

ционного раствора позволяет снизить величину внутрипочечного давления при гидродинамическом удалении почечных конкрементов до минимально допустимых значений при одновременном увеличении расхода ирригационной жидкости, обеспечивая необходимые усилия захвата и удержания. Для проверки сделанных утверждений были успешно проведены модельные эксперименты по захвату и удалению фрагментов почечных конкрементов объемом до 60 мм³ при избыточном внутрипочечном давлении не более 10 см вод. ст.

Исследование выполнено в Институте общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук.

Список литературы:

1. Arcidiacono T., Mingione A., Macrina L., Pivari F., Soldati L., Vezzoli G. Idiopathic Calcium Nephrolithiasis: A Review of Pathogenic Mechanisms in the Light of Genetic Studies // American Journal of Nephrology. 2014. Vol. 40. PP. 499-506.
2. Аполихин О.И., Сивков А.В., Москалева Н.Г., Солнцева Т.В., Комарова В.А. Анализ уронефрологической заболеваемости и смертности в Российской Федерации за десятилетний период (2002-2012 гг.) по данным официальной статистики // Экспериментальная и клиническая урология. 2014. № 2. С. 4-12.
3. Romero V., Akpinar H., Assimos D.G. Kidney Stones: A Global Picture of Prevalence, Incidence, and Associated Risk Factors // Rev. Urology. 2010. Vol. 12. № 2. PP. 86-96.
4. Лопаткин Н.А. Урология. Национальное руководство. – М., 2009. С. 610-636.
5. Мартов А.Г. Чрескожное удаление камней почек и мочеточника // Урология и нефрология. 1987. № 1. С. 16-19.

Станислав Хусейнович Али,
аспирант,

Хусейн Махмуд Али,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,

Юрий Геннадиевич Аляев,
член-корреспондент РАН,
д-р мед. наук, зам. директора,
НИИ уронефрологии и репродуктивного
здоровья человека Первого МГМУ
им. И.М. Сеченова,
Сергей Владимирович Белов,
д-р техн. наук, ст. научный сотрудник,
Институт общей физики
им. А.М. Прохорова,
Николай Александрович Григорьев,
д-р мед. наук, профессор,
врач-уролог, куратор отделения,
НИИ уронефрологии и репродуктивного
здоровья человека Первого МГМУ
им. И.М. Сеченова,
Юрий Константинович Данилейко,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. лабораторий,
Сергей Михайлович Нефедов,
ст. научный сотрудник,
Вячеслав Васильевич Осико,
академик, д-р физ.-мат. наук,
руководитель научного центра
лазерных материалов и технологий,
Институт общей физики
им. А.М. Прохорова РАН,
Виктор Афанасьевич Салюк,
д-р техн. наук, ст. научный сотрудник,
Владимир Алексеевич Сидоров,
научный сотрудник,
ООО «ТехноМикрон»,
г. Москва,
e-mail: nabilali095@gmail.com

С.В. Мишинов, В.В. Ступак, Н.В. Мамонова, А.А. Панченко,
И.Б. Красовский, Д.В. Лазуренко

Методы трехмерного прототипирования и печати в реконструктивной нейрохирургии

Аннотация

Рассмотрены наиболее распространенные методы трехмерной печати, используемые на территории Российской Федерации: FDM, SLA, SLS и DMLS. Проанализирован собственный опыт трехмерного моделирования и прототипирования имплантатов для реконструктивных нейрохирургических вмешательств. Проработан и обоснован, в качестве оптимального, метод трехмерной печати имплантатов посредством прямого лазерного спекания металлов.

Введение

Краниопластика – вторая после трепанации выполненная нейрохирургическая операция в истории – и сегодня не теряет своей актуальности, несмотря на развитие цивилизации и совершенствование медицинской науки.

Тенденции персонализированной медицины сформировали свою нишу в нейрохирургии, которая в первую очередь включила в себя реконструктивные вмешательства, направленные на восстановление утраченных структур черепа. Каждая подобная операция является уникальной, поскольку не существует двух абсолютно идентичных больных с дефектами костей черепа.

К настоящему времени опубликована масса работ, освещающих различные методы краниопластики [1]-[4], мы остановимся на технологии создания индивидуальных имплантатов

в нейрохирургии. Процесс состоит из двух этапов: 1) создание прототипа имплантата; 2) последующее создание самого имплантата из биосовместимого материала. Прототипирование может проводиться как в реальной, так и в виртуальной среде. Примером первого является создание прототипов по полномасштабной модели черепа больного, как это и выполнялось на заре использования стереолитографии в нейрохирургии: технологический процесс состоял из изготовления модели черепа в масштабе 1:1, и впоследствии на ней вручную формировали прототип имплантата [3], [4]. При этом в качестве материалов использовались как метилметакрилат, так и титановая пластина. Данный способ достаточно ресурсоемкий: требует создания полноразмерного черепа, а также высокого профессионализма медицинского техника и точного соблюдения анатомических особенностей при изготовлении имплантата.

Развитие компьютерного трехмерного моделирования нашло свое применение в разрезе проектирования индивидуальных имплантатов: так, процесс создания трехмерной модели черепа, равно как и создания имплантата, перекочевал в виртуальную среду.

После создания имплантата в компьютерной среде возникает вопрос, каким образом его материализовать. В настоящее время существует несколько методов трехмерной печати, с помощью которых можно создавать пространственные модели. Далее мы рассмотрим наиболее активно используемые в России.

Целью данного обзора является выбор оптимального метода создания индивидуального имплантата для проведения реконструктивных нейрохирургических вмешательств по закрытию дефектов костей черепа.

Обсуждение

Рассмотрим методы в порядке возрастания степени сложности технологии трехмерной печати. Первым является моделирование методом послойного наплавления (англ. Fused deposition modeling, FDM) – технология, широко используемая для создания трехмерных моделей при прототипировании и в промышленном производстве.

Технология 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.

Изделие, или модель, производится выдавливанием (экструзией) и нанесением микрокапель расплавленного термопластика с формированием последовательных слоев, застывающих сразу после экструдирования.

Нагревательный элемент служит для нагревания сопла, которое, в свою очередь, плавит пластиковую нить и подает расплавленный материал на строящуюся модель. Как правило, верхняя часть сопла, наоборот, охлаждается с помощью вентилятора для создания резкого градиента температур, необходимого для обеспечения плавной подачи материала.

Технология FDM отличается высокой гибкостью, но имеет определенные ограничения. Хотя создание нависающих структур возможно при небольших углах наклона, в случае с большими углами необходимо использование искусственных опор, как правило, создающихся в процессе печати и отделяемых от модели по завершении процесса (рис. 1а). В качестве расходных материалов доступны всевозможные термопластики и композиты, включая ABS, PLA, поликарбонаты, полиамиды, полистирол, лигнин и многие другие. Как правило, различные материалы предоставляют выбор баланса между определенными прочностными и температурными характеристиками.

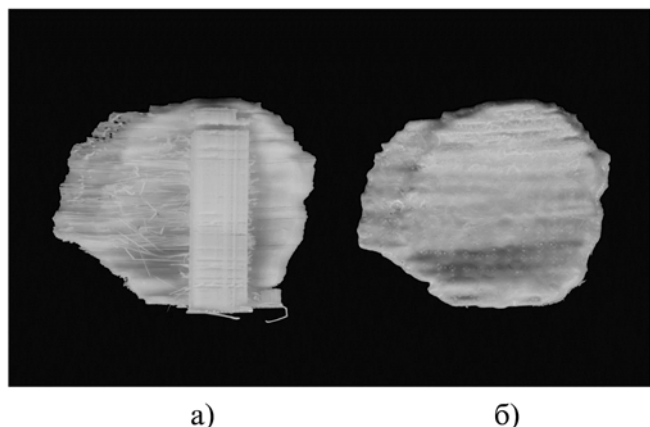


Рис. 1. Прототипы имплантатов, изготовленные методом FDM-печати (а); методом SLA-печати (б)

Моделирование методом послойного наплавления применяется для быстрого прототипирования и быстрого производства, что облегчает повторное тестирование с последователь-

ной, пошаговой модернизацией объекта. FDM-печать является одним из наименее дорогих методов, что обеспечивает растущую популярность бытовых принтеров, основанных на этой технологии.

Несмотря на сырьевую универсальность, из всего перечня материалов, которые можно использовать в FDM-печати, нет ни одного разрешенного к применению в качестве медицинского биосовместимого пластика [5]. Помимо этого, сама получаемая модель является неударопрочной, и даже при условии создания имплантата из биосовместимого пластика его прочностные характеристики не будут отвечать требованиям, предъявляемым к соответствующим изделиям [6]. Слабыми местами являются швы между слоями, по которым происходит разлом изделия при приложении силы [7]. Таким образом, метод FDM-печати может быть использован для создания прототипа имплантата, который, в свою очередь, следует применять в качестве эталона для изготовления пресс-формы, а уже пресс-форму использовать для создания имплантата из биосовместимого полимера, к примеру метилметакрилата.

Стереолитография (SLA, или SL) – технология производства моделей, прототипов и готовых изделий из жидких фотополимерных смол. Отвердевание смолы происходит за счет облучения ультрафиолетовым лазером или другим схожим источником энергии. Построение модели производится слой за слоем, и каждый слой вычерчивается лазером согласно данным, заложенным в трехмерной цифровой модели. Облучение лазером приводит к полимеризации (т. е. затвердеванию) материала в точках соприкосновения с лучом. Стереолитография позволяет создавать модели высокого разрешения [4], [8]. По завершении построения контура рабочая платформа погружается в бак с жидкой смолой на дистанцию, равную толщине одного слоя (как правило, от 0,05 до 0,15 мм). После выравнивания поверхности жидкого материала начинается процесс построения следующего слоя. Цикл повторяется до построения полной модели. После завершения постройки изделия промываются для удаления остаточного материала и при необходимости подвергаются обработке в ультрафиолетовой печи до полного затвердевания фотополимера. Стереолитография требует использования поддерживающих структур для построения навесных элементов модели аналогично технологии моделирования методом послойного наплавления (FDM). По сути, опоры являются временными элементами конструкции, удаляемыми вручную после завершения процесса изготовления, что требует временных затрат на постобработку. Главным преимуществом стереолитографии можно считать высокую точность печати. Существующая технология позволяет наносить слои толщиной 15 мк, что в несколько раз меньше толщины человеческого волоса. Прототип имплантата и пресс-формы, полученные данным методом, представлены на рис. 1б и 2. Готовые изделия могут обладать различными механическими свойствами в зависимости от заложенных характеристик фотополимера: существуют имитаторы твердых термопластиков, резины и других материалов. Стереолитография позволяет создавать детали высокой сложности, но зачастую имеет высокую стоимость за счет относительно высокой цены расходных материалов.

Выборочное лазерное спекание (Selective Laser Sintering) – технология, основанная на последовательном спекании слоев порошкового материала с помощью лазеров высокой мощности. SLS-печать подразумевает использование одного или нескольких лазеров (как правило, углекислотных) для спекания частиц порошкообразного материала до образования трехмерного физического объекта. В качестве расходных материалов используются пластики, металлы (DMLS – будет рассмотрен отдельно), керамика или стекло. Спекание производится за счет вычерчивания контуров, заложенных в цифровой модели с помощью одного или нескольких лазеров. По завершении сканирования рабочая платформа опускается и наносится новый слой материала. Процесс повторяется до образования полной модели. Специфика технологии позволяет создавать детали практически неограниченной сложности из различных материалов [9], [10]. Так как плотность изделия зависит не от про-

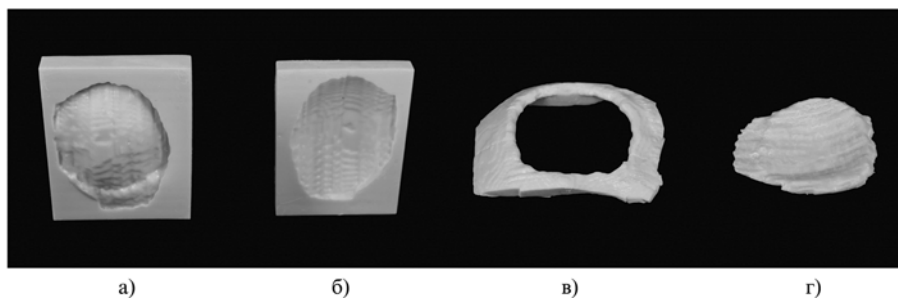


Рис. 2. Прототипы, изготовленные методом SLA-печати:

а), б) составные части пресс-формы; в) фрагмент черепа в области дефекта; г) прототип имплантата

должительности облучения, а от максимальной энергии лазера, в основном используются пульсирующие излучатели. Перед началом печати расходный материал подогревается до температуры чуть ниже точки плавления, чтобы облегчить процесс спекания. В отличие от таких методов, как стереолитография (SLA) или моделирование методом послойного наплавления (FDM), SLS не требует построения опорных структур, что позволяет максимально снизить временные затраты на постобработку изделий [11]. Навесные части модели поддерживаются неизрасходованным материалом. Такой подход позволяет добиться практически неограниченной геометрической сложности изготавливаемых моделей (рис. 3). В сравнении с другими методами аддитивного производства SLS отличается высокой универсальностью в плане выбора расходных материалов.

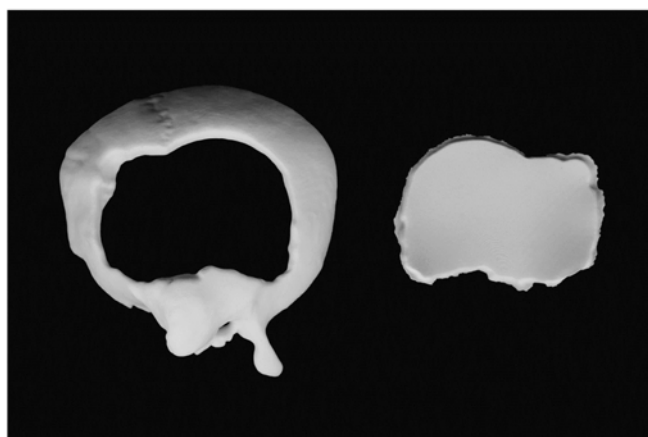


Рис. 3. Фрагмент черепа в области дефекта и прототип имплантата, выполненные методом SLS-печати

SLA- и SLS-печать сопоставимы по точности получаемых моделей, при этом изделия превосходят по прочностным характеристикам аналоги, выполненные способом FDM-печати. Однако так же, как и в случае с FDM-печатью, для указанных методов нет биосовместимого сырья, что позволило бы сразу изготавливать имплантат. Для принтеров, работающих на технологии PolyJet (разновидность SLA-печати), доступен материал MED610, имеющий медицинское разрешение на ношение в ротовой полости до 24 ч, что дает возможность использовать его для создания временных зубных протезов. Для имплантации и контакта с внутренней средой организма данный материал не разрешен.

Из перечисленных выше методов оптимальным для прототипирования является метод SLS-печати, поскольку в связи с отсутствием конструктивных элементов поддержки, которые следует удалять, изделия практически не требуют проведения постобработки.

Таким образом, изготовить прототип имплантата возможно любым из приведенных выше способов, однако создание самого медицинского изделия требует дополнительных мероприятий: либо создания пресс-формы на основе прототипа с дальнейшим заполнением ее отвердевающим медицинским полимером (например, полиметилметакрилатом), либо формо-

вания имплантата с использованием прототипа в качестве фантомной модели.

Нами были проанализированы оба указанных выше способа изготовления имплантатов. При изготовлении через этап пресс-форм существует ряд ограничений. Этот способ неприемлем для закрытия области скуло-орбитального комплекса, когда имплантат имеет сложную трехмерную структуру, так как пресс-форма может заполниться биополимером не полностью, что потребует повторения процедуры. Также немаловажным фактором является адгезия биополимера к пресс-форме. В случае, если пресс-форма изготовлена из пластмассы, ее следует покрывать термостойкой тонкой пленкой или обрабатывать гелем или смазкой, не позволяющими биополимерам прилипнуть к пресс-форме. В противном случае после полимеризации и адгезии полимера к пресс-форме весь процесс будет выбракован. Помимо этого, необходимо создание пресс-формы с правильной плоскостью разреза ее составляющих, так как при наличии слепых карманов (рис. 2а) извлечение полимеризованного имплантата будет попросту невозможно. Пресс-форму можно изготовить из плотного каучука, что нивелирует адгезию, а за счет минимальной эластичности пресс-формы изделие легко удаляется из нее.

Способ формирования имплантатов более технологичен по сравнению с применением пресс-форм. Суть его заключается в создании имплантата по поверхностной модели прототипа, который используется в качестве фантома. Для такого метода необходимо создание не только прототипа, но и прилегающей части черепа для правильного позиционирования будущего имплантата. В качестве сырья используются титановые пластины (сетки), которые гнутся, режутся, затем сшиваются по фантомной модели.

Оба указанных метода требуют производства промежуточных (побочных) продуктов, которыми являются пресс-формы или фантомные модели черепа. Аналогичным промежуточным изделием на заре персонализированной имплантологии в свое время была полномасштабная модель черепа, получаемая методом стереолитографии [4].

Появление технологии DMLS – прямого лазерного спекания металлов (Direct Metal Laser Sintering) – открыло возможности прямой печати имплантатов из титана – биосовместимого металла, используемого в медицине. Это позволяет отказаться от создания каких-либо промежуточных изделий для создания искомого имплантата [12].

В качестве нагревательного элемента для спекания металлического порошка применяют оптоволоконные лазеры относительно высокой мощности – порядка 200 Вт. Некоторые устройства используют более мощные лазеры с повышенной скоростью сканирования (т. е. скоростью передвижения лазерного луча) для более высокой производительности.

DMLS позволяет создавать цельные металлические детали сложной геометрической формы. Порошковый материал подается в рабочую камеру в количествах, необходимых для нанесения одного слоя. Специальный валик выравнивает поданный материал и удаляет излишний материал из камеры, после чего лазерная головка спекает частицы свежего порошка между собой и с предыдущим слоем согласно контурам, определенным цифровой моделью. После завершения вычерчивания слоя процесс повторяется: валик подает свежий мате-

риал, и лазер начинает спекать следующий слой. Привлекательной особенностью этой технологии является очень высокое разрешение печати – в среднем около 20 мк. Для сравнения, типичная толщина слоя в любительских и бытовых принтерах, использующих технологию FDM, составляет порядка 100 мк.

Другой интересной особенностью процесса является отсутствие необходимости построения опор для нависающих элементов конструкции. Неспеченный порошок не удаляется во время печати, а остается в рабочей камере. Таким образом, каждый последующий слой имеет опорную поверхность. Кроме того, неизрасходованный материал может быть собран из рабочей камеры по завершении печати и использован заново. Технология практически не имеет ограничений по геометрической сложности построения, а высокая точность исполнения минимизирует необходимость механической обработки напечатанных изделий.

Технология DMLS обладает несколькими достоинствами по сравнению с традиционными производственными методами. Наиболее очевидным является возможность быстрого производства геометрически сложных деталей без необходимости механической обработки (так называемых субтрактивных методов: фрезеровки, сверления и пр.). Производство практически безотходно, что выгодно отличает DMLS от субтрактивных технологий, позволяет создавать несколько моделей одновременно с ограничением лишь по размеру рабочей камеры [13]. Построение моделей занимает часы, что несоизмеримо более выгодно, чем литейный процесс, который может занимать до нескольких месяцев с учетом полного производственного цикла.

Технология DMLS применяется для производства готовых изделий малого и среднего размеров в различных отраслях, включая аэрокосмическую, стоматологическую, медицинскую и др. [12], [14]-[17]. Типичный размер области построения существующих установок составляет 250 × 250 × 250 мм, хотя технологических ограничений на размер не существует. DMLS используется для быстрого прототипирования, снижает время разработки новых продуктов, а также в производстве, позволяя сокращать себестоимость мелких партий и упрощать сборку изделий сложной геометрической формы.

В качестве расходных материалов могут использоваться практически любые металлы и сплавы в порошковой форме. Сегодня успешно применяются нержавеющая сталь, кобальт-хромовые сплавы, титан и пр. [18].

Метод DMLS выбран нами в качестве оптимального способа прямого создания индивидуальных имплантатов для проведения реконструктивных вмешательств на костях черепа. Используя трехмерный принтер EOS M290, мы создали индивидуальный титановый имплантат на основе одного клинического случая больного с дефектом костей черепа. Производственный процесс выглядел следующим образом: на первом этапе пациенту с дефектом костей черепа проводилась мультисрезовая компьютерная томография головы. В результате исследования получались послойные срезы черепа толщиной 0,5 мм и с шагом среза 1 мм, которые экспортировались в виде серии цифровых снимков в формате DICOM в программу для

построения трехмерной модели. На втором этапе с применением специализированного программного обеспечения создавалась объемная модель черепа больного на основе МСКТ-снимков. Далее оператором по трехмерному моделированию создавался виртуальный имплантат для закрытия имеющегося дефекта костей черепа больного. На третьем этапе производилась DMLS-печать имплантата из титана (рис. 4). После остывания полученного имплантата с помощью специальной аспирационной системы удалялся неспеченный титановый порошок. Далее элементы поддержки вручную удалялись с поверхности имплантата. В качестве двойного контроля на этом же этапе нами создавался фрагмент черепа больного в области его дефекта SLS-методом из полиамида. На наш взгляд, создание фантомной модели позволит хирургу спланировать ход операции и еще до вмешательства убедиться в конгруэнтности получаемого имплантата. После чего имплантат может быть отправлен на стерилизацию и далее имплантирован больному.

Заключение

Проанализировав литературу и собственный опыт трехмерного моделирования, прототипирования и печати, мы считаем, что в настоящее время, исходя из технологий трехмерной печати, доступных на территории Российской Федерации, оптимальным для создания биосовместимых хирургических металлических имплантатов является метод прямого лазерного спекания титана. Дальнейшие клинические исследования индивидуальных титановых имплантатов позволят решить вопрос о внедрении данной методики в клиническую практику.

Список литературы:

1. Левченко О.В. Современные методы краниопластики // Нейрохирургия. 2010. № 2. С. 5-13.
2. Коновалов А.Н., Потапов А.А., Лихтерман Л.Б. Хирургия последствий черепно-мозговой травмы. – М.: Медиа Сфера, 2006. 352 с.
3. Потапов А.А., Корниенко В.Н., Кравчук А.Д. и др. Современные технологии в хирургическом лечении последствий травмы черепа и головного мозга // Вестник РАМН. 2012. № 9. С. 31-38.
4. Коновалов А.Н., Потапов А.А., Лихтерман Л.Б. и др. Реконструктивная и минимально инвазивная хирургия последствий черепно-мозговой травмы. – М.: Т.А. Алексева, 2012. 320 с.
5. Tan E.T., Ling J.M., Dinesh S.K. The feasibility of producing patient-specific acrylic cranioplasty implants with a low-cost 3D printer // Journal of Neurosurgery. 2015. Vol. 11.
6. Sood A.K., Ohdar R.K., Mahapatra S.S. Experimental investigation and empirical modeling of FDM process for compressive strength improvement // Journal of Advanced Scientific Research. 2012. Vol. 3. № 1. PP. 81-90.
7. Domingo-Espin M., Borros S., Agulló N. et al. Influence of building parameters on the dynamic mechanical properties of polycarbonate fused deposition modeling parts // 3D Printing and Additive Manufacturing. 2014. Vol. 1. № 2. PP. 70-77.

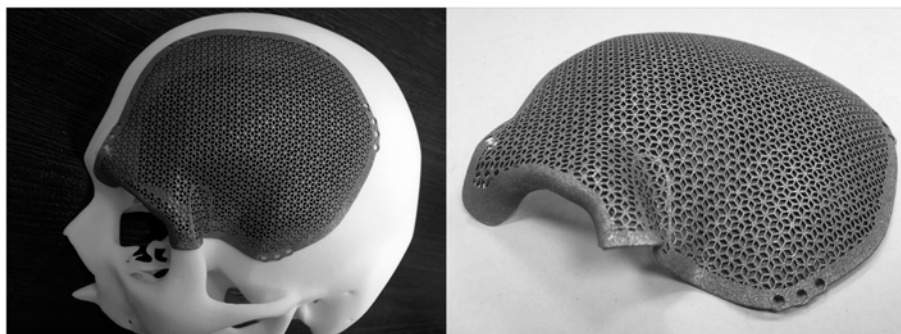


Рис. 4. Фрагмент черепа в области дефекта, выполненный методом SLS-печати, и сам титановый имплантат, выполненный методом DMLS-печати

8. Cheng W., Fuh J.Y.H., Nee A.Y.C. et al. Multi-objective optimization of part building orientation in stereolithography // *Rapid Prototyping Journal*. 1995. Vol. 1. № 4. PP. 12-23.
9. Kinstlinger I.S., Bastian A., Paulsen S.J. et al. Open-source selective laser sintering (OpenSLS) of nylon and biocompatible polycaprolactone // *PLoS One*. 2016. Vol. 3. PP. 1-25.
10. Zhou W.Y., Wang M., Cheung W.L. et al. Selective Laser Sintering of Poly (L-Lactide) / Carbonated Hydroxyapatite Nanocomposite Porous Scaffolds for Bone Tissue Engineering. – Rijeka: InTech, Tissue Engenering, 2010. 524 p. Chapter 9. PP. 179-204.
11. Hao L., Savalani M.M., Zhang Y. et al. Selective laser sintering of hydroxyapatite reinforced polyethylene composites for bioactive implants and tissue scaffold development // *Journal of Engineering in Medicine*. 2006. Vol. 220. № 4. PP. 521-531.
12. Ciocca L., Fantini M., de Crescenzo F. et al. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2011. Vol. 49. № 11. PP. 1347-1352.
13. Slotwinski J.A., Garboczi E.J., Stutzman P.E. et al. Characterization of metal powders used for additive manufacturing // *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*. 2014. Vol. 119.
14. Mangano C., Piattelli A., d'Avila S. et al. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: A histologic report // *European Journal of Oral Implantology*. 2010. Vol. 36. № 2. PP. 91-96.
15. Mangano F., Luongo F., Shibli J.A. et al. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering implants: A 3-year prospective clinical study // *International Journal of Dentistry*. 2014. Vol. 2014. Article ID 252343. 9 p.
16. Chia H., Wu B.M. Recent advances in 3D printing of biomaterials // *Journal of Biological Engineering*. 2015. Vol. 9.
17. Mangano F., Chambrone L., van Noort R. et al. Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature // *International Journal of Biomaterials*. 2014. Vol. 2014.
18. Verma A., Tyagi S., Yang K. Modeling and optimization of direct metal laser sintering process // *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2015. Vol. 77. № 5. PP. 847-860.

Сергей Валерьевич Мишинов,
канд. мед. наук, научный сотрудник,
врач-нейрохирург,
Вячеслав Владимирович Ступак,
д-р мед. наук, профессор,
зав. отделением,
отделение нейрохирургии № 1,
ФГБУ «НИИ травматологии
и ортопедии им. Я.Л. Цивьяна»,
Наталья Владимировна Мамонова,
канд. техн. наук, руководитель,
отдел медицинских разработок,
ООО «Инжиниринговый
медико-технологический центр»,
Андрей Александрович Панченко,
технический директор,
Игорь Борисович Красовский,
генеральный директор,
ООО «Logeeks»,
Дарья Викторовна Лазуренко,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Материаловедение в машиностроении»,
ФГБОУ ВО «Новосибирский
государственный технический университет»,
г. Новосибирск,
e-mail: smishinov@yandex.ru

Е.О. Филиппова, Н.С. Каланда, В.Ф. Пичугин, А.Н. Алейник, А.М. Гурьев, М.В. Белоусов

Исследование процесса стерилизации трековых мембран из полиэтилентерефталата с помощью низкотемпературной атмосферной плазмы

Аннотация

В последнее время особый интерес вызывают исследования антимикробного действия низкотемпературной плазмы при атмосферном давлении в качестве метода щадящей стерилизации. В статье представлены результаты определения микробицидной эффективности низкотемпературной плазмы при ее воздействии на трековые мембраны из полиэтилентерефталата (ПЭТФ), исследуемые в качестве роговичного имплантата в кератопластике. Результаты проведенных экспериментов показали, что плазма обладает стерилизующей способностью в режимах обработки образцов по 30, 60 и 90 с и может применяться для стерилизации мембран, требующих щадящего стерилизационного режима.

Введение

Дезинфекция как комплекс мероприятий профилактики инфекций остается актуальной проблемой современного здравоохранения. При несоблюдении режимов дезинфекции изделия медицинского назначения могут являться фактором передачи возбудителей бактериальной и вирусной инфекции, а также патогенных грибов и простейших. Поэтому медицинские инструменты и имплантаты подвергаются стерилизации.

Трековые мембраны (ТМ) из ПЭТФ благодаря необходимой пористой структуре и высокой биосовместимости обладают хорошим потенциалом для применения в офтальмологии при лечении эпителиально-эндотелиальной дистрофии роговицы глаза [1]. Перед хирургической операцией имплантаты стерилизуются способами, которые применяются в отечественной практике здравоохранения: паровым методом и методом воздействия ионизирующим излучением. В результате воздействия высокой температуры и давления (паровой метод) или высокоэнергетического облучения на полимерные

имплантаты возможно изменение физико-химических свойств материала, что может сказаться на функциональности, токсичности и безопасности имплантатов. В связи с этим в последнее время все больше внимания уделяется разработке новых методов щадящей стерилизации [2]-[4], в частности антимикробному эффекту низкотемпературной плазмы [2].

Цель рассматриваемой работы – исследование стерилизационного эффекта низкотемпературной атмосферной плазмы при ее воздействии на поверхность трековых мембран из ПЭТФ.

Материалы и методы

Трековые мембраны из полиэтилентерефталата были получены путем облучения полимерной пленки пучком ионов $^{40}\text{Ar}^{+8}$ с максимальной энергией 41 МэВ и последующего химического травления. Травление осуществляли в водном растворе NaOH с 1,5 N концентрацией при температуре 72...82 °С.

Для определения размеров и поверхностной плотности пор в трековых мембранах использовались изображения поверх-