

ISSN: 2587-7593 (Print) ISSN: 2713-167X (Online)
<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2024-7-1-9-18>

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ПЛАНИРОВАНИЯ ОБЛУЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ РАКОМ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ С ИМПЛАНТАТАМИ СО ВСТРОЕННЫМ МЕТАЛЛИЧЕСКИМ ПОРТОМ

© Санникова Е.О.¹, Лебеденко И.М.^{1,2*}, Косенкова Л.М.², Тимошкина Е.В.¹

¹ Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России; Россия, 115478 Москва, Каширское шоссе, 24.

² Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ; Россия, 115409, Москва, Каширское шоссе, 31.

Реферат

Цель: Оценить качество планирования облучения больных раком молочной железы с имплантатами со встроенным металлическим портом. Провести количественный анализ качества планирования, оценить дозовые нагрузки на критические органы для этой категории пациентов.

Материал и методы: Рассчитаны индексы гомогенности, конформности, оценены дозовые нагрузки в критических органах для планов облучения по технологии 3D конформной ЛТ (3D CRT) 23 пациенток РМЖ с имплантатами со встроенным металлическим портом. Расчеты проведены как с учетом (оконтурированием) металлического порта и артефактов от него на КТ-изображениях, так и без учета.

Результаты: По результатам анализа рассчитанных значений индексов конформности и гомогенности, доз в критических органах планов облучения 23 больных раком молочной железы показано, что наличие металлического порта и артефактов от него влияет на характер дозового распределения.

Выводы: При создании 3D CRT плана облучения необходимо оконтурировать металлический порт и артефакты, а также присваивать истинные значения их плотностей.

Ключевые слова: лучевая терапия, планирование облучения, рак молочной железы, имплантаты

Для цитирования: Санникова Е.О., Лебеденко И.М., Косенкова Л.М., Тимошкина Е.В. Оценка качества планирования облучения больных раком молочной железы с имплантатами со встроенным металлическим портом. Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия. 2024;7(1):9-18. <https://doi.org/10.37174/2587-7593-2024-7-1-9-18>

Конфликт интересов: Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование: Работа выполнена при поддержке Программы повышения конкурентоспособности НИЯУ МИФИ (Договор №02.а03.21.0005)

Тип статьи: Оригинальная статья. **Поступила:** 15.10.2023. **Принята к публикации:** 10.12.2023. **Опубликована online:** 26.03.2024.

ISSN: 2587-7593 (Print) ISSN: 2713-167X (Online)
<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2024-7-1-9-18>

QUALITY ASSESSMENT RADIOTHERAPY PLANNING OF BREAST CANCER PATIENTS WITH BUILT-IN METAL PORT IMPLANTS

© Ekaterina O. Sannikova¹, Irina M. Lebedenko^{1,2*}, Lubov M. Kosenkova², Ekaterina V. Timoshkina¹

¹ N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology; 24 Kashirskoye Shosse, Moscow, Russia 115478.

² National Research Nuclear University MEPhI; 31 Kashirskoye Shosse, Moscow, Russia 115409.

Abstract

Purpose: To evaluate the quality of radiation planning for breast cancer patients with implants with a built-in metal port. Conduct a quantitative analysis of the quality of planning, assess the dose load on critical organs for this category of patients.

Material and methods: Homogeneity and conformity indices were calculated, and dose loads in critical organs were assessed for irradiation plans using 3D conformal RT (3D CRT) technology for 23 breast cancer patients with a built-in metal port implants. Calculations were carried out both taking into account (outlining) the metal port and artifacts from it on CT images, and without taking it into account.

Results: Based on the results of the analysis of the calculated values of conformity and homogeneity indices, doses in critical organs of irradiation plans for 23 patients with breast cancer, it was shown that the presence of a metal port and artifacts from it affects the nature of the dose distribution.

Conclusions: When creating a 3D CRT treatment plan, it is necessary to delineate the metal port and artifacts and assign true densities.

Key words: radiotherapy, radiation planning, breast cancer, implants

For citation: Sannikova EO, Lebedenko IM, Kosenkova LM, Timoshkina EV. Quality Assessment Radiotherapy Planning of Breast Cancer Patients with Built-In Metal Port Implants. Journal of Oncology: Diagnostic Radiology and Radiotherapy. 2024;7(1):9-18. (In Russ.). <https://doi.org/10.37174/2587-7593-2024-7-1-9-18>

Conflict of interest: The authors declare no conflict of interest.

Financing: The work was carried out with the support of the Program for Improving the Competitiveness of National Research Nuclear University MEPhI (Agreement No. 02.a03.21.0005).

Article type: Original study. **Received:** 15.10.2023. **Accepted for publication:** 10.12.2023. **Published online:** 26.03.2024.

Введение

Сведения о заболеваемости РМЖ и тенденциях в реконструкции

Рак молочной железы (РМЖ) является распространенным онкологическим заболеванием, как в Российской Федерации, так и во всем мире. В структуре заболеваемости женской части населения он составляет 21,1 %, а от общего контингента больных злокачественными новообразованиями — 11,8 % [1]. Частота данного заболевания в Российской Федерации составила 47,4 случая на 100 тыс. человек на 2021 г.

В структуре смертности женского населения РМЖ находится на первом месте (16,2 %). Лечение РМЖ — комбинированное, включает хирургическое лечение, лучевую терапию, химиотерапию, гормонотерапию. Для полноценной реабилитации и улучшения качества жизни пациенток в зависимости от показаний необходимы реконструктивно-пластические операции для восстановления молочной железы [2]. Реконструкция молочной железы в настоящее время является важным компонентом лечения РМЖ. Количество реконструктивно-пластических операций значительно возросло, особенно в последнее время. Так, по статистике

Американского общества пластических хирургов, в период с 2000 по 2020 г. количество таких операций выросло на 75 % [3]. Число мастэктомий с последующей реконструкцией собственными тканями снизилось, в свою очередь число мастэктомий с последующей реконструкцией имплантатами выросло.

История развития вопроса

Имплантаты для реконструктивно-пластической операции

Еще два десятилетия назад реконструкция МЖ выполнялась преимущественно лоскутом собственных тканей [4]. Сейчас же лидирующие позиции занимает реконструкция синтетическими материалами. Анализ данных когорты почти из 100 тыс. пациенток, включенных в базу данных ACS-NSQIP с 2005 по 2016 г., показал, что число мастэктомий с последующей реконструкцией собственными тканями снизилось с 5 до 2 %, в свою очередь число мастэктомий с последующей реконструкцией имплантатами выросло с 11 до 21 % [5] (рис. 1). По данным Американского общества пластических хирургов в США более 70 % реконструкций связаны с использованием имплантатов.

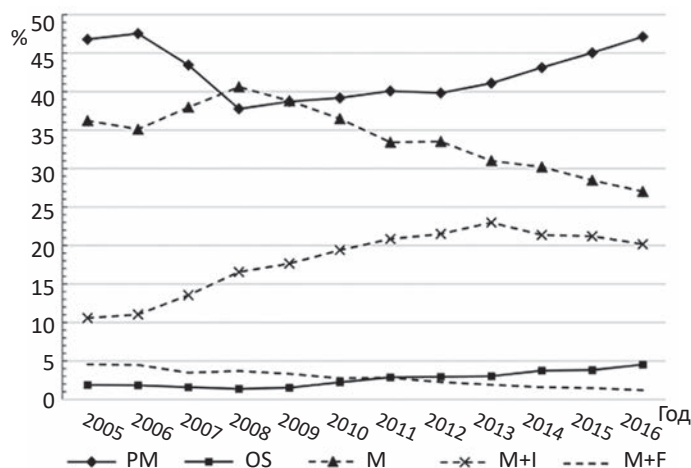


Рис. 1. Тенденции хирургического лечения рака молочной железы 2005–2016 гг. Тенденции основаны на хирургической классификации.

Обозначения: PM — частичная мастэктомия, OS — онкопластическая хирургия, M — мастэктомия (простая + радикальная), M+I — мастэктомия и установка имплантатов, M+F — мастэктомия и реконструкция лоскутом собственных тканей

Fig. 1. Breast cancer surgical trends 2005–2016.

Trends are based on surgical classification.

Designations: PM — partial mastectomy, OS — oncoplastic surgery, M — mastectomy (simple + radical), M+I — mastectomy and installation of implants, M+F — mastectomy and reconstruction with a flap of one's own tissue

Раньше применялись имплантаты с выносным пластиковым портом, который хорошо визуализировался и не давал никаких артефактов на КТ. При двухэтапном подходе имплантат устанавливался при повторной операции под предварительно растянутую экспандером кожу (рис. 2). Метод расширения ткани был впервые описан в 1976 г., и с тех пор он регулярно используется для восстановления объема потерянной кожи после мастэктомии путем по-

этапного расширения оставшейся кожи груди [6]. Реконструкция экспандером — первый этап в двухэтапном подходе, при котором экспандер имплантируется сразу после проведения мастэктомии, а в послеоперационном периоде в течение 4–6 мес. проводится растяжение его и окружающих тканей путем введения через порт (встроенный или выносной) физиологического раствора. После заполнения камеры объемом жидкости, наступает второй этап реконструк-

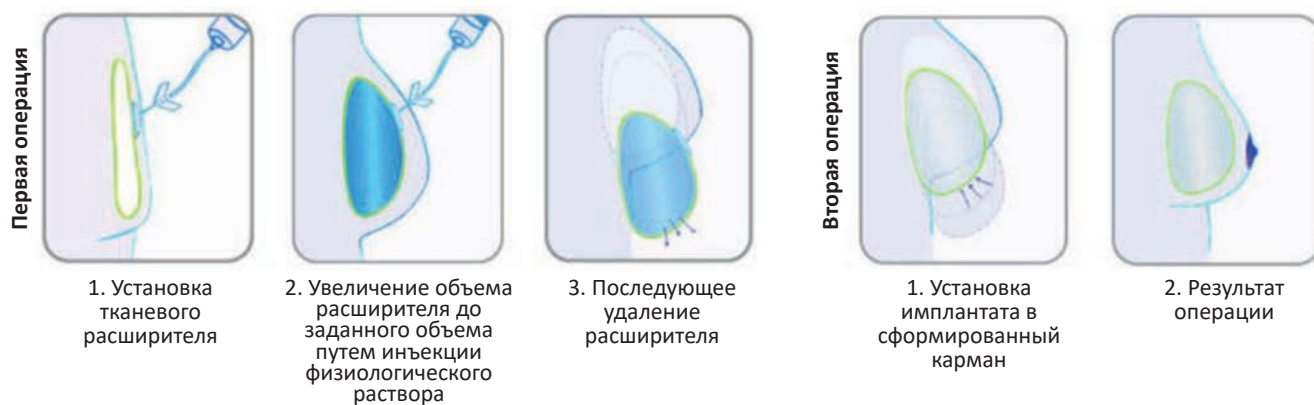


Рис. 2. Двухэтапная реконструктивно-пластическая операция молочной железы

Fig. 2. Two-stage reconstructive plastic surgery of the breast

ции, который заключается в замене экспандера на постоянный имплантат. В настоящее время обычно используются грудные имплантаты пятого поколения, заполненные силиконовым гелем, которые содержат высоковязкий и более или менее устойчивый к форме гель. Имплантаты доступны как круглой, так и анатомической формы и различаются по ширине, высоте и проекции (профилю). Реконструкция молочной железы на основе имплантатов используется у женщин, которые не хотят никаких дополнительных рубцов в области забора донорского участка лоскута, а также тем, у кого невозможен забор ткани для реконструкции по ряду причин (например, очень худая пациентка, медицинские противопоказания) [6].

Имплантаты с выносным портом

Как упоминалось ранее, имплантаты могут быть с выносным и встроенным портом. Имплантаты с выносным пластиковым портом имеют порт и трубку, после наполнения до нужного размера они удаляются. Имплантат с выносным пластиковым портом хорошо визуализируется, не дает никаких артефактов на КТ, однако для хирургов он может создавать проблемы из-за миграции выносного порта. Поэтому в последнее время хирурги перешли на имплантаты со встроенным металлическим портом [7].

Имплантаты со встроенным металлическим портом. Влияние на дозовое распределение

Отдельные модели имплантатов снабжены металлическим портом (рис. 3). Металлический порт при планировании лучевой терапии (ЛТ) дает большое количество артефактов на КТ-изображении, которые затрудняют визуализацию, а также остается открытым вопрос: не

изменит ли он гомогенность изодозного распределения? Литература 2000-х гг. говорила о том, что порт не приводит к серьезному рассеиванию пучка, а, значит, не образуются «горячие» и «холодные» точки, которые меняют гомогенность распределения дозы. Однако сейчас мнения относительно влияния металлического порта в экспандере на дозовое распределение весьма противоречивы, и не в последнюю очередь по причине использования различных методик дозиметрии. Так, Zabihzadeh et al [8] показали, что при моделировании методом Монте-Карло происходит увеличение дозы приблизительно на 15 % в точке перед металлическим портом, а на глубине 5 см от порта возникает снижение дозы приблизительно на 10 %. Если применяются два тангенциальных поля, то возникают холодные области в зоне артефактов с понижением дозы на 7–13 % при использовании излучения с номинальной энергией 6 МэВ и 6 % при энергии 18 МэВ [9]. При проведении дозиметрии с использованием диодов в водном фантоме было выявлено снижение ло-



Рис. 3. Имплантаты анатомической формы со встроенным металлическим портом

Fig. 3. Anatomically shaped implants with a built-in metal port

кальной дозы на 30 % при облучении с одного поля, а два тангенциальных поля давали уменьшение дозы на 10 % [10]. Дозиметрия с использованием малой ионизационной камеры также выявила искажения дозового распределения в 5–20 %, вызванные присутствием в поле металлического порта [11]. В результате *in vivo* дозиметрии с использованием радиохромных пленок было выявлено снижение дозы на поверхности кожи в среднем на 7 % в зоне артефактов при лечении с применением двух тангенциальных полей с энергией 6 МэВ [12]. В свою очередь в результате *ex vivo* пленочной дозиметрии было обнаружено снижение дозы на глубине 22 мм на 22 % при облучении с одного поля энергией 6 МэВ и на 16 % при облучении с одного поля пучком с энергией 15 МэВ. Кроме того, пленочная *in vivo* дозиметрия, проведенная при лечении одной пациентки с применением энергии 15 МэВ, показала сходные результаты с дозиметрией *ex vivo*, в то время как термолюминисцентная дозиметрия, проведенная у 6 пациенток, показала меньшую вариабельность дозы (86–101 % от предписанной дозы) [13].

Ряд авторов подчеркивает, что современные системы планирования (СП) не позволяют в данной ситуации адекватно смоделировать изодозное распределение и оценить изменения его в точках около металлического порта [12, 14]. Одна из причин заключается в том, что современные системы планирования не откалиброваны для материалов высокой плотности, входящих в металлический порт экспандера. Одним из возможных способов разрешения указанной проблемы является коррекция изодозного распределения путем моделирования металлического порта как отдельной структуры с присвоением ему фиксированных значений плотности. При планировании лучевой терапии металлический порт дает большое количество артефактов на КТ-изображении, которые затрудняют визуализацию, дальнейшее оконтуривание планируемого объема облучения и органов риска. До сих пор остается открытым вопрос: как сильно влияет металлический порт на характер дозового распределения, на однородность и конформность покрытия мишени? Влияние артефактов на характер дозового распределения, на однородность и конформность покрытия мишени также остается открытым вопросом.

Таблица 1. Количество пациентов, которым была проведена ЛТ РМЖ

Table 1. Number of patients who underwent RT for breast cancer

Зона облучения	Кол-во пациентов	Кол-во планов облучения
Правая МЖ	9	27
Левая МЖ	10	30
Билатеральное облучение	4	12

Материал и методы

Характеристика клинического материала

Облучение 23 больных РМЖ по технологии 3D конформной ЛТ (3DKЛТ) с установленными после мастэктомии имплантатами со встроенным металлическим портом осуществлялось суммарной дозой СД = 40,05 Гр при разовой РД = 2,67 Гр. Группа разделена на три подгруппы. Первой подгруппе из 9 пациенток проведена ЛТ при правосторонней локализации опухоли. Второй — из 10 пациенток — при левосторонней локализации. Четверем пациенткам проведена билатеральная ЛТ (табл. 1).

Оконтуривание мишени и критических органов

При планировании ЛТ молочной железы врачом-радиологом оконтуривались мишень и органы риска: легкие, сердце, контралатеральная молочная железа. Металлический порт состоит из магнитного диска и титановой оболочки, поэтому он вносит значительные изменения в реальное дозовое распределение. Металлическому порту при планировании облучения присваивались значения единиц Хаунсфилда (НУ), соответствующие титановым конструкциям (8000–8500 НУ). Металлический порт оконтуривался вручную. Наличие встроенного металлического порта приводит к тому, что на изображении появляются артефакты, которые искажают реальную картину (рис. 4). Порт создает артефакты двух видов: высокоплотностные вблизи порта (приблизительно 1000 НУ), низкоплотностные (до –1000 НУ). Артефактам вручную присваивалась одинаковая плотность около 40 НУ. Присвоение артефактам определенной плотности, эквивалентной мягким тканям, позволяет симитировать отсутствие артефактов от порта и тем самым скорректировать негомогенность изодозового покрытия.

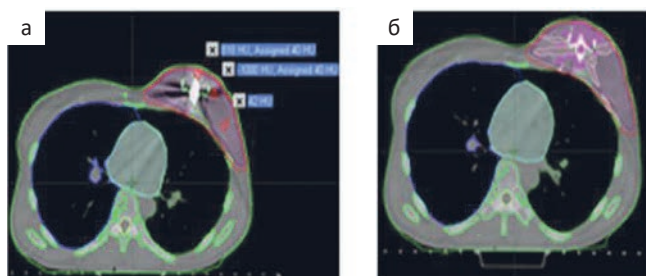


Рис. 4. Артефакты, создаваемые металлическим портом: а — значения единиц Хаунсфилда не оконтуренных элементов порта; б — оконтуренные высокоплотностные (фиолетовые) и низкоплотностные (розовые) артефакты
Fig. 4. Artifacts created by a metal port: a — Hounsfield unit values of non-outlined elements of the port; б — outlined high-density (purple) and low-density (pink) artifacts

Планирование облучения

Расчет 3D CRT планов облучения проводился на СП Eclipse версии 8.6.2 с использованием алгоритма расчета AAA (анизотропный аналитический алгоритм). Расчет облучения молочной железы осуществлялся по технологии 3D CRT. Облучение проводилось с использованием линейных ускорителей Clinac iX (Varian, США) с интегрированным многолепестковым коллиматором (МЛК) и комбинацией номинальных энергий фотонного излучения 6 и 18 МэВ [15]. Облучение больных осуществлялось на глубоком вдохе под контролем дыхательных движений при левосторонней локализации, при билатеральном поражении и при правосторонней локализации в случае малого объема легких. Таким образом, снижалась лучевая нагрузка на сердце и легкие. Применялись тангенциальные противолежащие поля, направление которых выбиралось из принципа максимального охвата мишени, параллельно с минимальным захватом объемов прилегающего легкого и сердца. Кроме того противоположная молочная железа должна была быть исключена из зоны облучения. Для учета изменения размера молочной железы за счет возможного отека тканей и дыхания МЛК открывали на 2–3 см от поверхности тела наружу в зависимости от конкретной ситуации. Для создания более равномерного дозового распределения применялась техника «поле в поле» или вставочные поля на зоне недопокрытия мишени, а также клинья и комбинация энергий 6 и 18 МэВ. Для возможности сравнения для каждого пациента было рассчитано по три плана: без артефактов и порта, с оконтуренными артефактами, с оконтуренными артефактами и портом.

Оценка дозовых нагрузок

Для оценки 3D CRT планов и дозовых нагрузок на критические органы использовались данные QUANTEC [16]. Оценивалась доза в легких по критерию ограничения дозы на оба легких $V_{20 \text{ Гр}} < 30 \%$ (объем легких, охватываемый

дозой 20 Гр, не должен превышать 30 %), и на сердце по критерию $V_{25 \text{ Гр}} < 10 \%$ аналогично. Эти ограничения получены в документе для стандартного фракционирования 2 Гр за 25 фракций. Для точной оценки дозовых нагрузок с применяемым в нашей клинике фракционированием произведен перерасчет значений дозы по линейно-квадратичной модели:

$$D_{ref} \times \left(1 + \frac{d_{ref}}{\alpha/\beta}\right) = D \times \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta}\right), \quad (1)$$

где D_{ref} — полная доза стандартного режима фракционирования, d_{ref} — доза за фракцию стандартного режима фракционирования, D — новое значение полной дозы, d — новое значение дозы за фракцию, α/β — константа для определенного типа ткани [17].

Оценка дозовой гомогенности и дозовой конформности

Дозовая гомогенность характеризует однородность распределения дозы в пределах объема мишени. Если распределение равномерное, то для РТВ на дифференциальной ГДО оно представляет из себя дельта-функцию (в идеальном случае). На интегральной ГДО гомогенная доза характеризуется вертикальным спадом на графике для РТВ.

Определение индекса гомогенности HI отличается в зависимости от вида ЛТ. Например, в радиохирургии в качестве индекса гомогенности используется отношение максимальной дозы к предписанной, так как данный вид ЛТ характеризуется низкой однородностью дозы, а предписанная доза может составлять 50 % от максимальной [18]. Данное определение отражает только величину превышения дозы, но не показывает недооблучение в объеме мишени. Другой пример расчета индекса гомогенности приводится в [17, 18], который определяет индекс гомогенности $HI_{95\%/107\%}$ как долю объема V_{km} с дозой выше 95 % и ниже 107 % от предписанной дозы. Данное определение не показывает ни насколько доза превышена, ни насколько

она занижена. Для 3DCRT и IMRT иногда используется определение индекса гомогенности как разности максимальной и минимальной дозы, нормированной на предписанную дозу [19]. Однако, на данный момент не рекомендуется использование понятий минимума и максимума в опорной точке. Поэтому предложено следующее определение индекса гомогенности:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}, \quad (2)$$

где $D_{2\%}$ — доза, которую получает 2 % объема мишени, $D_{98\%}$ — доза, которую получает 98 % мишени, $D_{50\%}$ — доза, которую получает 50 % мишени. $D_{2\%}$ — это доза около максимума, $D_{98\%}$ — около минимума, $D_{50\%}$ — медиальная, она предложена как нормирующее значение. Если дозовое распределение полностью однородное (в идеальном случае), то $HI = 0$. Дозовая конформность характеризует степень, с которой область высокой дозы совпадает с объемом мишени V_p . Конформность является мерой покрытия изодозой поверхности мишени V_p и характеризует качество распределения дозы. Определение индекса конформности (CI) по рекомендациям ICRU [17]:

$$CI = \frac{V_{95\%}}{V_p}, \quad (3)$$

где $V_{95\%}$ — объем опухоли, охваченный 95 % изодозовой кривой, V_p — объем PTV. Если дозовое распределение полностью конформное (в идеальном случае), $CI = 1$.

Результаты исследований

Оценка индексов гомогенности и конформности, нагрузок на критические органы

Для каждого пациента создавалось три плана 3D CRT: первый — с оконтуриванием артефактов и порта, но без присвоения плотностей

(то есть расчет плана осуществлялся по тем числам Хаунсфилда, которые получены при КТ). Второй план создавался на основе первого, с тем отличием, что артефактам задавалась плотность 40 HU, которая соответствует реальной плотности мышечной ткани. Если этого не сделать, то СП воспринимала бы эти области как полости с воздухом или наоборот, как костные структуры, которых в данной области на самом деле нет. Третий план создавался так же на основе первого с присвоением плотности артефактам 40 HU и реальной плотности порту, а именно 8000 HU.

Рассчитаны индексы гомогенности и конформности для каждого пациента для всех трех планов (табл. 2): без артефактов и порта (в табл. 2 план а), с оконтуренными артефактами (план б) и с оконтуренными артефактами и портом (план в) (рис. 5, 6). Отличие между индексами гомогенности (рис. 5) для планов без учета плотностей артефактов и порта и с учетом при облучении правой МЖ составляет 1–2 %. Коридор значений индексов HI находится в диапазоне от 0,14 до 0,20. Средние значения HI для плана без артефактов и порта составляют $HI = 0,17 \pm 0,02$, для плана с оконтуренными артефактами $HI = 0,17 \pm 0,02$, для плана с оконтуренными артефактами и портом $HI = 0,18 \pm 0,02$. Значения индексов гомогенности находятся за пределами толерантных значений $HI \leq 0,12$, независимо от техники оконтуривания. Отличие индексов конформности (рис. 6) для планов без учета артефактов и порта и с учетом при облучении правой молочной железы составляет 1–3 %. Значения индексов находятся в диапазоне от $0,84 \leq CI \leq 0,90$ и также не достигают толерантных значений $CI = 1,0$, независимо от техники оконтуривания.

Аналогичные расчеты получены для левой МЖ. Отличие индексов гомогенности для планов без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными при облучении левой

Таблица 2. Сводная таблица средних значений индексов гомогенности и конформности для трех планов облучения

Table 2. Summary table of average values of homogeneity and conformity indices for three irradiation plans

МЖ		Индекс гомогенности			Индекс конформности		
		а	б	в	а	б	в
Облучение правой МЖ		0,17±0,02	0,17±0,02	0,18±0,02	0,88±0,02	0,88±0,02	0,86±0,03
Облучение левой МЖ		0,17±0,02	0,17±0,02	0,18±0,02	0,89±0,03	0,89±0,03	0,86±0,02
Билатеральное	Правая МЖ	0,16±0,02	0,16±0,02	0,18±0,03	0,90±0,03	0,90±0,02	0,87±0,01
	Левая МЖ	0,19±0,02	0,19±0,02	0,21±0,01	0,87±0,02	0,87±0,02	0,85±0,03

молочной железы составляет 1 %. Значения индексов гомогенности находятся в диапазоне от $0,14 \leq HI \leq 0,20$ и не достигают толерантных значений $HI \leq 0,12$ независимо от техники оконтуривания.

Значения индексов конформности находятся в диапазоне от $0,85 \leq CI \leq 0,91$ и не достигают толерантных значений $CI = 1,0$, независимо от техники оконтуривания. Значения индексов гомогенности для правой и левой МЖ при билатеральном облучении МЖ находятся в диа-

пазоне $0,16 \leq HI \leq 0,21$ и не достигают толерантных значений $HI \leq 0,12$, независимо от техники оконтуривания. Значения индексов конформности для правой и левой МЖ находятся в диапазоне от $0,85 \leq CI \leq 0,90$ и не достигают толерантных значений $CI = 1,0$, также независимо от техники оконтуривания. Средние значения индексов гомогенности и конформности для облучения левой, правой МЖ и билатерального облучения приведены в табл. 2.

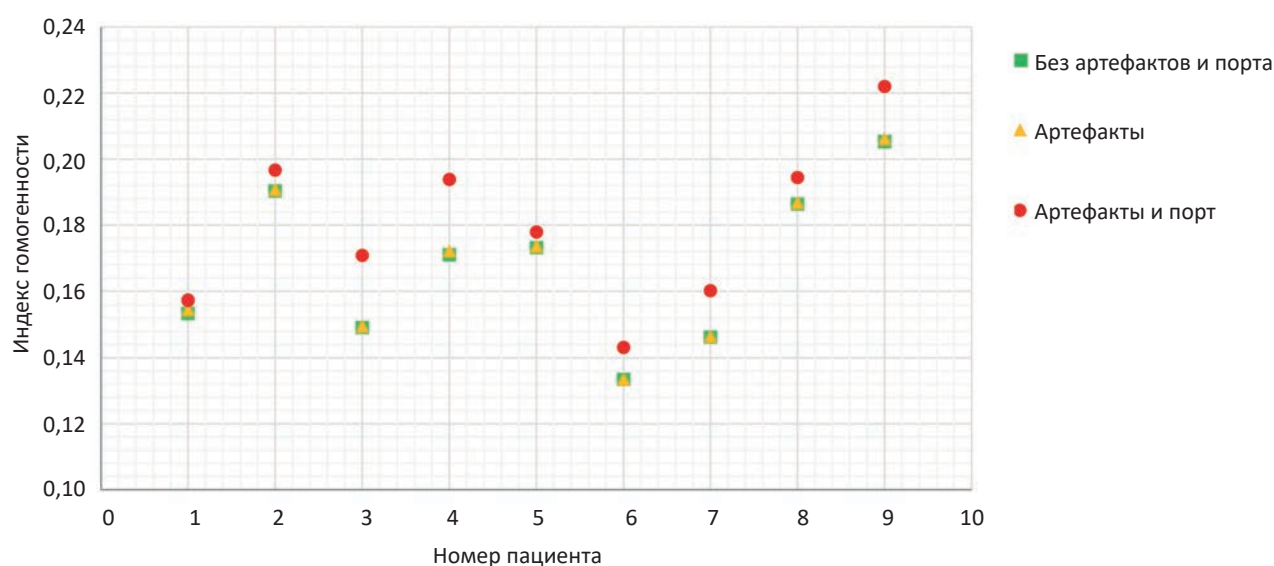


Рис. 5. Индекс гомогенности HI дозы в пределах PTV для правой МЖ без оконтуренных артефактов и порта, артефактами, с оконтуренными артефактами и портом

Fig. 5. HI dose homogeneity index within the PTV for the right breast without contoured artifacts and a port, with artifacts, with contoured artifacts and a port

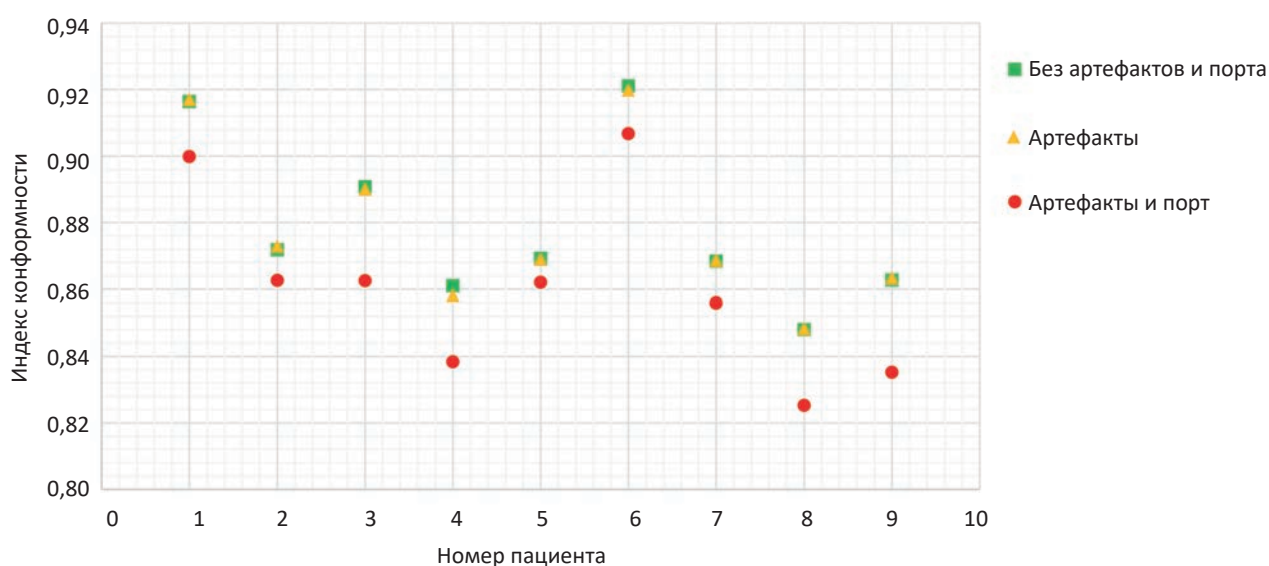


Рис. 6. Индекс конформности CI дозы в пределах PTV для правой МЖ, рассчитанный для планов без оконтуренных артефактов и порта, с оконтуренными артефактами, с оконтуренными артефактами и портом

Fig. 6. Dose conformity index CI within PTV for the right breast, calculated for plans without contoured artifacts and a port, with contoured artifacts, and with contoured artifacts and a port

По данным табл. 2 видно, что для планов с оконтуренными артефактами и портом индексы гомогенности стали дальше от нулевой отметки (идеальный случай), а конформности — дальше от единицы (идеальный случай) по сравнению с планом, где артефактам и металлическому порту не были присвоены истинные значения плотности. Полученные данные по *HI* и *CI* количественно подтверждают то, что неучет артефактов и порта меняет характер дозового распределения в реальности и влечет за собой недооблучение мишени.

Нагрузка на критические органы

При облучении правой молочной железы сердце получает небольшую дозу, так как оно расположено левее. Поэтому в данном случае критерий $V_{22\text{ Гр}} < 10\%$ (объем, на который приходится доза в 22 Гр, должен быть меньше 10 % от общего объема органа) не рассматривается [16]. Дозовые нагрузки на правое легкое и сердце при облучении правой МЖ оценивались по значениям модальных (чаще всего встречающихся) доз. Модальные значения доз определяются в СП по дифференциальной гистограмме доза — объем. Значения модальных доз для критических органов при облучении правой МЖ практически одинаковы для планов без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными при облучении правой молочной железы. Значения для правого легкого лежат в пределах от 0,8 до 1,0 Гр, для сердца — от 0,06 до 0,28 Гр. Отсутствие влияния оконтуривания артефактов и порта объясняется выбором тангенциальных направлений полей облучения. При этом пучок практически не проходит через артефакты или порт и критические органы одновременно и, поэтому дополнительный вклад в дозу в легких и сердце отсутствует.

При облучении левой МЖ сердце получает большую нагрузку по сравнению с облучением правой МЖ, поэтому здесь уже рассматривается критерий $V_{22\text{ Гр}} < 10\%$.

Значения модальных доз для критических органов при облучении левой МЖ практически одинаковы для планов без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными. Значения доз для левого легкого лежат в пределах от 0,7 до 1,1 Гр, для сердца — от 0,4 до 0,8 Гр. Отметим, что при облучении левой МЖ модальная доза в сердце становится больше, по сравнению с дозой при облучении правой МЖ максимально на 0,7 Гр. Это обусловлено расположением сердца и тем, что облучение осуществ-

ляется с левой стороны. При правосторонней локализации облучения дозовая нагрузка на легкие возрастает. При билатеральной 3DCRT практически невозможно достичь уменьшения объема, получающего дозу 18 Гр, меньше чем 30 %. Поэтому в случае билатерального облучения приемлемым считается условие: $V_{18\text{ Гр}} < 40\%$ [16]. В этом случае нагрузка на легкие и сердце больше и модальная доза в них также больше.

Подбор дополнительных критериев количественной оценки плана

При облучении молочной железы для оценки качества покрытия обычно применяется критерий $D_{95\%} \geq 90\%$ (95 % изодоза должна охватывать $\geq 90\%$ (допускается 95 %) объема мишени), который и был применен в качестве еще одного критерия оценки качества планов облучения. Было показано, что значения $D_{95\%} \geq 90\%$ становится меньше для планов с оконтуренными артефактами и портом, то есть качество покрытия мишени снижалось. Разница в значениях между планами без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными достигала 2 %.

Применение новой версии СП Eclipse ver. 16.1

Для оценки влияния алгоритма расчета несколько планов было создано для более новой версии СП Eclipse ver. 16.1. Оба алгоритма показали сопоставимую разницу между планами без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными элементами имплантата. Таким образом, применение более новой версии алгоритма показало, что версия не влияет на разницу между планами без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными элементами имплантата.

Обсуждение

По результатам анализа 96 планов облучения больных РМЖ показано, что разница в значениях индексов гомогенности и конформности для планов с оконтуренными артефактами и портом и неоконтуренными составляет от 1 до 5 % для значений *HI* и от 1 до 4 % для значений *CI*. Это означает, что неучет артефактов и металлического порта меняет характер дозового распределения и делает его более неоднородным. При применении критерия оценки $D_{95\%}$ для 30 планов облучения показано, что $D_{95\%}$ становится меньше для планов с оконтуренными артефактами и портом. Значит, качество покрытия мишени в реальности снижается.

Разница в величине данного критерия между планами без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными достигает 2 %.

Значения модальных доз для критических органов практически одинаковы для планов без оконтуренных артефактов и порта и с оконтуренными при облучении МЖ. При билатеральном облучении нагрузка на легкие становится больше, и модальная доза в них также возрастает в сравнении с правосторонним или левосторонним облучением МЖ. Также увеличивается нагрузка на сердце. При планировании 3DCRT больных раком МЖ с имплантатами со встроенным металлическим портом изменение версии алгоритма расчета практически не влияет на конечный результат.

Выводы

1. Произведена оценка качества планирования облучения 23 пациенток раком молочной железы с имплантатами на основе индексов гомогенности и конформности, значений $D_{95\%}$, а также дозовых нагрузок на критические органы для планов облучения:

- без оконтуренного металлического порта и артефактов;
- с оконтуренными артефактами;
- с оконтуренными артефактами и металлическим портом.

2. Показано, что наличие в поле облучения имплантата с металлическим портом влияет на характер дозового распределения.

3. Отсутствие учета металлического порта и создаваемых им на КТ-изображениях артефактов приводит к недопокрытию мишени. Порт и артефакты делают дозовое распределение более неоднородным. Поэтому при создании 3DCRT плана облучения больных РМЖ необходимо оконтуривать имплантат и артефакты с присвоением истинных значений их плотностей.

Список литературы / References

- Каприн АД, Старинский ВВ, Шахзадова АО. Состояние онкологической помощи населению России в 2021 г. М., МНИОИ им. П.А. Герцена филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России. 2022; 239.
Kaprin AD, Starinsky VV, Shakhzadova AO. The state of cancer care for the population of Russia in 2021. Moscow. 2022; 239. (In Russ.).
- Рассказова ЕА. Современные принципы лечения рака молочной железы. Врач. 2017;5:5-8.
Rasskazova EA. Modern principles of breast cancer treatment. Doctor. 2017;5:5-8. (In Russ.).
- Plastic Surgery 2020. Statistics Report. American Society of Plastic Surgeons, 2020.
- Летягин ВП, Григорьева ТА. Реконструктивно-пластические операции в лечении больных раком молочной железы. Опухоли женской репродуктивной системы. 2013;1:6-14. <https://doi.org/10.17650/1994-4098-2012-0-2-19-26>
Letyagin VP, Grigorieva TA. Reconstructive plastic surgery in the treatment of patients with breast cancer. Tumors of the female reproductive system. 2013;1:6-14 (In Russ.). <https://doi.org/10.17650/1994-4098-2012-0-2-19-26>
- Jonczyk M, Jean J, Graham R. Surgical trends in breast cancer: a rise in novel operative treatment options over a 12-year analysis. Breast Cancer Res Treat. 2019;173(2):267-74.
- Schmauss D, Harde Y, Machens HG. Breast Reconstruction after Mastectomy. Front. Surg. 2016;2:71-80. <https://doi.org/10.1007/s10549-018-5018-1>. Epub 2018 Oct 25.
- Федянина НР, Соболевский ВА, Крохина ОВ и др. Возможности одноэтапной реконструкции молочной железы экспандер-эндопротезом Беккера. Опухоли женской репродуктивной системы. 2009;1:6-9. <https://doi.org/10.17650/1994-4098-2009-0-1-2-6-912>.
Fedyanina NR, Sobolevsky VA, Krokhina OV et al. Possibilities of one-stage breast reconstruction using a Becker expander endoprosthesis. Tumors of the female reproductive system. 2009;1:6-9 (In Russ.). <https://doi.org/10.17650/1994-4098-2009-0-1-2-6-912>.
- Zabihzadeh M, Ghahfarokhi M, Razmjoo-Ghalaei S, et al. Dose perturbation due to the magnetic port of tissue breast expander in patient undergoing the postmastectomy radiation therapy. Biomed Pharmacol. 2016;9:285-91. <https://doi.org/10.13005/bpj/937>
- Chatzigiannis C, Lymperopoulou G, Sandilos P, et al. Dose perturbation in the radiotherapy of breast cancer patients implanted with the Magna-Site: a Monte Carlo study. Appl Clin Med Phys. 2011;12:58-70. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i2.3295>.
- Thompson RC, Morgan AM. Investigation into dosimetric effect of a MAGNA-SITE tissue expander on post-mastectomy radiotherapy. Med Phys. 2005;32:1640-6. <https://doi.org/10.1118/1.1914545>
- Srivastava SP, Cheng CW, Andrews J, et al. Dose perturbation due to metallic breast expander in electron and photon beam treatment of breast cancer. Radiat Oncol. 2014;3:65-72. <https://doi.org/10.1007/s13566-013-0109-4>
- Gee HE, Bignell F, Odgers D, et al. *In vivo* dosimetric impact of breast tissue expanders on post-mastectomy radiotherapy. Med Imaging Radiat Oncol. 2016;60: 138-45. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12403>. Epub 2015 Oct 27.
- Damast S, Beal K, Ballangrud A, et al. Do metallic ports in tissue expanders affect postmastectomy radiation delivery? Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2006;66:305-10. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.05.017>.
- Тимошкина ЕВ. Разработка рациональной тактики лучевой терапии при различных вариантах реконструктивно-пластической операции у больных раком молочной железы: дис. канд. мед. наук. М. 2020. 166 с.
Timoshkina EV. Development of rational tactics of radiation therapy for various types of reconstructive plastic surgery in patients with breast cancer: dis. Ph D Med. 2020; 166. (In Russ.).
- Трофимова ОП, Ткачев СИ, Юрьева ТВ. Прошлое и настоящее лучевой терапии в онкологии. Клиническая онкогематология. 2013;6(4):355-64.

- Trofimova OP, Tkachev SI, Yuryeva TV. Past and present of radiation therapy in oncology. Clinical oncohematology. 2013;6(4):355-64. (In Russ.).
16. Количественный анализ повреждений здоровых органов и тканей при проведении лучевой терапии злокачественных новообразований (проект QUANTEC). Пер. с англ. под общей ред. С.И. Ткачева. М. АМФР. 2015. Quantitative analysis of damage to healthy organs and tissues during radiation therapy of malignant neoplasms (QUANTEC project). Translation from English by ed. S.I. Tkachev. M. AMFR. 2015. (In Russ.).
17. ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon-Beam Therapy. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements. 1993; 81. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncp005>.
18. Murphy MJ, Chang S, Gibbs I, et al. Image-guided radiosurgery in the treatment of spinal metastases. Neurosurg. Focus. 2001;11:1-7. <https://doi.org/10.3171/foc.2001.11.6.7>.
19. Van Esch A, Vanstraelen B, Verstraete J, et al. Pre-treatment dosimetric verification by means of a liquid-filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields. Radioter Oncol. 2001;60:181-90. [https://doi.org/10.1016/s0167-8140\(01\)00305-x](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(01)00305-x).
- Участие авторов**
И.М. Лебедеенко: постановка задачи, написание текста рукописи.
Е.О. Санникова: подбор группы больных, коррекция текста статьи.
Л.М. Косенкова: обработка данных, расчеты.
Е.В. Тимошкина: подбор публикаций по теме статьи.
- Authors' participation**
I.M. Lebedenko: problem statement, writing the text of the manuscript.
E.O. Sannikova: selection of a group of patients, correction of the text of the article.
L.M. Kosenkova: data processing, calculations.
E.V. Timoshkina: selection of publications on the topic of the article.
- Информированное согласие.** Пациенты подписали информированное согласие на участие в исследовании.
- Informed consent.** Patients signed informed consent to participate in the study.

Для корреспонденции*: Ирина Матвеевна Лебедеенко — д.б.н., с.н.с. службы медико-физического сопровождения Отделения радиотерапии Научно-исследовательского института клинической онкологии (НИИКО) ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» Минздрава России, профессор кафедры Медицинская физика НИЯУ МИФИ; SPIN-код 4088-5974, Author ID: 365 939. Москва. <https://orcid.org/0000-0003-0634-7841>. e-mail: imlebedenko@mail.ru, тел. 8-985-915-64-63.

Санникова Екатерина Олеговна — медицинский физик службы медико-физического сопровождения Отделения радиотерапии Научно-исследовательского института клинической онкологии (НИИКО) ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-0634-7841>.

Косенкова Любовь Михайловна — магистр кафедры Медицинская физика НИЯУ МИФИ.

Тимошкина Екатерина Валерьевна — к.м.н., с.н.с. отделения радиотерапии Научно-исследовательского института клинической онкологии (НИИКО) ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» Минздрава России, Istina Researcher ID (IRID): 513671086, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-2216-2807>.

Information about the authors:

Contact*: Irina M. Lebedenko — Doctor of Biological Sciences, senior researcher at the medical and physical support service of the Radiotherapy Department of the N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Professor of the Department of Medical Physics of National Research Nuclear University MEPhI. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0634-7841>, personal identifier in the RSCI: SPIN-code 4088-5974, Author ID: 365 939, Moscow, Russia. e-mail: imlebedenko@mail.ru, phone 8-985-915-64-63.

Ekaterina O. Sannikova — medical physicist of the medical and physical support service of the Radiotherapy Department of the N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology <https://orcid.org/0000-0003-0634-7841>.

Lyubov M. Kosenkova — Master of the Department of Medical Physics National Research Nuclear University MEPhI.

Ekaterina V. Timoshkina — Senior Researcher of the Department of Radiotherapy of the N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology. Istina Researcher ID (IRID): 513671086. <https://orcid.org/0000-0002-2216-2807>.