

АЛГОРИТМ РАБОТЫ С МЕТАЛЛИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ В РАСШИРИТЕЛЯХ ТКАНЕЙ ПРИ ПОДГОТОВКЕ К ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

В.Р. Панченко¹, Ж. С. Лебедева², А. П. Литвинов²

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет им. Петра Великого,
Санкт-Петербург

² Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет
им. И.П. Павлова, Санкт-Петербург

Цель: Статья посвящена анализу разработанного алгоритма оконтуривания минимизирующего дозиметрические отклонения при проведении постмастэктомической лучевой терапии пациенток, имеющих тканевые расширители молочной железы с металлическим портом. Также рассматривается влияние основных ошибок при оконтуривании критических структур вышеуказанных пациенток на качество дозиметрического планирования.

Материал и методы: Тканевый расширитель MentorCPX4 с оболочкой из двухкомпонентного медицинского пластика SmoothCast, имитирующей кожу пациента, был отсканирован для трех протоколов с помощью томографа CTGE Optima 540. Полученные серии срезов были оконтурены различными методами в планирующей системе Eclipse, далее проведена их дозиметрическая проверка с использованием радиохромной плёнки. На основе полученных данных был разработан алгоритм оконтуривания, минимизирующий ошибки.

Результаты: При оконтуривании в соответствии с разработанным алгоритмом отклонение в дозе в сравнение со значением, рассчитанным в планирующей системе, составило 1,7 %. Оконтуривание с внесенными ошибками, встречающимися на практике, привело к отклонению в дозе до 6,7 %.

Заключение: Разработанный алгоритм оконтуривания может применяться как в отделениях с наличием КТ с функцией “расширенной кривой”, так и в отделениях, где данная функция у КТ отсутствует.

Ключевые слова: тканевый расширитель молочной железы, металлический клапан, дозиметрические отклонения, постмастэктомическая лучевая терапия

DOI: 10.52775/1810-200X-2023-100-4-21-28

Введение

Точность расчета дозового распределения в теле пациента является крайне важной составляющей высококачественной лучевой терапии (ЛТ). Одним из факторов, влияющих на точность расчета, является соотношение между единицами Хаунсфилда (HU) и относительной электронной плотностью при сканирова-

нии пациентов на компьютерном томографе (КТ). Этот процесс может осложняться наличием у пациентов, получающих постмастэктомическую ЛТ, тканевых расширителей (ТР) с металлическими клапанами, так как они значительно влияют на дозовое распределение и затрудняют процесс расчета дозы ввиду высоких значений HU металлических объектов, значительно превышающих значения биологиче-

ских тканей. Gee et al отметили, что при рассмотрении некоторых случаев было невозможно ввести истинную плотность порта, поскольку максимально допустимая HU составляла 7000 (в сравнении с примерно 13000–14000 для металлического порта) [1]. При КТ сканировании вышеуказанных пациенток возникает необходимость включения режима “расширенной кривой” для увеличения диапазона определения HU. Некоторые отделения не располагают КТ-сканерами с такой функцией, что осложняет дальнейший процесс оконтуривания критических структур, а также процесс планирования облучения пациента. Однако даже при сканировании с включением данного режима, могут возникать дозиметрические отклонения, что приводит к нарушению точности расчета дозового распределения. Разница в дозах, вызванная наличием металлического клапана в тканевом расширителе, была зафиксирована многими исследованиями.

Этапы развития вопроса

Seng Boh Lim et al обнаружили среднюю разницу в дозах в пределах 3,1 % для номинальной энергии фотонного излучения 15 МэВ и 0,9 % для 6 МэВ. Также наблюдались местные различия в дозах более 10 %. В области грудной стенки разница с планируемой дозой составила 8,4 % для тангенциального плана и номинальной энергии фотонов 15 МэВ и 10,4 % для технологии облучения с модуляцией интенсивности в ротационном режиме (VMAT) [2]. Moni et al обнаружили снижение дозы, измеренной непосредственно под металлическим портом, примерно на 25 % в области от 1,7 до 3,7 см от артефакта [3]. Thompson и Morgan выявили ослабление до 30 % местной дозы для одного пучка, а мишень могла быть недооблучена примерно на 10% в клинических ситуациях [4]. Результаты Damast et al показали 22 % и 16 % затухания на расстоянии 2 см от магнитного клапана для пучков фотонов с номинальной энергией 6 и 15 МэВ соответственно, в параллельной ориентации [5]. Srivastava et al получили снижение дозы на 5–20 % для пучков фотонов 6 и 15 МэВ в ткани молочной железы. Также был сделан вывод, что величина расхождения между измеренными и рассчитанными СП значениями доз зависит от энергии и уменьшается с увеличением энергии [6]. У Zabihzadeh et al результатом стало увеличение дозы примерно на 15 % в передней части порта и уменьшение дозы примерно на 10 % на

расстоянии 5 см от обратной стороны порта [7]. Gee и др. обнаружили у 15 из 16 пациентов снижение дозы на поверхности кожи в среднем на 7 % в “тени” порта, соответствующее каждому из путей медиальной и латеральной касательных [1]. Michael S., Gossman et al получили увеличение дозы до 3,4 % в боковом направлении на том же расстоянии (из-за бокового рассеяния электронов) от титанового порта. При фотонах с номинальной энергией 18 МэВ результаты были качественно схожими, хотя различия составили 7,2 % на 7,5 мм вниз от порта, 7,0 % на 2,5 мм вверх от порта, а боковая доза увеличилась на 7,7 % на 2,5 мм [8]. В исследовании Hsing-YiLee et al среднее снижение дозы для “холодных” зон составило $6,03 \pm 1,94$ % [9]. Изменения в дозах также связывали с использованиями различных алгоритмов расчета при планировании лучевой терапии. Trombetta et al сделали вывод о том, что распределение, рассчитанное при использовании алгоритма СП Analytical Anisotropic Algorithm (AAA), больше совпадает с экспериментальными данными, в сравнении с Pencil Beam (PBC) [10]. Полученные результаты могут быть объяснены тем, что Pencil Beam является устаревшим алгоритмом.

В присутствии материалов с высоким атомным номером в пучке электронов большинство систем планирования (СП) могут не предсказать точную дозу. Различия могут быть вызваны калибровкой электронной плотности КТ и, вероятно, плохим моделированием переноса электронов в материалах с высоким атомным номером. Возмущение дозы обратного рассеяния почти одинаково для алгоритмов PBC и AAA при измерениях, но на стороне передачи существуют значительные различия для всех энергий. Расхождение между результатами измерений и СП зависит от энергии и уменьшается с увеличением энергии [6].

Данные исследований представлены в табл. 1.

В связи с высокой значимостью данного вопроса в радиологическом отделении ПСПБМУ им. акад. И.П. Павлова нами был разработан алгоритм подготовки пациенток с тканевыми расширителями к дозиметрическому планированию, минимизирующий дозиметрические отклонения. В данной статье будут рассмотрены основные ошибки при проведении оконтуривания ранее названных пациенток, влияние методов оконтуривания на дозиметрические отклонения, а также представлен раз-

Таблица 1

Сводные литературные данные о методах исследований

Исследование	Фантом	Измерительный прибор	Тканевый расширитель	Результат	Планирующая система и алгоритм
Seng Boh Lim et al	Solid Water® 25×25×12 см (Gammex, Мельбурн, Флорида)	Радиохромные пленки (Эшленд, Бриджуотер, Нью-Джерси)	AeroForm™ (AirXanpders®, Palo Alto, CA)	Разница в процентах с планируемой дозой 6 МэВ: 0,9 % 15 МэВ: 3,1 %	Eclipse ¹ с алгоритмами AAA ² и Acuros XB (AXB)
	Фантом молочной железы с материалом TangoPlusFLX930 (Stratasys, EdenPrairie, MN)	Оптический люминесцентный OLSD	AeroForm™ (AirXanpders®, Palo Alto, CA)	Разница в процентах с планируемой дозой 6 МэВ: 10,4 % 15 МэВ: 8,4 %	Eclipse ¹ с алгоритмами AAA ² и AcurosXB (AXB)
Moni et al	SolidWater® 25×25×12 см (Gammex, Мельбурн, Флорида)	Пленки и термомлюминесцентные дозиметры (TLD)	McGhan Style 133 ⁵	Снижение дозы на 25 % в области от 1,7 до 3,7 см от артефакта	Не указана
Thompson и Morgan	Водный фантом (PTW, Freiberg)	Полупроводниковый диод р-типа	McGhanStyle 133 ⁵	Снижение дозы до 30 %	Не указана
Damast et al	Водный фантом. Эксперимент <i>in vivo</i>	Пленка и дозиметры TLD	Magna-Site, McGhan Style 133 ⁵	Разница в процентах с планируемой дозой для 6 МэВ: до 22 %, 15 МэВ: 16 %	Не указана
Trombetta et al	Антропоморфный фантом Alderson Rando с агаровым фантомом молочной железы	–	McGhan Style 133 ⁵ и SILIMED	Снижение дозы на 7 %	Eclipse ¹ с алгоритмами AAA ² и PBC ³
Srivastava et al	Водный фантом (PTW, Freiberg)	Ионизационная камера	Mentor ⁴	Снижение дозы на 5–20 %	Eclipse ¹ с алгоритмами electron MonteCarlo (EMC) для пучков электронов и AAA ² и PBC ³ для фотонных пучков
Zabihzadeh et al	Водный фантом (PTW, Freiberg)	Ионизационная камера Farmer с электрометром DOSE1 (FC65G, Scanditronix, Wellhofer, Германия)	McGhan Style 133 ⁵	Увеличение дозы на 15 % в передней части порта и уменьшение дозы на 10 % на расстоянии 5 см от обратной стороны порта	Монте-Карло расчет в BEAMnrc, который построен на коде EGSnrc 12
Gee et al	Эксперимент <i>in vivo</i>	Пленка Gafchromic EBT2, Ashland, Ковингтон, Кентукки, США	– 11 пациентов с тканевым расширителем Natrelle® 133 (Allergan, Irvine, CA, USA) с портом MAGNA-SITE; – 3 пациента с тканевым расширителем Mentor ⁴ ; – 2 пациента с тканевым расширителем (Silimed, Eurosurgeal, Surrey, UK)	У 15 из 16 пациентов снижение дозы на поверхности кожи в среднем на 7 %	Eclipse ¹ , алгоритм не указан
	Эксперимент с водным фантомом (PTW, Freiberg)	Водонепроницаемый диод (IBA dosimetry, Упсала, Швеция)	Natrelle® 133 (Allergan, Irvine, CA, USA) с портом MAGNA-SITE	Ослабление пучка в тени порта	Eclipse ¹ , алгоритм не указан
Michael S. Gossman et al	Фантом 30×40×38 см, из акрила, расположен в резервуаре с водой	–	Bard Access Systems, Inc.	Эффекты обратного, бокового рассеяния и затухания составляют, соответственно: 6 МэВ: до 5,0 %, 3,4 % и 16,8 % 18 МэВ: 7,0 %, 7,7 % и 7,2 %	PBC ³ , AAA ² , Monte Carlo EGSnrc system
Hsing-Yi Lee et al	Фантом Alderson Rando	Полоски радиохромных пленок EBT3	MAGNA-SITE с силиконовым эластомером, расширительной оболочкой с текстурой BIOCELL	Среднее снижение дозы в холодных зонах составило 6,03±1,94 %.	Не указана

¹ Eclipse (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA)² Analytical Anisotropic Algorithm (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA)³ The Photon Pencil Beam Convolution Algorithm (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA)⁴ Mentor, Magna-Site disk, Санта-Клара, Калифорния, США⁵ McGhan Medical Corporation, Santa Barbara, CA

работанный алгоритм оконтуривания и рассмотрены дозиметрические отклонения при его использовании.

Материал и методы

После анализа данных литературного обзора нами было принято решение разработать алгоритм, который позволил бы минимизировать ошибки при дозиметрическом планировании. Для этого мы рассмотрели влияние различных протоколов сканирования, провели моделирование основных ошибок при КТ-сканировании, а затем оценили влияние алгоритмов расчета дозы на результаты дозиметрического планирования. Для сравнения полученную дозу сопоставляли с результатами пленочной дозиметрии. Для исследования был использован применяемый в России тканевый расширитель MentorСРХ4. Сверху на тканевом расширителе был размещен фантом, изготовленный из двухкомпонентного медицинского пластика SmoothCast, имитирующий кожу пациента. С помощью СТGEOptima 540 были получены серии срезов тканевого расширителя (ТР) при различных протоколах сканирования:

- ✓ сканирование без “расширенной кривой” в соответствии с протоколом для грудной клетки;
- ✓ сканирование с “расширенной кривой” в соответствии с протоколом для грудной клетки.

На рис. 1 представлен процесс сканирования фантома молочной железы. В целях сохранения устойчивого положения фантом был

размещен на силиконовом подголовнике. На основании полученных серий срезов было проведено оконтуривание, имитирующее основные ошибки при работе с пациентами, имеющими металлические клапаны в ТР молочной железы, а именно:

- 1) наличие клапана проигнорировано. Тканевый расширитель отсканирован без включения “расширенной кривой”. В процессе оконтуривания не были переписаны значения единиц НУ для артефактов вокруг металлического клапана;
- 2) тканевый расширитель “стёрт”. Тканевый расширитель был отсканирован без включения “расширенной кривой”. В процессе оконтуривания артефактам и металлическому клапану были предписаны одинаковые значения единиц НУ;
- 3) проведено корректное оконтуривание артефактов. Тканевый расширитель был отсканирован без использования “расширенной кривой”. Все остальные пункты в процессе оконтуривания были выполнены в соответствии с рекомендациями из разработанного алгоритма.

Для оконтуривания органов риска в ситуации, когда имеется тканевый расширитель с металлическим портом, в системе планирования были подготовлены шаблоны необходимых структур. Было проведено оконтуривание структур с описанными ошибками. Далее каждая серия срезов была передана в планирующую систему Eclipse. В планирующей системе были рассчитаны планы лечения для каждой серии снимков. Выбрана точка, доза в которой будет сравниваться с дозой, полученной факти-

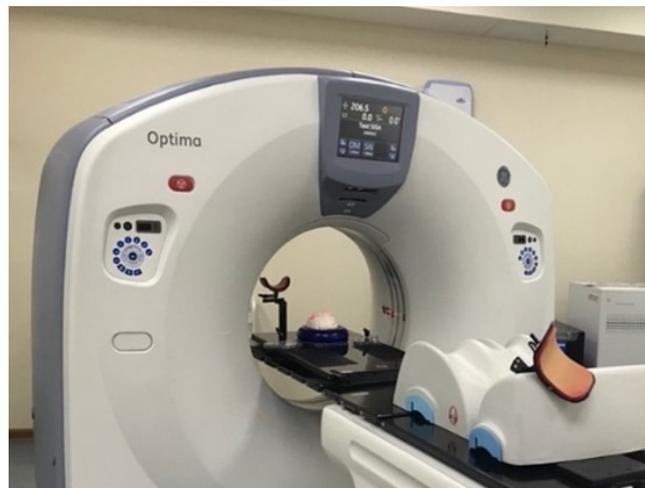
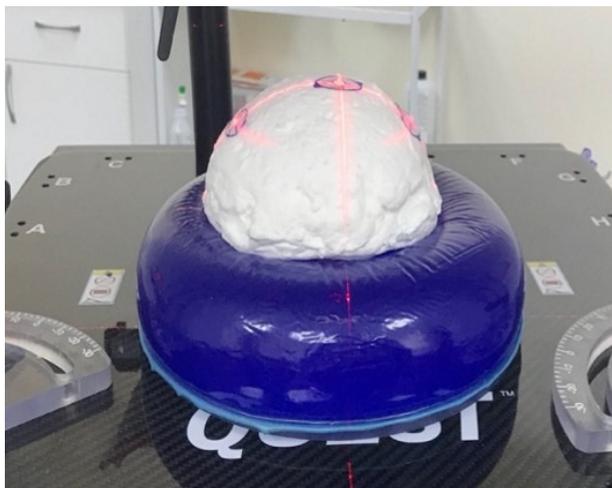


Рис. 1. Процесс сканирования фантома молочной железы

чески в результате пленочной дозиметрии. Для расчета дозы был использован алгоритм AAA.

Тканевый расширитель с болюсом, имитирующим кожу пациента, был помещен на стол низкоэнергетического линейного ускорителя Varian Unique с номинальной энергией фотонного излучения 6 МэВ. В выбранной точке интереса были размещены дозиметрические пленки Gafchromic EBТ 3, обработка которых производилась с помощью сканера Epson V850Pro. Калибровочная кривая была создана в соответствии с рекомендациями Gafchromic. Каждая пленка была облучена “своей” дозой: 0, 0,2, 0,4, 0,8, 1,6, 2,4 и 3,2 Гр. Далее было проведено сканирование пленок с помощью сканера Epson и обработка с помощью программного обеспечения (ПО) оборудования SunNuclear. Далее для каждого плана облучения был проведен эксперимент с фантомом молочной железы. Пленки были размещены в выбранной точке интереса между тканевым расширителем и фантомом, имитирующим кожу пациента. Обработка также проводилась в ПО SunNuclear.

Результаты

Визуальный анализ дозовых распределений показывает, что в области клапана возникает значительная неравномерность дозы не только за счёт самого объекта высокой плотности, но и из-за артефактов. Правильное оконтуривание артефактов в значительной степени нивелировало отсутствие расширенной кривой на КТ. Так, для варианта без расширенной кривой, но с оконтуренными артефактами, расхождение в дозе составило менее 1 %. В то же время частичное исполнение рекомендаций из разработанного алгоритма приводит к большим ошибкам. Так, для варианта, когда и клапану и расширителю предписывается одна та же плотность (клапан “стирается”), ошибка составляет 2,2 %. Такая ошибка присутствует, когда клапан оконтуривается, но не вычитается из самого объема тканевого расширителя, которому предписывается плотность физиологического раствора. Ещё большая ошибка в 6,5 % наблюдается, когда при КТ-топометрии применяется “расширенная кривая”, но при этом артефакты не оконтуриваются.

Разработанный алгоритм

Разработанный для системы дозиметрического планирования Eclipse алгоритм подготовки пациентов включает следующие шаги:

1. Включаем “расширенную кривую”. Делаем КТ-снимки и переносим данные в планирующую систему.
2. Открываем КТ-снимки в планирующей системе.
3. Выбираем инструмент измерения единиц HU (в Eclipse этот инструмент находится в разделах Contouring и ExternalBeam Planning) и проверяем, что значения единиц HU в области клапана превышают 3071 HU (рис. 2).
4. Создаем структуры из подготовленного шаблона Expander_breast: Появятся три новые структуры: `_Expander_flap`, `_Expander_saline` и `_Artifact_fat` (рис. 3).
5. Оконтуриваем структуру `_Expander_flap`. Эта структура включает в себя металлическую часть клапана. Данной структуре не присваиваем никакой плотности, оставляем ту, что получена с КТ. Значения КТ-чисел для данной структуры должны быть больше 3071 HU.
6. Нажатием правой кнопки мыши на `_Expander_flap` → `CTValueandMaterials` → Проверяем, что значения `CTValue` не заданы (рис. 4).
7. Оконтуриваем структуру `_Expander_saline`, которая включает в себя весь объём тканевого расширителя, заполненного физиологическим раствором. Присваиваем этой структуре плотность 30 HU (рис. 5).
8. Вычитаем из `_Expander_saline` структуру `_Expander_flap`.

В правой части окна выбираем Boolean operations → В поле First structure выбираем `_Expander_saline` → Выбираем оператор вычитания (показан на картинке) → В поле

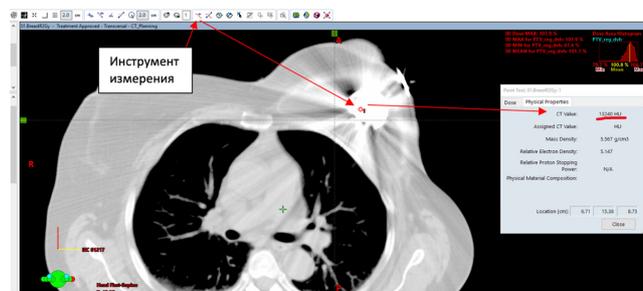


Рис. 2. Инструмент измерения HU в СПЕclipse

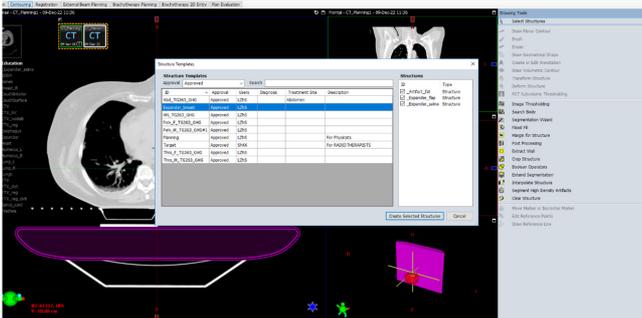
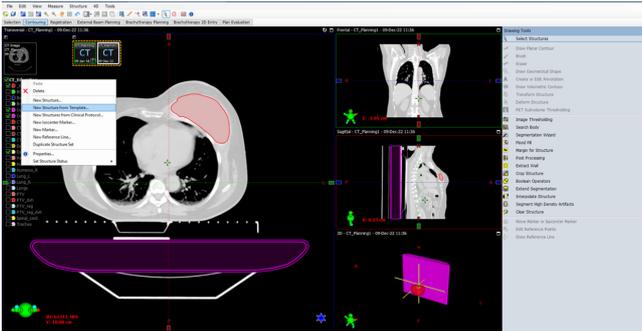


Рис. 3. а) выбор инструмента создания шаблонной структуры; б) выбор шаблона

Second structure выбираем `_Expander_flap` → Apply (рис. 6).

8. Оконтурируем артефакты `_Artifact_fat`, которые находятся снаружи `_Expander_saline`, присваиваем им плотность жировой ткани молочной железы – 100 HU. Для более точного определения единиц HU можно измерить плотность соседней области с помощью инструмента измерения единиц HU, затем присвоить эту же плотность артефактам.

Обсуждение и заключение

Из полученных результатов можно заключить, что правильное оконтуривание, как и включение “расширенной кривой”, оказывает значимое влияние на точность дозиметрического планирования. Анализируя результаты, полученные без включения “расширенной кривой”, можно также заключить, что разработанный алгоритм оконтуривания выражено минимизирует отклонения в дозе. Отметим, что в данном исследовании применялся только режим облучения низкоэнергетическими фотонами, но из анализа литературы и общих соображений ошибка в дозе тем выше, чем выше энергия излучения. Также из литературных данных известно, что значение может иметь и

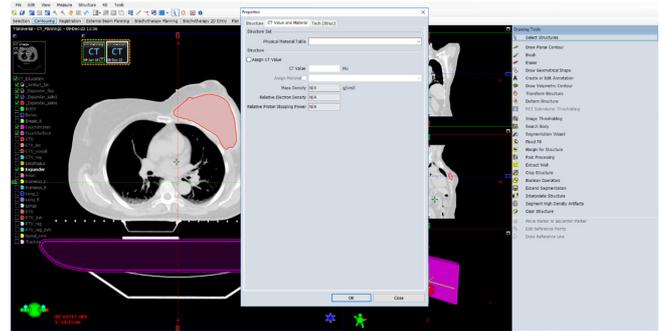


Рис. 4. Проверка заданных значений HU

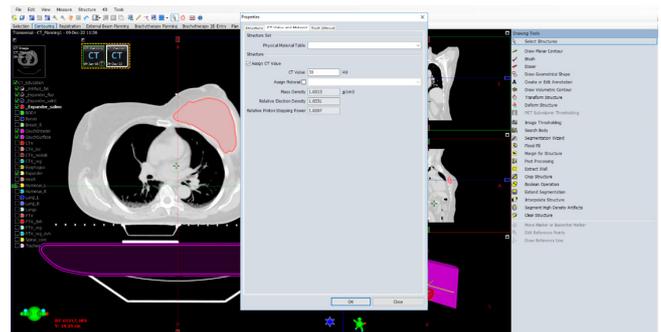


Рис. 5. Присваивание значений HU

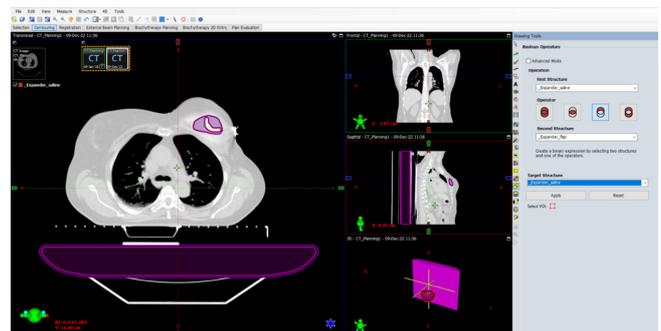


Рис. 6. Инструмент Boolean Operations

алгоритм расчёта. Поэтому, если конкретное отделение располагает несколькими вариантами алгоритмов, то представляется разумным провести аналогичное исследование для разных алгоритмов и выбрать оптимальный.

Из представленного анализа видно, что наибольшее влияние на результат планирования оказывает малый объём молочной железы, когда расширитель стоит в непосредственной близости к области накопления дозы.

Очевидно, что проблема неточного дозиметрического планирования, обусловленная наличием у пациенток металлических объектов в тканевых расширителях молочной железы, крайне актуальна. Данный вопрос был

освещен только в зарубежной литературе. В связи с этим было принято решение рассмотреть данный вопрос и провести эксперимент, в ходе которого будет получена оценка дозиметрических отклонений, а также предоставлена информация о самых частых ошибках, встречающихся в отделениях лучевой терапии при работе с вышеуказанными пациентами. По результатам эксперимента была подтверждена высокая значимость правильного оконтуривания артефактов тканевого расширителя молочной железы. При ошибочных подходах к оконтуриванию ослабление дозы доходит до 6,7 %.

Разработанный алгоритм оконтуривания может быть также использован в радиологических отделениях, в которых не имеется компьютерного томографа с функцией включения "расширенной кривой".

Список литературы

1. Gee HE, Bignell F, Odgers D, Gill S, Martin D, Toohey J, Carroll S. In vivo dosimetric impact of breast tissue expanders on post-mastectomy radiotherapy. *J Med Imaging Radiat Oncol*. 2016; 60 (1): 138-45. DOI: 10.1111/1754-9485.12403.
2. Lim SB, Kuo LC, Li G, Kuo HC, McCormick B, Cahlon O, Powell S, Hong LX. A dosimetry study of post-mastectomy radiation therapy with AeroForm tissue expander. *J Appl Clin Med Phys*. 2020; 21 (9): 33-8. DOI: 10.1002/acm2.12962.
3. Moni J, Graves-Ditman M, Cederna P, Griffith K, Krueger EA, Fraass BA, Pierce LJ. Dosimetry around metallic ports in tissue expanders in patients receiving postmastectomy radiation therapy: an ex vivo evaluation. *Med Dosim*. 2004; 29 (1): 49-54. DOI: 10.1016/j.meddos.2003.10.005.
4. Thompson RC, Morgan AM. Investigation into dosimetric effect of a MAGNA-SITE tissue expander on post-mastectomy radiotherapy. *Med Phys*. 2005; 32 (6): 1640-6. DOI: 10.1118/1.1914545.
5. Damast S, Beal K, Ballangrud A, Losasso TJ, Cordeiro PG, Disa JJ, Hong L, McCormick BL. Do metallic ports in tissue expanders affect postmastectomy radiation delivery? *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;66 (1): 305-10. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2006.05.017.
6. Srivastava SP, Cheng CW, Andrews J, et al. Dose perturbation due to metallic breast expander in electron and photon beam treatment of breast cancer. *J Radiat Oncol*. 2014; 3: 65-72. DOI: 10.1007/s13566-013-0109-4.
7. Zabihzadeh M, Ghahfarokhi MH, Ghalaei SR, Arvandi S, Mashayekhi Z. Dose Perturbation due to the Magnetic Port of Tissue Breast Expander in Patient undergoing the Postmastectomy Radiation Therapy. *Biomed Pharmacol J*. 2016; 9 (1). DOI: 10.13005/bpj/937.
8. Gossman MS, Seuntjens JP, Serban MF, Christian KJ, Lawson RC, Robertson MA, Lopez JP, Justice TE. Dosimetric effects near implanted vascular access ports: an examination of external photon beam calculation. *J Appl Clin Med Phys*. 2009; 28: 10 (3): 3-15. DOI: 10.1120/jacmp.v10i3.2886.
9. Lee HY, Yen YH, Tsai YL, Tu PC, Pu CM, Lin CH, Lui LT, Shaw S, Wu CJ, Nien HH. Critical Factors of Dose Distribution in Breast Cancer Tomotherapy with Metallic Port Breast Tissue Expander: Image Correction, Delivery Mode, and Volume Impact. *Technol Cancer Res Treat*. 2022; 21. DOI: 10.1177/15330338221093148.
10. Trombetta DM, Cardoso SC, Alves VG, Facure A, Batista DV, da Silva AX. Evaluation of the radiotherapy treatment planning in the presence of a magnetic valve tissue expander. *PLoS One*. 2015; 13: 10 (2). DOI: 10.1371/journal.pone.0117548.

ALGORITHM FOR WORKING WITH METAL OBJECTS IN BREAST EXPANDER IN RADIOTHERAPY

V.R. Panchenko¹, Zh.S. Lebedeva², A.P. Litvinov²

¹ Peter the Great St.Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russia

² Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg, Russia

Purpose: The article is devoted to the analysis of the developed algorithm of contouring minimizing dosimetric deviations during post-mastectomy radiation therapy of patients with breast tissue expanders with a metal port. The influence of the main errors in contouring the critical structures of the above patients on the quality of dosimetric planning is also considered.

Material and methods: Mentor CPX4 tissue expander with a two-component SmoothCast medical plastic shell imitating the patient's skin was scanned on three protocols using CT GE Optima 540, the resulting series of slices were contoured by different methods in the Eclipse planning system and dosimetry evaluated by film dosimetry. Algorithm minimizing a contouring errors was developed.

Results: When contouring on the basis of the developed algorithm, the deviation in dose compared with the value calculated in the planning system was 1.7 %. Contouring on the basis of the above errors gave a deviation in the dose up to 6.7 %.

Conclusion: The developed delineation algorithm can be used both in departments with the presence of CT with the "extended curve" function, and in departments where this function is unavailable in CT.

Key words: *breast, tissue expander, metallic port, dosimetric perturbation, post-mastectomy radiation therapy*

E-mail: linareid@mail.ru