

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ 3D ПЕЧАТИ В ОБЛУЧЕНИИ ЭЛЕКТРОНАМИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ И ПЕРСПЕКТИВЫ ИХ ПРИМЕНЕНИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

С.С. Русецкий¹, А.Ю. Смыслов², А.В. Ананьина²

¹ Медицинский центр Эребуни, Ереван, Армения

² Российский научный центр рентгенрадиологии Минздрава России, Москва

3D PRINTING IN ELECTRON BEAMS TREATMENT AND THE PROSPECTS OF ITS IMPLEMENTATION IN ROUTINE CLINICAL PRACTICE

S.S. Rusetskiy¹, A.Yu. Smyslov², A.V. Ananina²

¹ Erebouni Medical Center, Yerevan, Armenia

² Russian Scientific Center of Roentgenoradiology, Moscow, Russia

Реферат

Цель: Обзор использования методов 3D печати в лучевой терапии электронными пучками.

Материал и методы: Систематический поиск литературы был произведен в базе данных PubMed с поисковым запросом “3D printing electron beams”, “MERT”. В итоговый обзор вошли 12 печатных работ за последние 10 лет, которые являются результатом проведенных исследований и экспериментов. Некоторые из них являются фундаментальными работами, на которые опираются как исследователи, так и медицинские физики для внедрения технологии 3D печати в рутинную клиническую практику на местах.

Результаты: Были проанализированы более 30 зарубежных исследований на тему возможности использования 3D печати в лучевой терапии пучками высокоэнергетических электронов. Работы были разделены на 3 группы: физическое исследование свойств болусных материалов, моделирование болусов с использованием метода Монте-Карло и результаты внедрения 3D печатных болусов в клиническую практику учреждений.

Заключение: В настоящее время использование 3D печати является новым и перспективным направлением в лучевой терапии пучками электронов и способствует развитию более персонализированного подхода к лечению злокачественных новообразований.

Ключевые слова: лучевая терапия, 3D печать, болус, пучки электронов, MERT

Abstract

Purpose: To review the application of 3D printing technologies and suitable plastics in electron beam radiotherapy.

Material and methods: We conducted a systematic literature search in the PubMed database using the terms “3D printing electron beams” and “MERT”. This review includes twelve significant publications from the past decade, featuring both foundational studies and experimental research. Some of these works serve as a basis for further investigations and are referenced by researchers and medical physicists for implementation in routine clinical practice.

Results: The review analyzed over thirty international studies on the use of 3D printing in radiation therapy with electron beams. These studies were categorized into three groups: physical examinations of bolus materials, Monte Carlo simulations of bolus modeling, and clinical outcomes from the introduction of 3D-printed boluses in hospital settings.

Conclusion: The integration of 3D printing into electron beam radiation therapy represents a novel and promising direction, fostering a more personalized approach to cancer treatment.

Key words: radiation therapy, 3D printing, bolus, electron beams, MERT

E-mail: rusetskiy.s@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-103-3-111-119>

Введение

В последние десятилетия в дистанционной лучевой терапии были разработаны новые методы, такие как лучевая терапия с модуляцией интенсивности (IMRT) и объемно-модулированная терапия (VMAT), которые позволяют создавать планы высокой конформности практически для любых локализаций и избегать серьезных постлучевых осложнений у пациентов. Кроме того, большие усилия и ресурсы были вложены в разработку лучевой терапии протонами и тяжелыми ионами.

В то же время, лучевая терапия пучками электронов, которая доступна в подавляющем большинстве онкологических центров и диспансеров России и мира, все еще требует установки специальных аппликаторов и изготовления индивидуальных блоков для каждого пациента. Обычно такие блоки изготавливаются из сплавов с низкой температурой плавления (Bi-Zn-Pb-Cd). Серьезным недостатком применения таких сплавов является то, что при их плавлении выделяются достаточно токсичные пары, что требует строгого соблюдения техники безопасности, выведения этих паров за пределы здания и последующей очистки перед выбросом в атмосферу. Такой подход значительно увеличивает сложность подготовки лучевой терапии данного вида, требует наличия дополнительного помещения с дорогостоящей системой вентиляции и фильтрации для изготовления таких блоков.

Для мишени с изменяющейся толщиной часто необходимо применение разных энергий электронов и, следовательно, “склеивания” полей с неизбежным возникновением «холодных» и “горячих” зон в области их совмещения без возможности коррекции. Использование стандартных тканеэквивалентных болюсов дает возможность уменьшить дозовую нагрузку на

критические органы при сохранении требуемой дозы в целевом объеме, тем самым снижая риск локального рецидива и повышая качество жизни пациента. Наиболее частая проблема, возникающая при их использовании, связана с зазорами между болюсом и поверхностью тела пациента. Эти зазоры могут существенно отличаться от фракции к фракции, что, в конечном итоге может привести к неадекватному дозовому распределению как в опухоли, так и критических органах.

В то же время использование электронов может иметь существенные преимущества перед IMRT и VMAT технологиями при лечении опухолей, расположенных близко к поверхности кожи или на ее поверхности, например, злокачественной меланомы, опухолей головы и шеи, при лучевой терапии после мастэктомии и т.д. [1–20].

В данном обзоре рассматривается одно из перспективных направлений использования пучков электронов в клинической практике, которые в настоящее время разрабатываются в мире различными группами исследователей.

Материал и методы

Использование болюсов в лучевой терапии является рутинной операцией, которая позволяет достичь желаемого распределения дозы, как в мишени, так и в окружающих здоровых органах и тканях. Болюс размещается непосредственно на коже пациента в области облучения. В настоящее время существует множество коммерческих болюсов, которые могут считаться в достаточной степени тканеэквивалентными, гибкими и гипоаллергенными. Однако, использование таких болюсов имеет несколько недостатков, основными из которых являются:

- ✓ невозможность полностью исключить появление зазора между болюсом и кожей пациента в естественных изгибах его тела;
- ✓ невозможность полной повторяемости положения болюса каждый сеанс лечения;
- ✓ трудности в изготовлении болюса переменной толщины для формирования “идеального” распределения дозы.

С развитием технологии 3D печати появилась возможность ее использования в лучевой терапии, в частности, для печати болюсов. 3D печать болюсов имеет несомненные преимущества в виду возможности их индивидуализации, что позволяет избежать тех проблем, которые связаны с конвенциональными болюсами.

На сегодняшний день опубликовано достаточно много работ, в которых проводилась оценка пригодности различных материалов для 3D печати и их использования в дистанционной лучевой терапии как фотонными, так и электронными пучками. В то же время, несмотря на обилие таких материалов, необходимо учитывать их физические характеристики, безопасность, биосовместимость и стоимость, а также удобство использования готового болюса для пациента и медицинских работников в процессе проведения курса лучевой терапии.

Технологический процесс печати 3D болюсов имеет несколько нюансов. В работе [21] оценивается влияние параметров печати болюсов из PLA (полилактид) и TPU (термопластичный полиуретан) на их дозиметрические свойства. Для проведения исследования были изготовлены болюсы двух типов – плоские и персонализированные, изготовленные с использованием данных КТ пациента. Плоские болюсы использовались для исследования влияния геометрии печати, плотности и типа структуры печати, толщины слоя, температуры и скорости печати на распределение дозы в тестовом фантоме. Эти данные, вместе с количественной оценкой воздушных зазоров между телом пациента и болюсом, позволили получить оптимальные параметры для 3D печати персонализированных болюсов, соответствующих контурам пациента. По результатам исследования выявлено, что наилучшим типом структуры для печати является гироидная сетка с плотностью заполнения 60 % для обоих типов пластика, при этом объем воздушного зазора около 1,05 см³ был наименьшим для пластика TPU. Параметры дозового распределения для печатных болюсов имели лучшие показатели в

сравнении с традиционными болюсами с точки зрения как дозового максимума, так и в части соответствия геометрии тела пациента.

Статья [22] посвящена исследованию свойств четырех болюсных материалов, которые могут изготавливаться непосредственно в клинике – силиконовая резина RTV 48, пластик TPU, который печатался с 100 % заполнением, смола lusal 1079 и силиконовый герметик. Также авторы определили относительную электронную плотность (RED) данных материалов и их дозиметрические характеристики для пучков электронов 10 и 12 МэВ. Для определения RED все материалы были отсканированы на компьютерном томографе, после чего полученные снимки обрабатывались в программе RadiAnt по пяти областям интереса каждый. По полученным средним значениям чисел Хаунсфилда (N_{CT}) для каждой области проводился расчет по формулам:

$$RED=1,052+0,00048 N_{CT} \text{ и}$$

$$RED=1,000+0,001 N_{CT}$$

для $N_{CT} > 100$ и $N_{CT} < 100$ соответственно.

Полученные результаты показывают, что силиконовая резина имеет RED 1,182, что соответствует твердой костной ткани. В то же время, RED для TPU и силиконового герметика составляет 1,115 и 1,112 соответственно, что ближе к значениям трабекулярной кости и скелетного хряща. Смола показала хорошее сходство с мягкой тканью с RED 1,006. Использование болюсов при облучении электронными пучками с энергией 10 и 12 МэВ показало, что это может увеличить поглощенную дозу на поверхности, в то время как на глубине от 2 до 2,5 см уменьшить. Таким образом, использование исследованных болюсных материалов может существенно уменьшить дозовую нагрузку на ткани за областью PTV.

Данные, опубликованные в статье [23], также относятся к исследованию дозиметрических свойств материалов, которые потенциально могут быть использованы в лучевой терапии. В работе исследовались тест-объекты размером 3×3×0,9 см. напечатанные на 3D принтере из пластиков ABS (акрилонитрил бутадиен стирол), PETG (гликоль модифицированный полиэтилентерефталат), гибкий TPU, Wood (композит из пластика PLA и древесных волокон) и PLA. Эти тест-объекты были отсканированы на КТ-сканере с напряжением на трубке 120 кВ и толщиной среза 2 мм. Далее полученные изображения в формате DICOM об-

рабатывались в программах RadiAnt и Micro DICOM Viewers с получением чисел Хаусфилда (HU) и расчетом относительной электронной плотности (RED). Результаты обработки показали, что пластики ABS, PETG, гибкий TPU и Wood имеют значения HU, близкие к легким. При этом наиболее близкие значения получились для пластика TPU от -682 HU до -685 HU. Значения RED для ABS – 0,32, PETG – 0,36, TPU – 0,31, Wood – 0,31 и PLA – 1,12.

В работе [24] проводились сравнительные тесты материалов для 3D печати Bilby3D brand Flexible TPU filament (Bilby3D, Мельбурн, Австралия) и Raise3D Premium PLA Filament (RAISE3D, Ирвайн, Калифорния, США). В качестве референсного материала выступал твердотельный водно-эквивалентный фантом RMI457 Solid Water (Gammex/RMI, Миддлтон, США). Несмотря на то, что тесты не были связаны с пучками электронов, их результаты можно считать достаточно показательными. В исследовании тестировались несколько параметров материалов, такие как точность заданных при печати размеров болусов и однородность распределения дозы для пучка фотонов 6 МВ. Также измерялась процентная глубинная доза для двух пучков фотонного излучения 6 и 10 МВ с размером поля 10×10 см. Результаты геометрических тестов показали, что максимальное отклонение от заданных размеров для материала TPU составило 0,2 мм, в то время как для материала PLA – 0,1 мм. Однородность распределения дозы составила по 5 областям интереса, 0,2–0,8 % и 0,1–1,1 % для материалов TPU и PLA соответственно. Различия в дозах между TPU и твердой водой были в пределах 2 % во всем диапазоне измеренных глубин. Для материала PLA это расхождение составило около 3 %, с максимальной разницей в 2,4 % на глубине 1 мм. В то же время максимальные различия для Dental wax и геля SuperFlab составили 4,4 % при толщине 7 мм для воска и 3,5 % при толщине 10 мм для SuperFlab. Таким образом, дозиметрические свойства материалов для 3D печати несколько ближе к свойствам материала твердого водно-эквивалентного фантома, что делает их пригодными для использования в пучках фотонного и электронного излучения.

Наиболее интересные данные относительно свойств материалов для 3D печати представлены в работе [25]. Для исследований был использован стандартный фантом Gammex Model 467, для которого были напеча-

таны дополнительные вставки из ABS, PLA, фотолюминесцентного PLA, а также Woodfill, Bronzefill и Copperfill, которые представляют собой полимерную смесь на основе PLA древесных волокон, бронзового и медного порошка соответственно. Вставки печатались с различной плотностью наполнения от 10 % до 90 %. Компьютерная томография проводилась на аппарате Toshiba Aquilion One (Toshiba MS Corporation, Япония) при напряжении на трубке 80 и 120 кВ. Кроме того, для полимерных смесей была проведена мегавольтная компьютерная томография конусного пучка на аппарате томотерапии Tomotherapy Hi-Art с пучком 3,5 МВ (толщина среза на всех сериях составила 2 мм). Затем полученные изображения обрабатывались в ПО ImageJ. В работе приведены данные по значениям рентгеновской плотности для всех исследуемых материалов и режимов визуализации. Было обнаружено, что рентгеновская плотность печатных вставок из ABS, PLA и фотолюминесцентного PLA линейно увеличивается с ростом плотности печати. Также рентгеновская плотность вставки из PLA на всех видах изображений соответствует плотности воды в пределах неопределенности измерений. Изображения, полученные для гибких полимерных смол, имели разную плотность в зависимости от энергии. Так, для мегавольтных снимков плотности соответствовали костной ткани, а для рентгеновских – тканям печени. В целом, на основании оценки полученных данных авторы утверждают, что эффективная RED адекватно описывает плотность большинства напечатанных болусов, что позволяет использовать их в лучевой терапии.

В работе [26] методом Монте-Карло были смоделированы распределения дозы для случаев облучения пучками электронов поверхностных опухолей и молочной железы после мастэктомии. Каждая геометрическая модель субъекта облучения состояла из 4 слоев. Верхний слой в обоих случаях являлся болусом из одного из пяти различных материалов – воды, PLA, полистирола, силикагеля или глицерина. Второй слой толщиной 0,3 см имитировал кожный покров пациента. Третий и четвертый слои состояли из мягких тканей для моделирования поверхностного облучения или легочной ткани для постоперационного облучения молочной железы. Авторы получили и сравнили процентные глубинные дозы для обеих моделей с болусами из различных материалов, при этом в ка-

честве эталонного материала болюса была принята вода. По результатам моделирования авторы делают вывод, что наиболее подходящими материалами для создания болюсов при лучевой терапии электронами поверхностных образований и послеоперационного рака молочной железы являются полистирол и глицерин соответственно. Оба этих материала показали достаточно хорошую эффективность в снижении дозы в органах риска.

В обзорной работе [27] на основе исследований, проведенных в различных клиниках мира, дается оценка соответствия различных болюсных материалов требованиям, перечисленным в начале нашей статьи. В основном рассматриваются характеристики пластиков ABS, PLA и их модификации, для сравнения также приведены данные для более традиционных материалов, таких как силикон, гидрогель и т.д. Авторы заключают, что все эти материалы имеют достаточно хорошее совпадение с водой по физическим и дозиметрическим параметрам и, в целом, удовлетворяют требованиям лучевой терапии пучками электронов. Однако 3D болюсы имеют некоторое преимущество перед стандартными, так как могут быть индивидуализированы для каждого пациента, чтобы обеспечить наилучшее распределение дозы в PTV и окружающих органах и тканях. В то же время авторы призывают к разработке нового болюсного материала, который сочетал бы в себе простоту изготовления, низкую стоимость, гибкость для обеспечения плотного прилегания к коже, и антибактериальные свойства.

Работа [28] посвящена исследованию возможности использования более дешевого пластика VolusCM, чем наиболее часто используемые пластики для изготовления 3D болюсов. Авторы провели исследования характеристик нового материала как теоретические, так и практические. В системе Geant4 была создана модель болюса и модель ускорителя с пучками электронов 6, 9, 12 и 16 МэВ и проведен расчет распределения поглощенной дозы для них в болюсе. Для печати был разработан и изготовлен специальный 3D принтер, который позволял работать с гелем и некоторыми жидкими материалами с температурой excursии от 20°C до 160°C. Далее были напечатаны блоки размером 14×14×0,5 см и проведены дозиметрические измерения с помощью плоскопараллельной ионизационной камеры и радиохромной пленки Gafchromic EBT3, что дало возможность оценить реальные дозиметрические характери-

стики нового материала. Полученные дозиметрические данные для электронов всех энергий совпали между собой в пределах неопределенности измерений при измерениях с ионизационной камерой и с радиохромной пленкой, а также находились в соответствии с рассчитанными методом Монте-Карло значениями дозы. Авторы делают заключение, что данный материал имеет несомненные преимущества перед традиционными болюсами и другими материалами, используемыми в настоящее время для 3D печати, в части по критериям его стоимости и дозиметрических характеристик.

Работа [29] является одной из первых и, фактически, заложила фундамент исследований в данном направлении. В ней описан процесс проектирования болюса, который начинался с создания обычного плана в системе планирования (Eclipse 10.0 Varian MS), где энергия пучка электронов и апертура задавались таким образом, чтобы изодоза 90 % покрывала все участки PTV. В этом первоначальном плане добавлялся болюс толщиной 1,0 см, чтобы определить поверхность, которую он будет занимать, однако план рассчитывался без учета болюса. Далее план экспортировался в алгоритм проектирования болюса, реализованный в MATLAB (MathWorks) для оптимизации формы болюса, размера поля и расстояния от источника до поверхности (SSD). Конструкция болюса рассчитывалась на основе сетки перпендикулярной центральной оси пучка излучения виртуального источника размером 2,5 мм. При расчете распределения дозы в системе планирования возможно возникновение неомогенных по дозе зон, которые также необходимо учитывать при проектировании болюса. Для этого в алгоритме предусмотрены несколько уровней сглаживания. Затем полученный таким образом болюс загружался обратно в Eclipse для расчета распределения дозы с обновленной геометрией. Этот цикл мог повторяться несколько раз до получения оптимального покрытия PTV. После этого болюс распечатывался на 3D принтере и проводилась КТ пациента с ним. Для верификации изготовленного болюса сначала проводилась серия измерений для определения его коэффициента эквивалентной толщины по отношению к воде. Затем тот же план, который использовался для оптимизации болюса, применялся к набору КТ-изображений с изготовленным болюсом и оценивалось 2D распределение дозы в программе OmniPro I'mRT (IBA Dosimetry, Bartlett, TN) с ис-

пользованием критерия оценки $3\% \times 5\text{ мм}$. Наиболее показательный результат был достигнут при планировании облучения пациента с радиосаркомой, где удалось снизить среднюю дозу для левой почки на $38,2\%$ по сравнению с использованием обычного болуса.

В работе [30] описан еще один вариант процесса подготовки пациента к облучению с применением 3D болусов. После проведения КТ пациента, в системе планирования Pinnacle (Philips) создавался болус, который обеспечивал необходимое покрытие опухоли изодозой 90% . После этого контур болуса с небольшим расширением в 2 мм преобразовывался в 3D сетку и сохранялся с помощью скрипта, написанного на языке Python виде файла стереолитографии (STL) для печати. Далее печаталась только оболочка болуса из PLA, так как авторы считают, что имеющиеся в наличии в настоящее время материалы для 3D печати непригодны для использования в лучевой терапии. В качестве наполнителя для напечатанного контура болуса использовалась стандартная силиконовая резина. Как и в предыдущем случае, далее проводились КТ пациента с болусом и повторный расчет дозного распределения для валидации геометрической точности напечатанного болуса. Верификация планов проводилась по распределению глубинной дозы в фантоме до уровня 50% по гамма-индексу с критериями $2\% / 2\text{ мм}$.

В работе [31] использовался в целом аналогичный работе [29] подход, однако, в дополнение, пациенту была проведена КТ с рентгеноконтрастными метками, которые помогали выделить целевые объемы. Далее в системе планирования Eclipse 10.0 Varian MS был рассчитан план с необходимым распределением дозы, а в программе проектирования болуса – его форма, размер и расстояние от источника до поверхности. Изображение болуса из формата DICOM преобразовывалось в формат стереолитографии с помощью собственного программного обеспечения с последующей печатью на 3D принтере. Далее этот план верифицировался в фантоме по дозному распределению вплоть до 50% от предписанной дозы. Результаты верификации показали, что измеренная доза соответствует рассчитанной в системе планирования при гамма-критерии $2\% / 2\text{ мм}$.

Довольно интересное решение для облучения пучками электронов предложено в работе [32]. В работе рассмотрены два устройства для коллимации электронных пучков, которые

могут охватить широкий спектр клинических случаев. Первое – это кремний-вольфрамовый сплав, который имеет достаточно однородную структуру, достаточно гибок и может использоваться в качестве коллиматора или защитного блока при размещении непосредственно на теле пациента. Такой способ часто используется с просвинцованной резиной в близкофокусной и ортовольтовой рентгенотерапии. В качестве второго способа предлагается изготовление методом 3D печати вставок (cutout) в стандартный электронный аппликатор, которые потом заполняются вольфрамовыми шариками диаметром $1\text{--}2\text{ мм}$. Наполненность итогового блока проверялась путем взвешивания наполнителя, масса которого составила от 500 до 5000 г в зависимости от размера. Печать формы осуществлялась из пластика PLA при температуре 220°C . Дозиметрические измерения с помощью ионизационной камеры показали, что блоки, напечатанные на 3D принтере, дают несколько большую дозу на центральной оси по сравнению со стандартными блоками, при этом она увеличивается с уменьшением диаметра выреза, а вне поля доза уменьшается. Использование радиохромной пленки в пучке 20 МэВ подтвердило отсутствие утечек при полной наполненности в такой конструкции блока. Снимки, полученные с помощью портального детектора при углах поворота гантри 45° и 90° показали, что при уменьшении веса наполнителя даже на 1% , т.е. от 5 до 50 г , фактор пропускания блока изменится и это отразится на изображениях.

Обсуждение

Все перечисленные работы и множество других аналогичных работ по данному направлению можно условно разделить на 3 группы. К первой группе относятся работы, где исследуются физические и дозиметрические свойства различных материалов для 3D печати, которые потенциально могут быть использованы в лучевой терапии как пучками фотонов, так и пучками электронов. Вторая группа работ содержит данные по исследованию дозиметрической приемлемости планов, полученных с использованием печатных болусов. К третьей группе можно отнести работы, посвященные клиническому внедрению данной технологии в рутинную практику лечебного учреждения.

Как показано в работах, относящихся к первой группе, свойства напечатанного болюса зависят от таких факторов как материал пластика, температура и скорость печати. Так, наиболее, часто используемые для печати в настоящее время пластики – это ABS и PLA и их модификации. Оба этих материала имеют схожие с водой физические плотности 1,2 и 1,04 г/см³ и относительные электронные плотности 1,14 и 1,01 соответственно. Также большой популярностью пользуется пластик TPU, который имеет физическую плотность 1,25 г/см³. Следует отметить, что плотность конечного изделия можно варьировать, что потенциально позволяет создавать более универсальные болюсы. Также 3D печать позволяет создавать болюсы практически любой геометрии и структуры. Вследствие этого, воздушные зазоры между болюсом и телом пациента существенно меньше (порядка 1,0 см³), чем при использовании обычных болюсов. Это улучшает качество воспроизводимости укладки пациента и, соответственно, качество его лечения. Также применение различных структур печати болюса позволяет сделать его как гибким, так и достаточно жестким в зависимости от клинической необходимости. Например, наиболее прочный и однородный болюс можно получить при использовании гироидной геометрии печати.

Работы по моделированию дозного распределения пучка электронов в болюсах из разных материалов методом Монте-Карло показали, что их дозиметрические свойства достаточно близки как между собой, так и к стандартным болюсным материалам, включая воду. Максимальное расхождение дозы между экспериментальными результатами, полученными посредством радиохромной пленки и расчетом, составляло 4 %, что является достаточно высоким показателем соответствия. Также в работах, в которых проводились исследования с твердотельными водноэквивалентными или антропоморфными фантомами, показано, что дозовое распределение удовлетворяет гамма-индексу с порогом дозы 50 % и критерием 2 %/2 мм. Это показывает, что современные системы планирования позволяют достаточно просто осуществить внедрение новых технологий с минимальным отступлением от стандартного процесса.

Повсеместное внедрение и рутинное использование 3D печати в клинической практике происходит достаточно быстрыми темпами,

несмотря на ряд существенных проблем, связанных с использованием данной технологии. Основной проблемой, возникающей при применении печатных болюсов в клинике и описанной в рассмотренных выше работах, является технологический процесс создания индивидуального печатного болюса и его применение непосредственно для лечения. Этот процесс, как правило, имеет несколько итераций и может быть растянут во времени. Фактически для создания подходящего болюса, который позволит сформировать дозовое распределение в мишени и критических органах, отвечающее всем требованиям клинических протоколов, необходимо совершить несколько итераций: компьютерная томография – расчет дозного распределения в системе планирования (КТ-TPS). Кроме того, необходимо иметь программное обеспечение, которое может преобразовать данные о болюсе из системы планирования в формат, необходимый для его печати. При этом коммерческих программ для подобного рода расчетов в настоящее время не существует. Сам процесс печати также может занимать более 24 часов из-за требований к плотности, размеру и структуре болюса. Также следует отметить, что широкое использование 3D печати в лучевой терапии пучками электронов на данный момент не имеет какой-либо стандартизации. Для полноценного внедрения этой технологии в рутинную клиническую практику, прежде всего, необходимо, на наш взгляд, создать перечень материалов, которые возможно использовать в изготовлении болюсов. Должны быть указаны подходящие 3D принтеры и описана четкая процедура изготовления болюсов из каждого материала, включая, температуру, скорость, структуру и плотность печати. Аналогично, требуется создание методов планирования лучевой терапии с болюсами и верификации рассчитанных планов.

Заключение

Исходя из результатов работ, описанных выше, 3D печать болюсов имеет значительные преимущества перед использованием традиционных болюсов с точки зрения получения дозовых распределений в опухоли и окружающих ее здоровых органах и тканях. Более равномерная толщина 3D болюсов уменьшает рассеяние излучения, а высокая точность повторных укладок позволяет избежать появления горя-

чих и холодных зон, а также уменьшает дозу облучения глубоко лежащих критических органов. При этом метод 3D-печати болюсов позволяет использовать тот же болюсный материал, что и при традиционном технологическом процессе, например силиконовые болюсы, которые хорошо зарекомендовали себя в лучевой терапии как фотонами, так и электронами.

Однако все риски использования таких болюсов ложатся на медицинское учреждение в связи с тем, что на данный момент отсутствуют какие-либо стандарты или рекомендации по технологии изготовления, расчету и клиническому использованию 3D печатных болюсов в рутинной клинической практике.

Список литературы

1. Surucu M, Mamalui-Hunter M, Klein E. Optimization Tools for Modulated Electron Radiotherapy. *Med Phys.* 2008; 35 (6): 2867.
2. Salguero FJ, Palma B, Arrans R, et al. Modulated electron radiotherapy treatment planning using a photon multileaf collimator for post-mastectomized chest walls. *Radiother Oncol.* 2009; 93 (3): 625-32.
3. Alexander A, Soisson E, Sarfehnia A, et al. The Development of Intensity and Energy Modulated Electron Radiotherapy; An Alternative to Photon Volumetric Modulated Arc Therapy. *Med Phys.* 2011; 38 (6): 3580.
4. Ma C, Li J, Stathakis S, et al. Advanced Mixed Beam Radiotherapy for Breast and Head and Neck. *Med Phys.* 2006; 33 (6): 2256.
5. Weinberg R, Antolak J, Starkschall G, et al. Electron Intensity Modulation for Mixed-Beam Radiation Therapy with An X-Ray Multi-Leaf Collimator. *Med Phys.* 2008; 35 (6): 2985.
6. Palma B., Ureba A., Salguero F., et al. Mixed Electron and Photon Beams Modulated by the XMLC for Partial Breast Irradiation. *Med Phys.* 2010; 37 (6): 3275.
7. Palma BA, Sánchez AU, Salguero FJ, et al. Combined modulated electron and photon beams planned by a Monte-Carlo-based optimization procedure for accelerated partial breast irradiation. *Phys Med Biol.* 2012; 57 (5): 1191-202.
8. Jimenez-Ortega E, Miguez-Sanchez C, Palma B, et al. Outcomes and Toxicities From a Clinical Trial of APBI Using MERT+IMRT with the Same XMLC. *Med Phys.* 2015; 42 (6): 3472.
9. Jin L, Li J, Fan J, et al. Dosimetric Evaluation of the Setup and Breathing Motion Effect for Modulated Electron Radiation Therapy of Breast Cancer. *Med. Phys.* 2009; 36 (6): 2541.
10. Salguero FJ, Arrans R, Palma BA, et al. Intensity- and energy-modulated electron radiotherapy by means of an xMLC for head and neck shallow tumors. *Phys. Med Biol.* 2010; 55 (5): 1413-27.
11. Al-Yahya K, Schwartz M, Shenouda G, et al. Energy modulated electron therapy using a few leaf electron collimator in combination with IMRT and 3D-CRT: Monte Carlo-based planning and dosimetric evaluation. *Med Phys.* 2005; 32 (9): 2976.
12. Walker C, Wadd NJ, Lucraft HH. Novel solutions to the problems encountered in electron irradiation to the surface of the head. *Br J Radiol.* 1999; 72 (860): 787-91.
13. Tung SS, Shiu AS, Starkschall G, et al. Dosimetric evaluation of total scalp irradiation using a lateral electron-photon technique. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1993; 27 (1): 153-60.
14. Oezyar E, Gurdalli S. Mold brachytherapy can be an optional technique for total scalp irradiation. *Int J Radiat Oncol.* 2002; 54 (1): 1286.
15. Orton N, Jaradat H, Welsh J, et al. Total scalp irradiation using helical tomotherapy. *Med Dosim.* 2005; 30 (3): 162-8.
16. Bedford JL, Childs RJ, Hansen VN, et al. Treatment of extensive scalp lesions with segmental intensity-modulated photon therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005; 62 (5): 1549-58.
17. Song JH, Jung JY, Park HW, et al. Dosimetric comparison of three different treatment modalities for total scalp irradiation: The conventional lateral photon-electron technique, helical tomotherapy, and volumetric-modulated arc therapy. *J Radiat Res.* 2015; 56 (4): 717-26.
18. Currie, Monk, Haywood. Malignant melanoma following scalp irradiation? *Clin Exp Dermatol.* 1999; 24 (5): 425.
19. Schafer DW, Lubin JH, Ron E, et al. Thyroid cancer following scalp irradiation: A reanalysis accounting for uncertainty in dosimetry. *Biometrics.* 2001; 57 (3): 689-97.
20. Jin L, Ma C, Hossain M, et al. Extensive Scalp Irradiation Technique using Modulated Electron Radiotherapy Delivered by Photon Multileaf Collimator. *Int J Radiat Oncol.* 2008; 72 (1): S643.
21. Gugliandolo SG, et al. 3D-printed boluses for radiotherapy: influence of geometrical and

- printing parameters on dosimetric characterization and air gap evaluation. *Radiol Phys and Technol.* 2024 Feb 13. <https://doi.org/10.1007/s12194-024-00782-1>.
22. Rismawati SN, et al. Characterization of in-house bolus materials for electron beam radiotherapy. *AIP Conference Proceedings*. Volume 2903, Issue 1, 4 October 2023. <https://doi.org/10.1063/5.0166635>.
23. Yunianto M, et al. Study of 3D printing materials as potential applications of phantom radiology. *J Physics: Conference Series*, Volume 2498, 11th International Conference on Physics and Its Applications (ICOPIA 2022) 10/08/2022 - 11/08/2022 Online, <https://doi.org/10.1088/1742-6596/2498/1/012030>.
24. Zhang C, et al. Evaluation of 3D-printed bolus for radiotherapy using megavoltage X-ray beams. *Radiol Phys Technol.* 2023 Sep; 16 (3): 414-21. <https://doi.org/10.1007/s12194-023-00727-0>.
25. Dancewicz OL, et al. Radiological properties of 3D printed materials in kilovoltage and megavoltage photon beams. *Physica Medica.* 2017 Jun; 38: 111-8. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.05.051>.
26. Kong D, et al. Effect of bolus materials on dose deposition in deep tissues during electron beam radiotherapy. *J Radiat Res.* 2024 Mar; 65 (2): 215-22. <https://doi.org/10.1093/jrr/rrae001>.
27. Wang X, et al. The Clinical Application of 3D-Printed Boluses in Superficial Tumor Radiotherapy. *Frontiers in Oncology.* 2021; 11: 698773. <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.698773>.
28. Diaz-Merchan JA, et al. Development of a 3D printing process of bolus using BolusCM material for radiotherapy with electrons. *Appl Radiat Isotop.* 2023; 199: 110899 <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2023.110899>.
29. Su S, et al. Design and production of 3D printed bolus for electron radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2014 Jul 8; 15 (4): 4831. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i4.4831>.
30. Canters RA, et al. Clinical implementation of 3D printing in the construction of patient specific bolus for electron beam radiotherapy for non-melanoma skin cancer. *Radiotherapy & Oncology.* 2016 Oct; 121 (1): 148-53. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2016.07.011>. Epub 2016 Jul 27.
31. Zhao Y, et al. Clinical applications of 3-dimensional printing in radiation therapy. *Med Dosimetry.* 2017; 42 (2): 150-5. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2017.03.001>.
32. Breitzkreutz DY, et al. Nontoxic electron collimators. *J Appl Clin Med Phys.* 2021 Oct; 22 (10): 73-81. <https://doi.org/10.1002/acm2.13398>.