

# ПРИМЕНЕНИЕ ТРЕХМЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ И ПЕЧАТИ В НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКОМ И ЭНДОВАСКУЛЯРНОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ИНТРАКРАНИАЛЬНЫМИ АНЕВРИЗМАМИ

Климовский С.Д.\*, Газарян Г.Г., Кричман М.Д.  
ГБУЗ «ГКБ им. А.К. Ерамишанцева», Москва

DOI: 10.25881/20728255\_2023\_19\_1\_99

**Резюме.** Распространенность интракраниальных аневризм (ИА) в общей популяции составляет порядка 2–6%, частота их в качестве причины субарахноидального кровоизлияния по разным данным оценивается в 10–38%. Эндovasкулярное вмешательство является терапией первой линии, как при разрыве, так и при неразорвавшейся ИА. Специалистам, выполняющим лечебные вмешательства по поводу ИА, необходимо иметь специализированную теоретическую и практическую подготовку, поскольку специфика строения сосудистого русла, деликатность анатомического региона и вариабельность характера поражения обуславливают крайне высокую цену ошибки. Кроме того, вмешательства на интракраниальных сосудах самостоятельно выполняются резидентами и ординаторами наименее часто. Печать трехмерных моделей позволяет: более точно планировать вмешательство; проводить подбор расходного материала; использовать модель в качестве ориентира во время операции. Кроме того, это уникальный образовательный инструмент, повышающий эффективность обучения хирургическим и эндovasкулярным техникам за счет реалистичного анатомического представления и тактильного опыта. Трехмерное моделирование является перспективным, активно развивающимся направлением. Требуется дальнейшие исследования, направленные как на совершенствование методики изготовления моделей, так и на снижение её себестоимости, что поспособствует в обозримом будущем более широкому применению этой технологии.

**Ключевые слова:** интракраниальные аневризмы, эндovasкулярное вмешательство, трехмерное моделирование, 3D-печать, обучение, планирование.

## Введение

Распространенность интракраниальных аневризм (ИА) в общей популяции составляет порядка 2–6% [1]. Нетравматическое внутримозговое кровоизлияние является причиной 10–15% всех инсультов и ассоциируется с высокой инвалидизацией и летальностью [2]. По разным данным, частота выявления ИА при субарахноидальном кровоизлиянии составляет 10–38% [3]. Эндovasкулярное вмешательство является терапией первой линии, как при разрыве, так и при неразорвавшейся ИА, что связано с более низкой частотой операционных осложнений и летальных исходов в сравнении с открытой нейрохирургией. Рентгенэндovasкулярным специалистам, выполняющим лечебные вмешательства по поводу ИА, необходимо иметь специализированную теоретическую подготовку и практический опыт, поскольку специфика строения сосудистого русла, деликатность анатомического региона и вариабельность характера поражения обуславливают крайне высокую цену ошибки. За рубежом центрами с большими объёмами считаются те, где выполняется более 50 вмешательств по поводу ИА в год [4]. Однако даже в таких центрах далеко не все специалисты имеют возможность выполнять достаточное количество лечебных

## THREE-DIMENSIONAL MODELING AND PRINTING IN NEUROSURGICAL AND ENDOVASCULAR TREATMENT OF PATIENTS WITH INTRACRANIAL ANEURYSMS

Klimovsky S.D.\*, Ghazaryan G.G., Krichman M.D.  
City Clinical Hospital named after A.K. Yeramishantsev, Moscow

**Abstract.** The prevalence of intracranial aneurysms (IAs) in the general population is about 2–6%; their frequency as a cause of subarachnoid hemorrhage, according to various sources, is estimated at 10–38%. Endovascular intervention is the first-line treatment for both ruptured and unruptured IA, which is associated with a lower incidence of surgical complications and mortality compared with open neurosurgery. Endovascular specialists performing therapeutic interventions for IA need to have specialized theoretical and practical training, since the specific structure of the vascular bed, the delicacy of the anatomical region and the variability of the nature of the lesion determine the extremely high cost of error. In addition, interventions on intracranial vessels are performed independently by residents and interns least often. Printing three-dimensional models allows you to plan surgical intervention more accurately; carry out the selection of consumables for a specific vascular pathology; use the model as a guide during surgery. Moreover, it is a unique educational tool that enhances training in surgical and endovascular techniques through realistic anatomical representation and tactile experience. Three-dimensional modeling is a promising, actively developing area. Further research is required, aimed both at improving the method of making models and at reducing its cost, which will contribute to the wider use of this technology in the foreseeable future.

**Keywords:** intracranial aneurysms, endovascular intervention, three-dimensional modeling, 3D printing, training, planning.

вмешательств по ряду причин. Несколько исследований были посвящены оценке кривых обучения эмболизации ИА [5; 6], в них продемонстрировало, что риск осложнений значительно снижается с увеличением опыта врача. В этой связи, совершенствование системы подготовки специалистов к выполнению вмешательств по поводу ИА является актуальной проблемой.

Особый интерес в плане повышения уровня мануальных навыков нейрохирургов и интервенционных специалистов, как в области лечения ИА, так и других специфических вмешательств, требующих высокого уровня технических навыков, представляет моделирование процедур посредством трехмерной (3D) печати сосудистых структур. Трудно переоценить пользу, которую способно приносить стереоскопическое восприятие в процессе изучения цереброваскулярной анатомии. Стереопсис, то есть, способность воспринимать то, что нас окружает, в трех измерениях, имеет решающее значение для визуального восприятия. Альтернативным направлением является обучение при помощи моделей с привлечением технологий виртуальной реальности (VR), то есть изучение анатомии, моделирование хода вмешательства с использованием программного обеспечения для обработки ангиограмм,

\* e-mail: dr.travin@mail.ru

создания моделей, их воспроизведения и просмотра в VR-среде [7].

С момента своего появления несколько десятилетий назад частота клинического использования и сфера применения 3D печати значительно увеличились в различных областях медицины, в том числе в хирургическом планировании и обучении. Это отчасти является результатом снижения себестоимости продукции и времени, необходимого для создания точных и детализированных моделей.

К сожалению, применение 3D-печати сопровождается многократным (иногда, в 5–10 раз) увеличением расходов на операцию. Хотя стоимость технологии за последнее время снизилась, материалы, оборудование, методика печати остаются довольно дорогостоящими. В настоящее время трудно решить, какая из технологий аддитивного производства окажется лучшей в будущем, так как во многих случаях исследования ещё не завершены. Тем актуальнее разработка методов, которые позволили бы эффективно применять сложные персонализированные изделия по приемлемой цене. Помимо продукции, промышленно производимой компаниями, специализирующимися на производстве 3D-изделий (в том числе персонализированных) с применением дорогих технологий, имеются компании-производители с небольшим уставным капиталом, которые стремятся оказывать сопоставимые по качеству услуги пациентам, живущим в более бедных регионах, однако их доля существенно меньше. Теоретически, можно успешно спроектировать и изготовить недорогую 3D модель с использованием домашних и даже самодельных принтеров и с помощью бесплатных программных решений.

В текущем обзоре проанализированы исследования, посвященные использованию 3D-печати моделей, разработанных для хирургического обучения, моделирования или планирования в нейрососудистой хирургии и при эндоваскулярных нейроинтервенциях.

### Технологии 3D-печати

Современный процесс 3D-печати изделий для медицинских целей с применением аддитивных технологий состоит из последовательных этапов и начинается со сбора данных изображений, которые как правило, импортируются из результатов КТ, реже — МРТ или других методов визуализации. Формат изображений — DICOM (от англ. Digital Imaging and Communications in Medicine) — цифровая визуализация и коммуникации в медицине). После получения изображений следующим шагом является их сегментация, при которой наборы данных объемной визуализации DICOM преобразуются в трехмерную цифровую модель (файл STL), которая потребует виртуальной постобработки — очистки и корректировки, после чего она готова для 3D-печати. На заключительном этапе изготовленное изделие будет подвергнуто дополнительной постобработке, на этот раз не виртуальной, а технологической.

Первые патенты, описывающие компьютерное автоматизированное производство, были поданы С. W. Hull и С. Arcadia в 1984 г. под названием «Устройство для производства трехмерных объектов при помощи стереолитографии» [8]. На данный момент существует несколько технологий 3D-печати, а также множество видов материалов, из которых эти модели могут быть произведены. Три наиболее распространенные технологии включают стереолитографию (SLA — англ. stereolithography), метод послойного наплавления (FDM — англ. fused deposition modeling) и выборочное лазерное спекание (SLS — англ. selective laser sintering).

Стереолитография (SLA) до сих пор является наиболее используемой технологией 3D-печати, применяется в медицине уже с 90-х гг. [9] и считается одним из самых точных методов [10]. Она основана на производстве прототипов и готовых изделий из жидких фотополимерных смол. Отверждение смолы происходит за счет облучения ультрафиолетовым лазером или другим схожим источником энергии, в ходе которого химические мономеры связываются вместе с образованием полимеров. Процесс можно представить следующим образом. Вначале строится контур, затем рабочая платформа погружается в бак с жидкой смолой на глубину, равную толщине монослоя полимера. После выравнивания поверхности жидкого материала переходят к построению следующего слоя, и так цикл повторяется до полного построения модели. Затем изделия промывают для удаления остаточного материала и, при необходимости, подвергают ультрафиолетовой обработке с целью полного затвердевания фотополимера. SLA требует наличия каркасных структур для построения навесных элементов модели. Каркас предусматривается в файле, содержащем цифровую модель, и выполняется из того же фотополимерного материала. Он является временным элементом конструкции, который удаляют вручную после завершения процесса изготовления. Главное преимущество SLA — высокая точность печати (толщина монослоя составляет от 0,05 до 0,15 мм). Скорость печати тоже относительно высока (несколько часов). Полученная модель имеет гладкие поверхности и может обладать различными механическими свойствами (от твердых до гибких), в зависимости от характеристик примененного фотополимера. Условный недостаток: высокая стоимость оборудования и материалов. Главное, применительно к медицине, изделия, напечатанные по технологии SLA, позволяют проводить высокоточное предоперационное моделирование и планирование хирургического вмешательства.

Fused deposition modeling (FDM) — широко используемая технология 3D-печати, что связано с простотой интерфейса и настроек и невысокой стоимостью изделий. Она представляет собой создание 3D объектов за счет нанесения последовательных слоев термопластичного материала, который затвердевает сразу после экструзии из сопла. Вместе с тем, метод имеет ряд ограничений. Первое: во время печати (так же как в SLA) необходим вспо-

могательный (поддерживающий) каркас. Второе: FDM имеет самую низкую размерную точность по сравнению с другими технологиями 3D-печати. Это обусловлено, в частности, деформацией и усадкой термопластиков в процессе охлаждения после экструзии (разные участки охлаждаются неравномерно и, соответственно, их форма может изменяться, причём с накоплением внутренних напряжений; помимо этого, на границе между слоями из-за разницы температур нижний слой подтягивается кверху). В итоге, изделия приобретают волнистость поверхности и, следовательно, практически всегда нуждаются в постобработке после печати. Поэтому FDM не подходит для моделей со сложной геометрией и мелкими структурами.

Selective laser sintering (SLS) — технология, принцип действия которой заключается в точечном спекании лазерным лучом высокой мощности пластиковых порошков с разными компонентами. Преимущества технологии: разнообразие материалов для печати — от пластика до стекла; минимизация риска повреждения напечатанного изделия; неограниченная геометрическая сложность изготовленных моделей благодаря отсутствию поддерживающего каркаса; высокая скорость печати. Эта технология идеальна для изготовления, например, стерилизуемых имплантатов.

Digital light procession (DPL) — еще одна технология аддитивного производства, использующая в качестве рабочего материала также жидкие фотополимерные смолы, затвердевающие в результате воздействия света, излучаемого цифровыми светодиодными проекторами.

Перечисленные методы изготовления 3D-моделей отличаются приемлемым разрешением, скоростью и долговечностью получаемого изделия. Они позволяют производить изделия, которые обеспечивают неинвазивную визуализацию, могут быть полезны в диагностике, хирургическом лечении, моделировании [11–13].

Процесс 3D-печати продолжает стремительно развиваться. Так, технологии PolyJet и MultiJet Fusion позволяют создавать модели с различными свойствами материала, в том числе многоцветные композиции. Полученные 3D-изделия характеризуются высокой точностью. Преимуществом этих методов является способность изготавливать структуры с физическими свойствами, подобными человеческим анатомическим структурам. Внедренная в 2015 г. инновационная технология, получившая название “Continuous Liquid Interface Production” (CLIP), в основу которой положена цифровая проекция света через кислородопроницаемую оптику, позволила добиться ускорения производственного процесса фотополимеризации смолы до 100 раз [14]. В результате, стало возможным изготавливать весьма сложные модели в течение нескольких минут, а не часов.

Выбор материала для 3D-печати имеет важное, если не первостепенное, значение при планировании и использовании 3D моделей. Следует понимать, что возможность применения той или иной субстанции ограни-

чена, в том числе, типом принтера и используемой технологией. Существует большое разнообразие веществ с различными техническими свойствами и по-прежнему продолжается поиск новых. Однако, к изделиям, применяющимся в медицинских целях, предъявляются особые требования. М.О’Reilly и соавт. [15] недавно опубликовали обширную библиотеку материалов для 3D-печати, которые могут быть пригодны для имитации биологических прототипов. Достаточно широко применяют различные виды фотополимерных смол для SLA-печати [16; 17]. Тем не менее, методика 3D-печати моделей для применения в интересах именно нейрососудистых и интервенционных процедур до сих пор сопряжена со значительными проблемами. Весьма затруднительным представляется сбор первичных данных для подготовки модели, когда в фазу артериального усиления имеет место такие факторы как одномоментное локальное венозное контрастирование, кальциноз или наслоение костных структур. Другая причина — отсутствие подходящих материалов [15], позволяющих сочетать различные по плотности структуры. Для воспроизведения эластичных свойств тканей сосудов необходим гибкий материал с сопоставимым с ними модулем упругости (у артерий он находится в диапазоне 100 кПа–10 МПа). В то же время, интраваскулярные кальцинаты имеют значительно более высокий модуль упругости — от 100 МПа до 10 ГПа. Материалом, близким по свойствам к сосудам, является силикон. К тому же его прозрачность позволяет исследователю видеть конструкцию насквозь, оценивать взаимосвязь различных структур, наблюдать за установленными инструментами и проводимыми манипуляциями. В свою очередь, имитировать кальцинаты возможно с помощью неэластичных синтетических материалов: смол с керамическими свойствами, акрилонитрил-бутадиен-стирола, полимолочной кислоты, поливинилалкоголя. Однако, 3D-печать с использованием материалов, имеющих различные плотностные характеристики, — весьма сложный и трудоемкий процесс. Эту технологическую проблему оказалось возможным решить только недавно [16].

В последние годы отмечается значительный прогресс в создании имитаторов сосудистых структур. Например, эластомер с коммерческим названием Ninjaflex®, изготовленный из сетчатых полимеров, представляет собой термопластическую нить, совместимую с FDM-принтерами, с модулем упругости 12 МПа [18–20] использовали для печати стенки аорты на полиджетных или стереолитографических принтерах резиноподобный материал TangoPlus® FLX930 с модулем упругости 0,146 МПа при деформации 20%. Еще одна смола, демонстрирующая сходство с тканями аорты человека, — HeartPrint® Flex (Materialise, Левен, Бельгия), с модулем упругости 0,91 МПа при базовом напряжении (5–25%) и при максимальном напряжении 2,06 МПа. Ее применяли E.Ferrari и соавт. для экспериментов по моделированию аорты [21].

### 3D-технологии в обучении, планировании, моделировании и выполнении вмешательств

Нейрососудистая и эндоваскулярная хирургия относятся к той области медицины, где передача навыков может быть затруднена и ограничена: цена ошибки вследствие недостаточного опыта может быть чрезвычайно высока. В тех случаях, когда сосудистая патология отличается высоким уровнем сложности, а также риском осложнений в случае недостаточного опыта хирурга, последний чаще всего принимает участие в операции в качестве ассистента, но не основного исполнителя. Эндоваскулярные процедуры на интракраниальных сосудах также являются теми вмешательствами, которые резиденты и ординаторы наименее часто выполняют самостоятельно [22]. В то же время, для успеха операции требуется исчерпывающее понимание индивидуальной анатомии пораженных сосудов, так же, как и близлежащих структур, которые часто имеют достаточно сложное строение. Таким образом, любой метод, который позволит улучшить технику и способности хирурга, должен быть внимательным образом рассмотрен. Отчасти поэтому, нейроваскулярная хирургия является одной из специальностей, где использование 3D-печати наиболее распространено [23]. Потенциально, эта технология может принести огромную пользу именно в плане обучения: 3D-моделирование позволяет получить более реалистичное изображение, нежели двухмерные методы визуализации, что способствует лучшему пониманию анатомии. Моделирование предлагает альтернативный подход к отработке нейроваскулярных и эндоваскулярных навыков перед самостоятельным выполнением процедур, который был встречен с энтузиазмом со стороны специалистов, поддерживающих реалистичный характер симуляций. Сообщалось о положительных, в целом, отзывах респондентов с точки зрения пользы модели и опыта моделирования. Отмечалась лучшая ориентированность в хирургическом инструментарии после прохождения предоперационного тренинга на модели [24].

3D-печать позволяет воспроизвести сложные сосудистые структуры с целью отработки оперативного вмешательства на них. К примеру, M.W.Itagaki и соавт. [25] использовали сосудистую модель для подбора подходящей катетерной методики и оптимального расходного материала перед операцией, применяя ее в качестве референса. На модели было успешно отработано применение комбинации гайд-катетера, основного катетера и микрокатетера, что позволило сократить количество контрастного вещества и время лучевой нагрузки в ходе лечебной процедуры. Продемонстрировано улучшение как теоретических, так и практических навыков в результате включения сосудистых 3D моделей в учебные программы по нейроваскулярной хирургии, а также для тренинга и обучения интервенционных радиологов, непосредственно в области базовых знаний анатомии и технических аспектов [26; 27]. Кроме того, демонстрация

напечатанных 3D-моделей способствует лучшему пониманию пациентом своего состояния и предполагаемых методов лечения.

Вследствие все большего распространения 3D-печати, были проведены исследования по изучению её роли, учитывая потенциальные преимущества, ограничения и методы производства [28–30].

В обзоре L.S. McGuire и соавт. впервые было систематизировано и подробно изложено применение 3D-моделирования в сосудистой и эндоваскулярной нейрохирургии, в том числе при хирургическом планировании и моделировании, симуляционном тренинге, а также в учебных целях. Отмечено, что существенным недостатком в создании качественного 3D фантома, помимо затрачиваемого времени, безусловно, является высокая стоимость. Исходя из обзора L.S. McGuire и соавт., наименее затратным в плане печати литых 3D-моделей, оказался принтер OPT UP! plus с использованием акрил-нитрил-бутадиен-стирольного пластика [31; 32]. Материал был относительно недорог, при этом он обладал необходимыми свойствами для создания точных пользовательских моделей, применимых в клинической практике [33].

Хотя снижение финансового бремени является неотъемлемой частью более широкого использования 3D-технологий, ключевым условием их эффективного применения является качество воспроизводимых моделей. Главное технологическое ограничение производственного процесса заключается в том, что для сложных сосудистых моделей она ограничена меньшим разрешением КТ по сравнению с обычной ангиографией. Тем не менее, ряд авторов отмечают, что создаваемые модели были анатомически более точными по сравнению с компьютерной визуализацией, что было подтверждено несколькими исследованиями [34; 35]. J.P. Thawani и соавт. продемонстрировали, что точность напечатанных ими моделей составляла менее 0,1 мм [34].

В работе L.S. McGuire и соавт. были проанализированы 22 научные статьи, посвященные 3D-моделированию интракраниальных аневризм. Технология FDM применялась в 5 из них, [31; 32] SLA — в 8, 6 были посвящены матричному моделированию при помощи технологии PolyJet, 1 — DLP и 3 — комбинированию методов. Для создания печатных моделей в 11 исследованиях использовали данные КТ с контрастированием [31; 24; 35], в 6 — субтракционную ангиографию [32; 34], в 2 — 3D ротационную ангиографию [17], в 1 — МРТ с контрастным усилением, и в 6 — комбинацию вычислений КТ-ангиографии, МРТ, субтракционной ангиографии и магнитно-резонансной венографии. В 23 исследованиях были указаны технические характеристики используемых принтеров для производства моделей. Наиболее часто применяемыми материалами для производства моделей были акрило-нитрил-бутадиен-стирол [31; 32] и VeroClearTangoPlus (Stratasys Eden Prairie, Миннесота, США) [36].

Намного более сложная в реализации и дорогостоящая технология 3D-печати изложена в работе R. Kaufmann и соавт. [37]. Это первая в интервенционной радиологии и крупнейшая серия эндоваскулярных эмболизаций (27 реальных пациентов), на основе напечатанных на 3D-принтере фантомов, с применением нового материала, имитирующего ткани сосудов. Авторы оценивали техническую осуществимость создания индивидуальной полой сосудистой модели, соответствующей реальной анатомии сосудов пациента, из силиконоподобной смолы, а также сравнение ее с образцами на основе широко используемой стандартной прозрачной смолы (суммарно, 54 объекта). Далее, к сосудистой модели подключали перистальтический жидкостной насос, имитируя, тем самым, замкнутую «кровеносную» систему. Проводили симуляцию эндоваскулярного вмешательства у конкретного пациента, причем прозрачный материал модели позволял безрадиационно отрабатывать все этапы предстоящей операции. В итоге, применение 3D технологии способствовало как простому обучению специалистов, так и подготовке к конкретному вмешательству у пациентов со сложной анатомией. Конечно, последний вариант представляет собой более затратный вид предоперационной подготовки, поскольку, помимо создания собственно качественной модели, для тренировки также необходимы расходные материалы, т.е. спирали, стенты или другие устройства для эмболизации.

Выводы R. Kaufmann коррелируют с данными других авторов исследований, посвященных 3D-печати сосудистых моделей аневризм, о том, что SLA-печать — это удобный и достаточно надежный метод планирования лечения в эндоваскулярной практике [38]. Это может иметь особенно важное значение в сложных или нестандартных случаях, например, при хирургических вмешательствах по поводу аневризм и артерио-венозных мальформаций (АВМ). В исследовании P. Weinstock и соавт. [39], где оценивался временной параметр, было доказано сокращение интраоперационного времени в ходе работы с АВМ при использовании 3D-фантома. Полагают, что совершенствование 3D-печати также может улучшить результаты лечения этой сложной категории пациентов, в том числе в плане успешной резекции и предотвращения непредвиденных и потенциально опасных осложнений [40].

Хотя все включенные исследования подчеркивали преимущества использования технологии 3D-печати в эндоваскулярной и невроаскулярной хирургии, также отмечено, что, очевидно, имеют место и ограничения, требующие дальнейшего её совершенствования. Большинство опрошенных специалистов подтвердили реалистичность моделей, однако это мнение все же не было единодушным. Например, G. Wurm и соавт. [41] отмечали, помимо большого количества времени, необходимого для изготовления моделей с помощью стереолитографии, также тот факт, что фотополимер, использованный в исследовании (WaterShed 11120, DSM, Гелин), был слишком жёстким, чтобы быть применённым в упражнениях с

диссекциями, что ограничивает его использование в качестве учебного прототипа. В более позднем исследовании G. Wurm и соавт. обсуждали несоответствие характеристик внутренней стенки модели — эндотелию сосуда, что может влиять на успех вмешательства по поводу аневризмы [42]. В исследовании J.P. Thawani и соавт. [34] было высказано сомнение в превосходстве 3D-моделей в сравнении с другими методами визуализации. По их данным, для некоторых хирургов, модели, напечатанные на 3D-принтере, не обладали существенными преимуществами по сравнению со сгенерированной VR моделью. Тем не менее, оба автора признавали, что трехмерные фантомы могут нести больше пользы для резидентов и студентов. M. Dong и соавт. [43] обнаружили, что только 40% респондентов, которые взаимодействовали с моделью АВМ головного мозга, заявляли, что они идентичны таковым в реальной хирургии. Одно исследование напрямую сравнило пользу напечатанных на 3D-принтере моделей с моделями, конвертированными в VR. В этом исследовании, VR-моделирование превзошло 3D-фантомы, напечатанные при помощи FDM-технологии, с точки зрения разрешения, возможности масштабирования, простоты манипуляций, долговечности модели и образовательной ценности [7]. В ходе исследования D. Baigamian и соавт. модели, полученные при помощи VR, превзошли таковые, напечатанные при помощи 3D-принтеров, в плане разрешения, а также в количестве баллов, полученных в ходе анкетирования резидентов [7]. Безусловно, эта технология представляет собой ещё один потенциально полезный инструмент в обучении и планировании в сосудистой нейрохирургии [44]. Многие авторы в ходе изучения использования 3D-моделей в нейрохирургии анализировали соответствие решений, принимаемых до операции, таких, как выбор расходного материала, с тем, что было использовано непосредственно в ходе вмешательства.

3D-моделирование, потенциально, будет находить все более широкое применение, оказывая существенное влияние на эндоваскулярную хирургию в ближайшем будущем [45]. Перспективы применения 3D-технологий могут включать, в том числе, печать катетеров с лекарственным покрытием на основе препаратов антибиотиков и химиотерапевтических средств, что будет шагом к персонализированной интервенционной медицине. Полагают, что новые технологии, использующие глубокое обучение с помощью нейронных сетей, смогут улучшить качество моделей в будущем за счет автоматической сегментации сосудистой сети [46; 47] и, возможно, даже привести к полностью автоматизированному созданию моделей сосудов для печати и, кроме того, к значительному сокращению времени печати.

## Заключение

3D-моделирование является перспективным направлением, затраты на которое, с высокой вероятностью, нивелируются его очевидной пользой. Исходя из

накопленных данных, и в целом положительных отзывов в отношении практичности применения печатных 3D-моделей, они позволяют: более точно планировать оперативное вмешательство; проводить подбор расходного материала для конкретной сосудистой патологии; использовать модель в качестве ориентира во время операции. Кроме того, они представляют собой уникальный образовательный инструмент, позволяющий повысить эффективность обучения хирургическим и эндоваскулярным техникам за счет реалистичного анатомического представления и тактильного опыта.

По аналогии с другими областями 3D-печати, вероятно, более широкое её применение будет способствовать снижению себестоимости, и, в конечном итоге, более широкому доступу специалистов к этой методике. Исследования, направленные на оценку влияния 3D-моделирования на долгосрочные результаты лечения пациентов, позволят получить более ясное представление о клинической эффективности данной технологии.

**Источник финансирования.** Поисково-аналитическая работа по подготовке рукописи проведена при финансовой поддержке Департамента здравоохранения г. Москвы и администрации ГКБ им. А.К. Ерамишанцева.

**Благодарности.** Коллектив авторов выражает искреннюю благодарность Департаменту здравоохранения г. Москвы.

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов (The authors declare no conflict of interest).**

#### ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Rinkel GJ, Djibuti M, Algra A, Gijn JV. Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms. *Stroke*. 1998; 29: 251-6. doi: 10.1161/01.STR.29.1.251.
- Ziai WC, Carhuapoma JR. Intracerebral Hemorrhage. *Continuum (Minneapolis)*. 2018; 24(6): 1603-1622. doi: 10.1212/CON.0000000000000672.
- Darkwah Oppong M, Skowronek V, Pierscianek D, et al. Aneurysmal intracerebral hematoma: risk factors and surgical treatment decisions. *Clin Neurol Neurosurg*. 2018; 173: 1-7. doi: 10.1016/j.clineuro.2018.07.014.
- Brinjikji W, Lanzino G, Kallmes DF, Cloft HJ. Cerebral aneurysm treatment is beginning to shift to low volume centers. *J NeuroIntervent Surg*. 2013; 6(5): 349-52. doi: 10.1136/neurintsurg-2013-010811.
- Singh V, Gress DR, Higashida RT, et al. The learning curve for coil embolization of unruptured intracranial aneurysms. *Am J Neuroradiol*. 2002; 23: 768-71.
- Consoli A, Renieri L, Mura R, et al. Five to ten years follow-up after coiling of 241 patients with acutely ruptured aneurysms. *Intervent Neuroradiol*. 2012; 18(1): 5-13. doi: 10.1177/159101991201800101.
- Bairamian D, Liu S, Eftekhari B. Virtual reality angiogram vs 3-dimensional printed angiogram as an educational tool — a comparative study. *Neurosurgery*. 2019; 85(2): E343-E349. doi: 10.1093/neuros/nyz003.
- Hull CW, Arcadia C: United States Patent US4575330A — Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. <https://patents.google.com/patent/US4575330A/en>
- Mankovich NJ, Samson D, Pratt W, et al. Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling. *Otolaryngol Clin North Am*. 1994; 27(5): 875-889.2.
- Kim GB, Lee S, Kim H, et al. Three-dimensional printing: basic principles and applications in medicine and radiology. *Korean J Radiol*. 2016; 17(2): 182-197. doi: 10.3348/kjr.2016.17.2.182.
- Chae MP, Lin F, Szychal RT, et al. 3D-printed haptic “reverse” models for preoperative planning in soft tissue reconstruction: a case report. *Microsurgery*. 2015; 35(2): 148-53. doi:10.1002/micr.22293.
- Choi JW, Kim N. Clinical application of three-dimensional printing technology in craniofacial plastic surgery. *Arch Plast Surg*. 2015; 42(3): 267-77. doi: 10.5999/aps.2015.42.3.267.
- Багатурия Г.О. Перспективы использования 3D-печати при планировании хирургических операций // Медицина: Теория и практика. — 2016. — Т.1. — №1. — С.26-35. [Bagaturia GO. Prospects for the use of 3D printing in planning surgical operations. *Meditina: Teoriya i praktika*. 2016; 1(1): 26-35. (In Russ.)]
- Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, et al. Additive manufacturing. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*. 2015; 347(6228): 1349-52. doi: 10.1126/science.aaa239.
- O'Reilly M, Hof M, Friedman SD, et al. Simulating tissues with 3D-printed and castable materials. *J Digit Imaging*. 2020; 33(5): 1280-1291. doi: 10.1007/s10278-020-00358-6.
- Torres I, De Luccia N. Artificial vascular models for endovascular training (3D printing). *Innov Surg Sci*. 2018; 3(3): 225-234. doi: 10.1515/iss-2018-0020.
- Garcia J, Yang ZL, Mongrain R, et al. 3D printing materials and their use in medical education: a review of current technology and trends for the future. *BMJ Simul Technol Enhanc Learn*. 2018; 4(1): 27-40. doi: 10.1136/bmjstel-2017-000234.
- Popescu D, Zapciu A, Amza C, et al. FDM process parameters influence over the mechanical properties of polymer specimens: a review. *Polymer Testing*. 2018; 69: 157-66. doi: 10.1016/j.polymertesting.2018.05.020.
- Maragiannis D, Jackson MS, Igo SR, et al. Functional 3D printed patient-specific modeling of severe aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 2014; 64: 1066-8. doi: 10.1016/j.jacc.2014.05.058.
- Maragiannis D, Jackson MS, Igo SR, et al. Replicating patient-specific severe aortic valve stenosis with functional 3D modeling. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2015; 8: e003626. doi: 10.1161/circimaging.115.003626.
- Ferrari E, Piazza G, Scoglio M, et al. Suitability of 3D printed root models for the development of transcatheter aortic root repair technologies. *ASAIO J*. 2019; 65(8): 874-881. doi: 10.1097/MAT.0000000000000903.
- Stienen MN, Bartek J, Czabanka MA, et al. Neurosurgical procedures performed during residency in Europe preliminary numbers and time trends. *Acta Neurochir (Wien)*. 2019; 161: 843-853. doi: 10.1007/s00701-019-03888-3.
- Langridge B, Momin S, Coumbe B, et al. Systematic review of the use of 3-dimensional printing in surgical teaching and assessment. *J Surg Educ*. 2018; 75: 209-221. doi: 10.1016/j.jsurg.2017.06.033.
- Kimura T, Morita A, Nishimura K, et al. Simulation of and training for cerebral aneurysm clipping with 3-dimensional models. *Neurosurgery*. 2009; 65: 719-25. doi: 10.1227/01.NEU.0000354350.88899.07.
- Itagaki MW. Using 3D printed models for planning and guidance during endovascular intervention: a technical advance. *Diagnostic Interv Radiol*. 2015; 21(4): 338-41. doi: 10.5152/dir.2015.14469.
- Zammar SG, El Tecle NE, El Ahmadi TY, et al. Impact of a vascular neurosurgery simulation based course on cognitive knowledge and technical skills in European neurosurgical trainees. *World Neurosurg*. 2015; 84: 197-201. doi: 10.1016/j.wneu.2014.12.001.
- Jahnke P, Schwarz FB, Ziegert M, et al. A radiopaque 3D printed, anthropomorphic phantom for simulation of CT-guided procedures. *Eur Radiol*. 2018; 28(11): 4818-23. doi: 10.1007/s00330-018-5481-4.
- Randazzo M, Pisapia J, Singh N, Thawani J. 3D printing in neurosurgery: a systematic review. *Surg Neurol Int*. 2016; 7: 801. doi: 10.4103/2152-7806.194059.
- Martin-Noguero T, Paulano-Godino F, Riascos RF, et al. Hybrid computed tomography and magnetic resonance imaging 3D printed models for neurosurgery planning. *Ann Transl Med*. 2019; 7: 684. doi: 10.21037/atm.2019.10.109.
- Cobb MI-PH, Taekman JM, Zomorodi AR, et al. Simulation in neurosurgery: a brief review and commentary. *World Neurosurg*. 2016; 89: 583-6. doi: 10.1016/j.wneu.2015.11.068.
- Mashiko T, Otani K, Kawano R, et al. Development of three-dimensional hollow elastic model for cerebral aneurysm clipping simulation enabling rapid and low cost prototyping. *World Neurosurg*. 2015; 83: 351-61. doi: 10.1016/j.wneu.2013.10.032.
- Namba K, Higaki A, Kaneko N, et al. Microcatheter shaping for intracranial aneurysm coiling using the 3-dimensional printing rapid prototyping technology: preliminary result in the first 10 consecutive cases. *World Neurosurg*. 2015; 84: 178-86. doi: 10.1016/j.wneu.2015.03.006.

33. Harris BD, Nilsson S, Poole CM. A feasibility study for using ABS plastic and a low-cost 3D printer for patient-specific brachytherapy mould design. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2015; 38: 399-412. doi: 10.1007/s13246-015-0356-3.
34. Thawani JP, Pisapia JM, Singh N, et al. Three dimensional printed modeling of an arteriovenous malformation including blood flow. *World Neurosurg.* 2016; 90: 675-83. e2. doi: 10.1016/j.wneu.2016.03.095.
35. Nagassa RG, McMenamin PG, Adams JW, et al. Advanced 3D printed model of middle cerebral artery aneurysms for neurosurgery simulation. *3D Print Med.* 2019; 5: 11. doi: 10.1186/s41205-019-0048-9.
36. McGuire LS, Fuentes A, Alaraj A. Three-dimensional modeling in training, simulation, and surgical planning in open vascular and endovascular neurosurgery: a systematic review of the literature. *World Neurosurg.* 2021; 154: 53-63. doi: 10.1016/j.wneu.2021.07.057.
37. Kaufmann R, Zech CJ, Takes M, Brantner P, et al. Vascular 3D printing with a novel biological tissue mimicking resin for patient-specific procedure simulations in interventional radiology: a feasibility study. *J Digit Imaging.* 2022; 35: 9-20. doi: 10.1007/s10278-021-00553-z.
38. Schicho K, Figl M, Seemann R, et al. Accuracy of treatment planning based on stereolithography in computer assisted surgery. *Med Phys.* 2006; 33(9): 3408-17. doi: 10.1118/1.2242014.
39. Weinstock P, Prabhu SP, Flynn K, et al. Optimizing cerebrovascular surgical and endovascular procedures in children via personalized 3D printing. *J Neurosurg Pediatr.* 2015; 16: 584-9. doi: 10.3171/2015.3.PEDS14677.
40. Hashimoto N, Nozaki K, Takagi Y, et al. Surgery of cerebral arteriovenous malformations. *Neurosurg.* 2007; 61(1): 375-87. doi: 10.1227/01.NEU.0000255491.95944.EB.
41. Wurm G, Tomancok B, Pogady P, et al. Cerebrovascular stereolithographic biomodeling for aneurysm surgery. Technical note. *J Neurosurg.* 2004; 100: 139-45. doi: 10.3171/jns.2004.100.1.0139.
42. Wurm G, Lehner M, Tomancok B, et al. Cerebrovascular biomodeling for aneurysm surgery: simulation-based training by means of rapid prototyping technologies. *Surg Innov.* 2011; 18: 294-306. doi: 10.1177/1553350610395031.
43. Dong M, Chen G, Li J, et al. Three-dimensional brain arteriovenous malformation models for clinical use and resident training. *Medicine (Baltimore).* 2018; 97: e9516. doi: 10.1097/MD.00000000000009516.
44. Pelargos PE, Nagasawa DT, Lagman C, et al. Utilizing virtual and augmented reality for educational and clinical enhancements in neurosurgery. *J Clin Neurosci.* 2017; 35: 1-4. doi: 10.1016/j.jocn.2016.09.002.
45. Kärkkäinen JM, Sandri G, Tenorio ER, et al. Simulation of endovascular aortic repair using 3D printed abdominal aortic aneurysm model and fluid pump. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2019; 42(11): 1627-34. doi: 10.1007/s00270-019-02257-y.
46. Hsu CY, Ghafari M, Alaraj A, et al. Gap-free segmentation of vascular networks with automatic image processing pipeline. *Comput Biol Med.* 2017; 82: 29-39. doi: 10.1016/j.compbiomed.2017.01.012.
47. Moccia S, Momi ED, Hadji SE, Mattos LS. Blood vessel segmentation algorithms — review of methods, datasets and evaluation metrics. *Comput Methods Programs Biomed.* 2018; 158: 71-91. doi: 10.1016/j.cmpb.2018.02.001.