

В ходе эксперимента была произведена оценка дисперсии шума  $\sigma^2$  в зависимости от количества  $P$  накопленных сечений по яркости. Так, до обработки изображения глазного дна дисперсия шума  $\sigma^2$  составляла в среднем 113. С увеличением величины  $P$  дисперсия шума уменьшалась: при  $P$ , равной 10, дисперсия шума  $\sigma^2$  составляла 38,1, а при  $P$ , равной 60, дисперсия шума  $\sigma^2$  равнялась 14,2. Таким образом, экспериментальные данные, полученные по изображениям диска зрительного нерва, подтверждают теоретические сведения.

На *рис. 4* представлен результат выделения границ диска зрительного нерва, показанных на *рис. 1*.

Для тестирования предложенного метода было обработано 30 изображений глазного дна, проанализированных предварительно экспертами-офтальмологами. Контуры дисков зрительного нерва выделялись вручную, с дальнейшей обработкой по предложенному алгоритму. Для оценки точности результатов применяли показатель среднего перекрытия двух полученных контуров, т. е. насколько совпадают площади контуров, выделенных врачом и программой соответственно. Показатель среднего перекрытия составил 0,93, что говорит о высокой точности предложенного метода.

### Заключение

Предложен метод выделения границы диска зрительного нерва на изображении глазного дна, основанный на накоплении отсчетов яркости в сечениях по диагонали. Данный метод позволяет устранить нечеткость границ диска зрительного нерва. Предложена модификация метода для случая, когда диск зрительного нерва характеризуется овальной формой. При этом накопление производится не по всем диагоналям, а в пределах сектора. В результате накопления отсчетов яркости получаем усредненное сечение по всему изображению диска зрительного нерва или набор сечений в пределах каждого сектора. Далее производится пороговая обработка в строке накопленных отсчетов яркости по среднему значению уровня яркости и определяется диаметр изображения диска зрительного нерва.

Показано, что в красной цветовой компоненте влияние кровеносных сосудов в области границы диска зрительного нерва минимально. В связи с этим предложено накопление отсчетов яркости производить в красном канале изображения глазного дна. Полученные результаты выделения границы диска зрительного нерва на изображении глазного дна пока-

зали хорошее совпадение с результатами анализа врачей-офтальмологов.

### Список литературы:

1. Кацнельсон Л.А., Лысенко В.С., Башианская Т.И. Клинический атлас патологии глазного дна. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. С. 120.
2. Соифер В.А. Компьютерная обработка изображений // Вестник Российской академии наук. 2001. Т. 71. № 2. С. 119-129.
3. Ильасова Н.Ю., Устинов А.В., Баранов В.Г. Экспертная компьютерная система диагностики глазных заболеваний по изображениям глазного дна // Компьютерная оптика. 1999. № 19. С. 202-209.
4. Семашко А.С., Крылов А.С., Родин А.С. Поиск границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна с использованием метода активных контуров / Труды 13-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение». 2011. Т. 2. С. 180-183.
5. Kass M., Witkin A., Terzopoulos D. Snakes: Active Contour Models // International Journal of Computer Vision. 1987. Vol. 1. PP. 321-331.
6. Фурман Я.А., Передерев А.К., Кревецкий А.В. и др. Введение в контурный анализ и его приложение к обработке изображений и сигналов. – М.: Физматлит, 2002. С. 592.

*Ринат Гафиятуллович Хафизов,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра радиотехнических  
и медико-биологических систем,  
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный  
технологический университет»,  
Елена Геннадьевна Танаева,  
аспирант,  
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный  
технологический университет»,  
врач-офтальмолог,  
ГБУ РМЭ «Республиканская  
офтальмологическая больница им. Г.И. Григорьева»,  
г. Йошкар-Ола,  
e-mail: HafizovRG@volgatech.net*

*М.А. Головин, Н.В. Марусин, Ю.Б. Голубева*

## Применение 3D-технологий в протезно-ортопедической отрасли

### Аннотация

Приведен обзор аддитивных технологий, которые используются для производства протезно-ортопедических изделий.

Проведен анализ работы с 3D-сканерами и комплектным программным обеспечением. Для анализа 3D-сканеров разработаны методика сканирования и методики оценки удобства и качества сканирования.

Приводятся сведения о ПО для моделирования ПОИ.

### Введение

Стремительно развивающиеся 3D-технологии находят свое применение во всех сферах жизни и отраслях производства. Они менялись с развитием технологий и с появлением новых требований из различных областей применения [1]. На их развитие косвенно влияли другие причины: например, широкое распространение 3D-принтеров стало возможным только спустя 30 лет после разработки технологии – закрытая информация и коммерческая тайна охраняли инновации от конкурентов.

В настоящее время идет процесс формализации требований к 3D-технологиям, в связи с чем технический комитет по

стандартизации № 182 «Аддитивные технологии» разрабатывает стандарты для регулирования сферы аддитивных технологий: в мае 2017 года были приняты стандарты «Аддитивные технологические процессы. Базовые принципы. Часть 1. Термины и определения», «Аддитивные технологические процессы. Базовые принципы. Часть 2. Материалы для аддитивных технологических процессов. Общие требования» [2].

Аддитивные технологии включают в себя сканирование, моделирование и печать. На *рис. 1* представлена схема технологического процесса.

В настоящей статье приведены сведения о существующих способах применения 3D-технологий в производстве протезно-ортопедических изделий (далее – ПОИ) в мире, а также

представлен анализ оборудования и программного обеспечения (далее – ПО). Так как авторами не была поставлена задача привести полный перечень существующего в мире оборудования, читатель может найти и другие устройства, работающие по указанным ниже технологиям.

### 3D-сканирование

Задача трехмерного сканирования – построение цифровой объемной модели физического объекта [3]. Технологии сканирования: лазерное, оптическое, томография. Способы сканирования: мобильное, стационарное. Объекты сканирования: живая модель – пациент или негатив/позитив частей тела.

При сканировании используется специальное ПО. Оно может:

- входить в комплект поставки (ПО «Artec Studio» при покупке сканера «Artec Eva», Россия);
- быть установленным из сети Интернет с доступом при указании серийного номера оборудования (ПО «3D Systems sense» для сканера «Sense Next Gen», США);
- быть установленным из магазина приложений (ПО «Captervia», «Ossur» и др. для устройства на операционной системе «iOS», США, для работы со сканером «Occipital Structure sensor», США);
- быть приобретенным за дополнительную плату (ПО «Artec Studio»).

Для повышения качества скана можно использовать универсальное ПО для мобильных и стационарных сканеров, например «Artec Studio».

Примеры сканеров с разделением по видам приведены в табл. 1 [4]-[7].

К мобильным сканерам относятся ручные модели, которые оператор перемещает в пространстве вокруг объекта сканирования. Эти сканеры могут быть крупными (размером с толстую книгу): например модели «Artec Eva» компании «Artec» (Россия), «Go!Scan 3D 50» компании «Creaform» (Канада) – и компактными: например «3D Scanner» компании «XYZ Printing» (Китай), «Structure sensor» компании «Occipital» (США).

В процессе работы авторы ознакомились с использованием мобильных сканеров. Для оценки удобства и качества сканирования нами были разработаны методика и шкалы оценки, которые приведены в табл. 2, 3.

Для апробации было проведено тестовое сканирование. Объект сканирования – предплечье человека. Методика сканирования: верхняя конечность находилась в положении отведения (абдукции) на 10...15°, локоть находился в положении сгибания (флексии) на 10...20°, сканирование происходило без пауз, от дистальной части верхней конечности (кисти) к проксимальной части предплечья (локтя), начинаясь с тыльной стороны кисти.

В табл. 4 приведены характеристики мобильных сканеров, которые были опробованы в работе.

При изготовлении протезов применяются мобильные сканеры для изготовления приемных гильз.

Стационарные сканеры применяются в реверс-инжиниринге деталей протезов после эксплуатации или испытаний для анализа изменений, после чего происходит доработка конструкции и методики расчета в ПО.

В производстве обуви нашло применение сканирование стоп и обувных колодок, для этого применяются стационарные

Таблица 1

Технологии сканирования и примеры оборудования

№ п/п	Вид оборудования (технология)	Примеры моделей сканеров	Объект сканирования	Область применения
1	Планшетный 3D-сканер (стационарный лазерный)	«DelCAM iQube» (Великобритания), «Foot in 3D» (Италия), «CryoScan3D» (Канада)	Стопа, негатив	Вкладные ортопедические изделия
2	Сканер негатива (стационарный лазерный)	«Voxelcare 3D laser Foam Box Scanner» (Испания)	Негатив	Вкладные ортопедические изделия
3	Объемный сканер стопы (стационарный лазерный)	«INFOOT USB 3D Foot Scanner» (Япония)	Стопа, колодка	Вкладные ортопедические изделия, обувные колодки
4	Мобильные сканеры (оптические)	«Sense Next Gen» (США), «Artec Eva» (Россия), «Go!Scan3D 50» (Канада)	Пациент, негатив, позитив	ПОИ
5	Мобильные сканеры (лазерные)	«Occipital Structure sensor» («iSense») (США)	Пациент, негатив, позитив	ПОИ
6	Стационарные сканеры (оптические)	«Texel Portal» (Россия), «EinScan-SP» (Китай)	Пациент, негатив, позитив	ПОИ, детали протезов, ортезов
7	Стационарные сканеры (лазерные)	«MakerBot Digitizer» (США), «Штрих-2» (Россия)	Пациент, негатив, позитив	Детали протезов, ортезов
8	Томография (КТ, МРТ)	«DeskTom CT Scanner» (США)	–	ПОИ

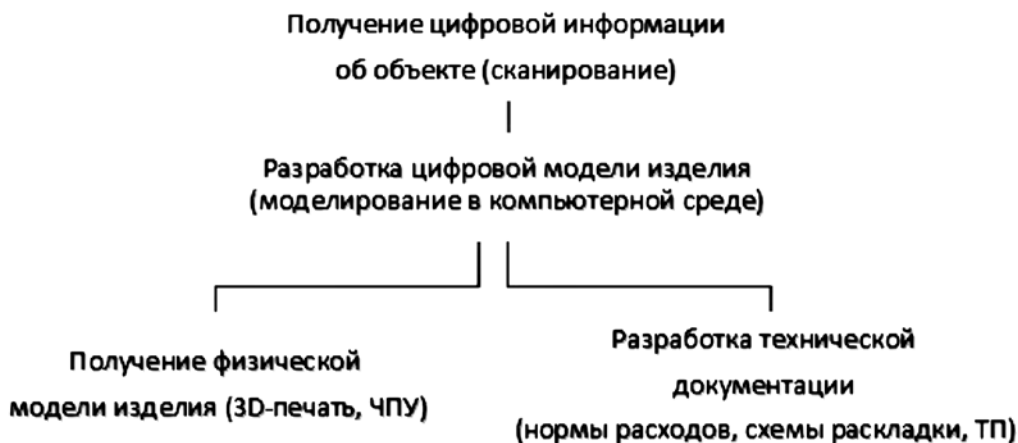


Рис. 1. Схема технологического процесса с использованием аддитивных технологий

ные планшетные и объемные сканеры. Для сканирования стоп также применяется комбинированное сканирование, например, сканируется тыльная часть стопы, затем негатив, и после этого полученные модели сшиваются.

Производители оборудования стремятся сократить время сканирования – сейчас для планшетных сканеров оно занимает менее 3 с. На этом пути преуспела кооперация компаний «Fuel3D» (<https://www.fuel-3d.com/>, Великобритания) и «Cryos Technologies» (<http://www.cryos.com/>, Канада) – они разработали сканер «CryoScan3D», который осуществляет 3D-сканирование мгновенно. Недостаток этого сканера заключается в методике: подография, т. е. двухмерное изображение стопы,

регистрируется также мгновенно, но только после снятия специальной подставки, позволяющей сделать объемное сканирование, т. е. стопа находится в разных положениях при сканировании.

У мобильных ручных сканеров имеется ряд недостатков. Так, например, при их использовании необходимо ходить вокруг объекта, что делает неудобным использование сканеров моделей «Sense Next Gen», «Artec Eva» и прочих, которым необходимо соединяться с компьютером при помощи кабеля. Данный недостаток устранен в сканерах типа «Structure Sensor», но возникает другой: для их работы требуется устройство компании «Apple» (США) или переходник для устройств других компаний.

Таблица 2

**Оценка удобства сканирования**

№ п/п	Наименование характеристики сканера	Критерий оценки хар-ки	Баллы
1	Условия потери объекта сканирования	При малом отклонении от угловой скорости сканирования	1
		При значительном отклонении от угловой скорости сканирования	2
		Только при резких движениях оператора	3
2	Длина кабеля к ПК	Менее 1 м	1
		От 1 до 2 м	2
		Более 2 м	3
3	Вес	Более 1 кг	1
		От 0,5 до 1 кг	2
		Менее 0,5 кг	3
4	Время разогрева	Более 1 мин	1
		От 31 до 60 с	2
		Менее 30 с	3
5	Время сканирования	Более 10 мин	1
		От 2 до 10 мин	2
		Менее 2 мин	3

Таблица 3

**Оценка качества сканирования**

№ п/п	Наименование характеристики 3D-модели	Критерий оценки хар-ки	Баллы
1	Количество полигонов, ед.	До 40 тыс.	1
		До 1 млн	2
		Более 1 млн	3
2	Количество артефактов, ед.	Более 20	1
		От 6 до 20	2
		Менее 5	3
3	Время постобработки, мин*	Более 30	1
		От 5 до 30	2
		До 5	3
4	Точность сканирования, мм	Более 0,5	1
		≤ 0,5	2
		≤ 0,1	3

Примечание – \*В программе обработки, которая входит в комплект поставки.

Таблица 4

**Сравнение характеристик мобильных сканеров**

№ п/п	Модель сканера	Технология сканирования	Год начала поставок	Сравнительная оценка, баллы	
				Удобство	Качество
1	«Sense Next Gen» (США)	Оптическая	2016	10	7
2	«Artec Eva» (Россия)	Оптическая	2009	10	11
3	«Go!Scan3D 50» (США)	Оптическая	2014	10	11
4	«Structure sensor» (США)	Лазерная	2012	13	8

## 3D-моделирование

Данная технология позволяет перевести работу по моделированию позитива в компьютерную среду. Процесс работы начинается в САД-системе, где происходит создание или редактирование модели. Далее в САЕ-модуле выполняются моделирование нагрузок и конечно-элементный анализ разработанной модели [8]. После этого в САМ-модуле или слайсере формируются управляющие команды для станка с числовым программным управлением или 3D-принтера соответственно.

Также нашло свое применение 3D-моделирование по данным томографии [9]. Моделирование с наложением рентгеновского снимка на 3D-модель пациента имеет следующие ограничения: совмещенное изображение по сечениям, недостаток информации о тканях и их взаимном расположении. Ограничения снимаются при наличии объемной модели тела – она необходима для моделирования нагрузок на ПОИ: вкладные ортопедические изделия (далее – стельки), приемную гильзу, стенку корсета – при проведении специалистом конечно-элементного анализа конструкции.

ПО для 3D-моделирования может быть как платное, например «ScanIP», компания «Simpleware» (Великобритания); «Magics», компания «Materialize» (Бельгия), так и бесплатное, например «InVesalius», компания «СТИ» (Бразилия). Полученные в программе «InVesalius» 3D-модели имеют повторяющиеся вершины и вертикали, рекомендуется их постобработка в программе MeshLab.

Для моделирования ПОИ разработаны специализированные платные САД-системы: «Bioshape» (США), «rodin4D NEO» (Франция), «PandoFit» (Болгария), «Canfit» (Канада), «Standard Cyborg Design Studio» (США) (<http://www.biosculptor.com>, <http://www.rodin4d.com>, <http://prosfite.com/>, <http://www.vorum.com>, <http://www.standardcyborg.com/>). ПО предоставляет инструменты изменения объемно-габаритных параметров позитивов, моделирования изделий, позволяет повышать повторяемость изделий путем анализа предыдущего опыта и создания библиотеки элементов моделируемого изделия. В России уже в настоящее время подобные системы применяются при изготовлении функционально-корректирующих (жестких) корсетов [10].

Наиболее удобным бесплатным инструментом для задач моделирования ПОИ является ПО «Meshmixer» (США) (<http://www.meshmixer.com/>). Оно позволяет редактировать позитив, получать модели готовых изделий. Моделирование ортезов и приемных гильз в данном ПО занимает от 2 мин до 1 ч. Его удобно использовать совместно с ПО «Tinkercad» (США) (<https://www.tinkercad.com/>). Обучение происходит по бесплатным материалам, размещенным в сети Интернет.

В производстве обуви САД/САМ-технологии нашли наибольшее применение для моделирования обувных колодок. В России наиболее известным в этой области было ПО компании «DelCam» (Великобритания) [11], [12]. Компания имела более чем 30-летнюю историю до покупки компанией «Autodesk» (США). В настоящий момент все модули, ранее предназначенные для обувной промышленности, объединены в базовый модуль «Autodesk PowerShape» (США). Данный программный пакет является удобным, гибким, позволяет создавать собственные надстройки для повышения производительности. Подобные продукты есть в линейке ПО «ShoeMaster» компании «Atom s.p.a.» (Италия) (<http://atom-shoemaster.com/en/>). Моделирование в программах общего технического назначения представляется возможным, но требует разработки собственных методик.

Для создания и моделирования стелек разработано специализированное ПО, которое было проанализировано при подготовке настоящего обзора:

- 1) «Pedcad insole designer», компания «PedCAD» (Германия). Моделирование происходит по 2D-скану. Интерфейс сложен для восприятия. Для гибкого моделирования стелек не подходит. Работа с дополнениями сложна и требует существенных навыков;

- 2) «Plantarcad Podoscanalyzer 3D», компания «Diasu» (Италия). ПО для моделирования стелек. Моделирование происходит после бароплантографии. Удобно в использовании.

Далее представлен анализ ПО для работы с 2D- и 3D-сканами:

- 1) «OrthoModel», «OrthoMan», компания «DelCAM» (Англия). Интерфейс интуитивно понятен. Набор функций для моделирования стелек обширен и прост в использовании;
- 2) «LutraCAD» (Голландия). Понятный интерфейс. Недостаточный набор инструментов редактирования. Корректировка ортопедических элементов неудобная. Плохо проработан экспорт для 3D-печати;
- 3) «easyCAD Insole», компания «Sensor Medica» (Италия). Интуитивный пользовательский интерфейс, использование дополнительных функций требует минимального обучения. Инструменты просты в использовании. База ортопедических элементов средняя;
- 4) «gensole», компания «Gyrobot» (Великобритания). Облачная программа. Моделирование осуществляется последовательно, на каждом шаге необходимо загружать файлы или шаблоны. Интуитивно понятное редактирование модели.

Также в ходе вебинаров и изучения открытых источников [13] была получена информация о ПО «Paromed modelling software», компания «Paromed» (Германия); «Orthowin Software», компания «Orthowin» (Австралия); «Online VoxelCare insole CAD», компания «VoxelCare» (Испания); «GP Insole CAD», компания «go-tec» (Германия); «FootMILL», компания «Precision 3D Limited» (Великобритания); «Amfit CAD/CAM», компания «Amfit» (Канада).

Наиболее перспективным в использовании, по нашему мнению, представляется ПО «Online VoxelCare insole CAD», так как оно сочетает в себе лучшие стороны других программ и является облачным ПО; недостаток программы – высокая стоимость.

## 3D-печать

Трехмерная печать нашла широкое применение в различных областях техники. Данная технология заключается в послойном изготовлении детали или изделия. На данный момент существует более 10 различных технологий печати, проводится множество экспериментов по выбору материалов, способа и параметров печати. Целесообразно определить наиболее распространенные технологии, применение которых для изготовления протезно-ортопедических изделий реализовано уже сейчас. Они представляют собой послойное нанесение материала (FDM) и послойное лазерное спекание (SLS).

При печати по FDM-технологии экструдер и стол для печати двигаются относительно друг друга, каждый последующий слой наносится на предыдущий. В случаях, когда последующий слой не может опереться на предыдущий, при печати формируется специальная поддержка. Если принтер имеет два и более сопла, то для поддержек применяется материал, который подвержен растворению в определенных химических соединениях в отличие от основного материала печати, что облегчает постобработку.

В отличие от FDM, в технологии SLS каждый следующий слой опирается на материал в зоне печати и поддержка не требуется.

Существуют способы автоматизации 3D-принтеров: автоматическая маркировка серийных номеров, роботизированная или конвейерная системы удаления из зоны печати готового изделия с последующей проверкой его параметров, возможность автоматической замены катушки с пластиком.

В настоящий момент SLS-принтеры значительно дороже FDM-принтеров. Перспектива их использования связана с удешевлением оборудования. Компания «REC» (Россия) (<https://rec3d.ru/>) весной 2017 года и компания «Formlabs» (США) (<https://formlabs.com/>) летом 2017 года независимо анонсировали SLS-принтеры стоимостью менее 1 млн руб., что значительно дешевле существующих аналогов.

ПО для 3D-печати, слайсер позволяют моделировать подержки, задавать режимы печати. При изготовлении ПОИ по технологии 3D-печати необходима настройка в слайсере зон и степени заполнения.

Как и для сканирования и моделирования, ПО для 3D-печати может быть платным и бесплатным. Приведем примеры бесплатного ПО [14]: «Slic3r» (Италия), «Cura Software» (Голландия), «Craftware» (Венгрия) (<http://slic3r.org/>, <https://ultimaker.com/en/products/cura-software>, <https://craftunique.com/craftware/?page=craftware>) – и платного ПО: «Simplify3d» (США) (<https://www.simplify3d.com/>). Развитие происходит в направлении удешевления: в бесплатном ПО непрерывно представляются функции платного.

Одно из значительных ограничений внедрения данной технологии – это время печати изделия в высоту. Приемные гильзы печатаются до 20 ч. Производители ведут поиски пути сокращения времени, так как повышение скорости печати может привести к снижению точности изготовления и прочности изделия.

В настоящее время ведутся поиски возможностей применения 3D-печати. Одно из направлений – печать плоских изделий с последующим формованием [15].

В разных странах изучается вопрос изготовления примечных приемных гильз и гильз максимальной готовности по FDM-технологии [16]-[22]. Для этого используются следующие материалы: PETG – полиэтилентерефталат, PCTG – полициклогександиметилентерефталат-гликоль. Для изготовления ортезов изучается возможность применения таких материалов, как PLA – полилактид, PCL – поликапролактон. Также 3D-печать применяется для создания индивидуальных дизайнов протезов и косметических оболочек [23], [24].

В легкой промышленности активно изучается печать одежды и обуви, изделия демонстрируются широкой публике. Проводятся эксперименты с гибкими пластиками типа Flex – термоэластопластами. В обувной промышленности печатаются подошвы, промежуточная стелька, проводятся эксперименты с изготовлением верха обуви.

В направлении изготовления стелек активно используется технология SLS для производства подсводной части ортопедических стелек [25], [26], используемые материалы – нейлон, пластик TPU-70A; далее полуфабрикаты покрывают слоем материала. Конструкцию изделий необходимо отработать в зависимости от экономических факторов и функциональных особенностей.

## Выводы

В настоящее время существует большое количество оборудования, в котором внедрены современные технологии. Отрадно видеть, что в более поздних моделях оборудования реализуются пожелания врачей-ортопедов, техников-протезистов, пациентов.

Однако применение 3D-технологий связано с разработкой новых методик, которые в настоящий момент отсутствуют. Специалисты, получившие базовое образование, при работе со специализированным ПО в большей степени опираются на опыт и интуицию.

## Заключение

По прогнозам, мировой рынок вкладных ортопедических изделий достигнет к 2020 году 3,5 млрд евро в год [27], [28]. Эти данные, а также курс на импортозамещение должны быть восприняты отечественными компаниями как стимул к развитию технологий и оборудования в данной области.

Проведенный нами анализ показал, что у отечественных производителей зачастую отсутствует интерес к оборудованию для протезно-ортопедической отрасли. Это может быть вызвано необходимостью получения разрешительных документов на использование оборудования и ПО как на медицинскую технику; отсутствием заказов на изготовление в связи с высокой стоимостью и низкой окупаемостью.

## Список литературы:

1. Kyriazi N. E. AI and Prosthetics / Final Master Thesis Master of Artificial Intelligence. Universitat Politecnica de Catalunya, 2016.
2. Официальный сайт Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии / <http://www.gost.ru/wps/portal/>. Дата доступа: 05.05.2017.
3. Book of Abstracts 7th International Conference on 3D Body Scanning Technologies, Lugano, Switzerland, 2016.
4. Официальный сайт производителя «Artec 3D» / <https://www.artec3d.com/ru>. Дата доступа: 10.05.2017.
5. Официальный сайт производителя «Precision 3D Limited» / <http://www.precision3d.co.uk>. Дата доступа: 10.05.2017.
6. Официальный сайт производителя «Occipital» / <https://occipital.com/>. Дата доступа: 10.05.2017.
7. Официальный сайт производителя «Shining 3D» / <http://www.einscan.com>. Дата доступа: 10.05.2017.
8. Colombo G., Facchetti G., Rizzi C. A digital patient for computer-aided prosthesis design / Interface Focus, 2013.
9. Sarikhani A., Motalebzadeh A., Asiaei S., Kamali Doost Azad B. Studying Maximum Plantar Stress per Insole Design Using Foot CT Scan Images of Hyperelastic Soft Tissues / Appl. Bionics Biomech, 2016.
10. Официальный сайт реабилитационного центра «Сколиолоджик» / <http://www.scoliolologic.ru/>. Дата доступа: 19.05.2017.
11. «Delcam». Conference coverage. Custom Orthotic Insoles Technology Forum / <http://lrmagazine.com/wp-content/uploads/2011/06/conference-coverage.pdf>. Дата доступа: 16.05.2017.
12. Germani M., Bernabeu J. A., Mandolini M., Mengoni M., Raffaelli R. A knowledge-based design process for diabetic shoe lasts / International design conference DESIGN 2012, Croatia, 2012.
13. Видеохостинг <https://www.youtube.com/?gl=RU>. Дата доступа: 07.06.2017.
14. Официальный сайт магазина «Техно3D» / <https://3dpt.ru/page/soft>. Дата доступа: 05.06.2017.
15. Официальный сайт производителя «Здравпринт» / <http://zdravprint.ru/>. Дата доступа: 19.05.2017.
16. Официальный сайт производителя «Nia Technologies» / <http://niatech.org/>. Дата доступа: 19.05.2017.
17. Официальный сайт реабилитационного центра «Fundacion Hermano Miguel» / <http://fhmecuador.org/>. Дата доступа: 22.05.2017.
18. Официальный сайт производителя «Additive Orthotics and Prosthetics» / <http://www.additiveop.com/>. Дата доступа: 22.05.2017.
19. Официальный сайт производителя «Моторика» / <http://motorica.org/>. Дата доступа: 14.06.2017.
20. OTWorld International Trade Fair and World Congress. The sector's showcase for innovation and international new products. Leipzig. 19.02.2016.
21. Sujata K. Bhatia, Shruti Sharma 3D-Printed Prosthetics Roll Off the Presses. CEP Magazine. May, 2014.
22. Extremeti3D. 3D Printed Trans Tibial Sockets Testing, 2017.
23. Официальный сайт производителя «The Alternative Limb Project» / <http://www.thealternativelimbproject.com/>. Дата доступа: 16.05.2017.
24. Официальный сайт производителя «The ALLELES Design Studio Ltd.» / <http://www.alleles.ca/>. Дата доступа: 16.05.2017.
25. Podfo. Prescription guide. [http://www.podfo.com/\\_filecache/0de/664/13999-podfo-prescription-guide-a4v2.pdf](http://www.podfo.com/_filecache/0de/664/13999-podfo-prescription-guide-a4v2.pdf). Дата доступа: 16.05.2017.
26. Surmen K., Ortes F., Arslan Y.Z. Design and Production of Subject Specific Insole Using Reverse Engineering and 3D Printing Technology // International Journal of Engineering Science Invention. 2016. Vol. 5. Iss. 12. PP. 11-15.

27. «Prodways Group». Preliminary international offering memorandum. 25.04.2017.
28. Foot Orthotic Insoles Market: By Type (Custom, Prefabricated); By End User (Sports (Running, Court); Medical (Diabetes, Rheumatoid Arthritis, Plantar Fasciitis, Metatarsalgia, Obesity); Comfort – With Forecast (2017-2022)). 29.02.2016. P. 134.

Михаил Андреевич Головин,  
магистр, руководитель лаборатории,  
Никита Владимирович Марусин,  
магистр, ведущий инженер,

Юлия Борисовна Голубева,  
руководитель отдела,  
ФГБУ «Санкт-Петербургский  
научно-практический центр медико-социальной  
экспертизы, протезирования и реабилитации  
инвалидов им. Г.А. Альбрехта»  
Министерства труда и социальной  
защиты Российской Федерации,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: muxagolovin@gmail.com

В.А. Климанов, М.А. Колыванова, А.Н. Моисеев, Ж.Ж. Галяутдинова

## Аналитическая модель для дозиметрии нестандартных пучков фотонов с малым круглым поперечным сечением

### Аннотация

Создана аналитическая модель дозового ядра тонкого луча фотонов со спектром тормозного излучения с максимальной энергией 6 МэВ, позволяющая с приемлемой для практики погрешностью определять первичный и рассеянный компоненты поглощенной дозы в водном фантоме. Предложена простая методика дозиметрии пучков фотонов круглого малого поперечного сечения с 6 МэВ тормозным спектром с использованием данной модели, сочетающая абсолютное измерение поглощенной в воде дозы в референсной точке в машинно-специфичной референсной геометрии с расчетом глубинного дозового распределения по простым аналитическим формулам для круглых пучков с произвольным радиусом поперечного сечения.

### Введение

Традиционные технологии облучения и системы дозиметрического планирования дистанционной фотонной лучевой терапии базируются на измерении с помощью ионизационных камер дозовых распределений, создаваемых квадратными полями с размерами от  $4 \times 4$  до  $40 \times 40$  см<sup>2</sup>, и не предоставляют разумной основы для стереотаксиса. Калибровка мегавольтных пучков фотонов, согласно протоколам (например [1]), производится ионизационными камерами в водном фантоме на глубине 10 см оси пучка с квадратным поперечным сечением  $10 \times 10$  см<sup>2</sup>. Однако в последние два десятилетия широкое распространение получили технологии медицинского облучения, основанные на создании предписываемых дозовых распределений при помощи суперпозиции полей малых поперечных размеров (ЛТМИ) и прецизионном облучении высокими дозами небольших новообразований пучками с малыми круглыми поперечными сечениями диаметром 0,5...3,0 см (стереотаксис).

Характерной особенностью стереотаксического облучения является невозможность установления референсных условий для калибровки пучков по поглощенной дозе в воде, так как они технологически не способны воссоздать поле размером  $10 \times 10$  см<sup>2</sup>. Кроме того, при измерении дозы в пучках малых размеров возникает проблема потери электронного равновесия. Наличие этих проблем привело к разработке в 2008 году нового формализма по определению поглощенной дозы в воде в нестандартных условиях [2], имеющих место в ЛТМИ, радиохирургии и стереотаксисе. Некоторые практические аспекты дозиметрии малых полей рассмотрены в публикации *IPEM Report 103* [3]. Вместе с тем в этой области остается много неясных вопросов, требующих тщательного изучения и детализации [4]-[6].

Один из путей, предлагаемых в новом формализме, заключается во введении промежуточного понятия машинно-специфичного поля (*MSRF*, machine-specific reference field) для терапевтических установок, в которых невозможно создание стандартного опорного поля. В общем, *MSRF* должны быть максимально приближены к стандартным опорным полям. В условиях *MSRF* определяются калибровочные абсолютные

значения доз, которые при необходимости используются при дозиметрии полей меньших размеров. Прямые измерения в малых полях связаны с многочисленными трудностями, вызванными отсутствием поперечного электронного равновесия, неполной видимостью источника из точки детектирования, эффектом усреднения по объему детектора и возмущениями, обусловленными присутствием детектора в поле излучения.

В рассматриваемой работе предлагается для повышения точности дозиметрии круглых полей малых размеров использовать расчетные данные по глубинным и радиальным распределениям для пучков круглого сечения разных размеров, полученные на основе дозового ядра для тонкого луча (ТЛ). Такие данные дают относительную зависимость разных параметров от радиуса круглого поля, а в сочетании с градуировкой для *MSR*-полей – абсолютные значения доз. Данный подход рассматривается в работе на примере пучка тормозных фотонов 6 МВ.

### Материалы и методы

Дозовое ядро (англ. dose kernel) ТЛ, геометрия которого представлена на *рис. 1а*, определяется как доля от энергии фотонов тонкого луча, поглощаемая в единице объема полубесконечной среды (в данной работе – вода) вблизи произвольной точки  $\vec{r}$ . Учитывая, что в принятой для модели геометрии ТЛ падает нормально на полубесконечную среду, ядро тонкого луча зависит от глубины расположения расчетной точки  $z$ , ее расстояния от оси источника  $r$  и от энергии фотонов  $E$ . Будем обозначать это ядро через  $K_{ТЛ}(E, z, r)$ .

Нетрудно показать (см., например, [7]), что доза в водном фантоме на оси дискового мононаправленного источника фотонов радиусом  $R$  и качеством  $Q$  (*рис. 1б*) связана с дозовым ядром ТЛ соотношением

$$D(Q, z, r=0, R) = 2\pi \int_0^R \psi(r, z=0) \cdot \bar{K}_{ТЛ}(z, r) \cdot r \cdot dr, \quad (1)$$

где  $\psi(r, z=0)$  – распределение флюенса энергии на поверхности фантома;  $\bar{K}_{ТЛ}(z, r)$  – дозовое ядро ТЛ, усредненное по спектру падающих фотонов.