вертлюгової западини (4), асептичної нестабільністю ендопротеза кульшового суглоба (5), остеосаркомою вертлужної западини (4). Контрольна група складена на основі аналізу архівних історій хвороби 19 пацієнтів, які пройшли лікування з аналогічними діагнозами (4, 5, 6 і 4 спостережень відповідно).

**Висновки.** Відпрацювання хірургічних доступів і прийомів на 3D-моделі дозволяє скоротити час операції і тривалість наркозу, зменшити травматизацію тканин і крововтрату.

### 3D MODELING AND 3D PRINTING OF THE BONE MODEL IN THE CLINICAL ORTHOPEDICS: FIRST EXPERIENCE AND PRAGMATICS

*N.K. Ternovoy, N.N. Kolotilov, V.V. Vovk,  
E.V. Tuz, A.A. Nechay, Yu.M. Kalinovsky*

**The purpose of the article** is to present the first experience of mastering of 3D modeling and 3D printing of the model in clinical orthopedics on the example of bones and pelvic vessels and 3D model application for training manual skills and surgery planning.

**Material and methods.** Personalized models' creation algorithm: CT scanning of the organs, conversion of DICOM-files to STL-model with subsequent printing on 3D-printer.

**Results.** The models were performed for 16 patients with heterotopic growths in the region of both hip joints (3 cases), acetabular fractures (4), aseptic instability of the hip endoprosthesis (5), acetabulum osteosarcoma (4). The control group was compiled on the basis of an archival case history analysis of 19 patients with similar diagnoses (4, 5, 6 and 4 cases, respectively).

**Conclusions.** Surgical approaches and methods working out on the 3D-model allows to shorten the operation time and anesthesia duration, to reduce the tissues traumatization and blood loss.