

ДОЗИМЕТРИЯ КОЖИ *IN VIVO* ПРИ ОБЪЕМНО-МОДУЛИРОВАННОЙ ДУГОВОЙ ТЕРАПИИ ЛОЖА ОПУХОЛИ БЕЗ БОЛЮСА ПОСЛЕ ОРГАНОСОХРАНЯЮЩЕЙ ОПЕРАЦИИ НА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЕ И ОБЛУЧЕНИЯ ВСЕЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Хама Ю.✉, Тэйт Э.

Онкологический центр Токио-Эдогава, Больница Эдогава, 2-24-18, Хигасикоива, Эдогава-ку, Токио, 133-0052 Япония

✉ Yukihiko Hama, Tel: +81-3-3673-1221

РЕФЕРАТ

Введение: Отсутствуют данные о кожной дозиметрии *in vivo* объемной модулированной дуговой терапии (VMAT) без болуса для облучения ложа опухоли после органосохраняющей операции на молочной железе и облучения всей молочной железы. Цель данного исследования — оценить точность ожидаемой дозы облучения ложа опухоли у пациентов, которым проводится безболусная VMAT, с помощью дозиметрии кожи *in vivo*.

Материалы и методы: Кожная дозиметрия *in vivo* была проведена у 78 пациентов, которым после органосохраняющей операции и облучения всей молочной железы была проведена спиральная VMAT на ложе опухоли с наведением изображения. Ожидаемые дозы в 1279 точках сравнивались с измеренными дозами. Оценивались относительные погрешности и вариации относительных погрешностей.

Результаты: Относительные погрешности для 0,01–0,09, 0,10–0,49, 0,50–0,99, 1,00–1,49, 1,50–1,74 и $\geq 1,75$ Гр составили $-0,666 \pm 9,442$ % (95 % ДИ: $-1,958$ – $0,627$ %), $-0,265 \pm 4,010$ % (95 % ДИ: $-0,809$ – $0,278$ %), $-0,205 \pm 2,506$ % (95 % ДИ: $-0,511$ – $0,101$ %), $0,207 \pm 2,024$ % (95 % ДИ: $-0,045$ – $0,459$ %), и $-0,182 \pm 1,665$ % (95 % ДИ: $-0,449$ – $0,084$ %), соответственно. Абсолютное значение относительной погрешности было наименьшим для ожидаемых доз 1,75 Гр и выше. Вариации относительной погрешности были значительно больше при 0,01–0,09 Гр ($p < 0,001$), 0,10–0,49 Гр ($p < 0,001$), 0,50–0,99 Гр ($p = 0,023$) и 1,00–1,49 Гр ($p = 0,003$), чем при 1,75 Гр и выше. Вариации относительной погрешности при 1,50–1,74 Гр существенно не отличались от таковых при 1,75 Гр ($p = 0,465$).

Выводы: Кожная дозиметрия *in vivo* подтвердила, что неболусная VMAT с наведением по изображениям способна точно доставить излучение в ложе опухоли после органосохраняющей операции и облучения всей молочной железы.

Ключевые слова: новообразования молочной железы, дозиметрия *in vivo*, лучевая терапия с модулированной интенсивностью, лучевая терапия с наведением по изображениям

Для цитирования: Хама Ю., Тэйт Э. Дозиметрия кожи *in vivo* при объемно-модулированной дуговой терапии ложа опухоли без болуса после органосохраняющей операции на молочной железе и облучения всей молочной железы. Онкологический журнал: лучевая диагностика, лучевая терапия. 2025;8(4):16–21.

<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2025-8-4-16-21>

IN VIVO SKIN DOSIMETRY OF VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY TO THE TUMOR BED WITHOUT BOLUS AFTER BREAST CONSERVING SURGERY AND WHOLE BREAST IRRADIATION

Yukihiko Hama✉, Etsuko Tate

Department of Radiation Oncology, Tokyo-Edogawa Cancer Center, Edogawa Hospital, 2-24-18 Higashikoiwa, Edogawa-ku, Tokyo, 133-0052 Japan

✉ Yukihiko Hama, Tel: +81-3-3673-1221

ABSTRACT

Background: There are no data on *in vivo* skin dosimetry of volumetric modulated arc therapy (VMAT) without bolus for tumor bed irradiation after breast-conserving surgery (BCS) and whole breast irradiation (WBI). The purpose of this study was to evaluate the accuracy of the expected dose to the tumor bed in patients undergoing non-bolus VMAT using *in vivo* skin dosimetry.

Materials and Methods: *In vivo* skin dosimetry was performed in 78 patients who underwent image-guided helical VMAT to the tumor bed after BCS and WBI. The expected doses at 1279 points were compared with the measured doses. The relative errors and variations of the relative errors were evaluated.

Results: The relative errors for 0.01–0.09 Gy, 0.10–0.49 Gy, 0.50–0.99 Gy, 1.00–1.49 Gy, 1.50–1.74 Gy, and ≥ 1.75 Gy were -0.666 ± 9.442 % (95 % CI -1.958 – 0.627 %), -0.265 ± 4.010 % (95 % CI -0.809 – 0.278 %), -0.205 ± 2.506 % (95 % CI -0.511 – 0.101 %), 0.207 ± 2.024 % (95 % CI -0.045 – 0.459 %), and -0.182 ± 1.665 % (95 % CI -0.449 – 0.084 %), respectively. The absolute value of the relative error was smallest for expected doses of 1.75 Gy or greater. The variation in relative errors was significantly greater at 0.01–0.09 Gy ($p < 0.001$), 0.10–0.49 Gy ($p < 0.001$), 0.50–0.99 Gy ($p = 0.023$), and 1.00–1.49 Gy ($p = 0.003$) than at 1.75 Gy or greater. The variation of the relative error at 1.50–1.74 Gy was not significantly different at 1.75 Gy ($p = 0.465$).

Conclusions: *In vivo* skin dosimetry has confirmed that image-guided non-bolus VMAT is capable of accurately delivering radiation to the tumor bed after BCS and WBI.

Key words: breast neoplasms, *in vivo* dosimetry, intensity-modulated radiotherapy, image-guided radiotherapy

For citation: Yukihiko Hama, Etsuko Tate. *In vivo* Skin Dosimetry of Volumetric Modulated Arc Therapy to the Tumor Bed without Bolus after Breast Conserving Surgery and Whole Breast Irradiation. Journal of Oncology: Diagnostic Radiology and Radiotherapy. 2025;8(4):16–21. (In Russ.).

<https://doi.org/10.37174/2587-7593-2025-8-4-16-21>

Введение

Показанием для подведения дополнительной дозы облучения (буста) у пациенток после органосохраняющей операции на молочной железе и облучения всей молочной железы являются позитивные края резекции, высокая степень злокачественности опухолевой ткани, распространенный внутрипротоковый рак и/или наличие лимфоваскулярной инвазии, а также молодой возраст пациенток [1, 2]. Сообщается, что подведение буста после органосохраняющей операции не влияет на долгосрочную общую выживаемость, но может улучшить локальный контроль (с лучшими результатами у молодых пациенток), хотя и повышает риск умеренного или тяжелого фиброза [3]. Чтобы повысить эффективность буста и минимизировать нежелательные явления, соответствующая доза должна подводиться соответствующим образом. Терапия электронным пучком является распространенным методом подведения буста, но имеет ряд ограничений, включая ограниченную глубину проникновения, необходимость использования болюса для предупреждения недостаточного облучения очагов вблизи поверхности кожи, менее точное наведение по сравнению с лучевой терапией с контролем по изображению, а также ограниченную конформность дозы, поскольку электронные пучки не соответствуют форме опухоли, как при объемной модулированной дуговой терапии (VMAT), что потенциально может приводить к недооблучению в одних областях и переоблучению в окружающих нормальных тканях. Болюс может предотвратить снижение дозы на кожу при терапии электронным пучком, но необходимость его использования при VMAT является предметом дискуссий [3, 4]. Насколько нам известно, не существует исследований *in vivo* по кожной дозиметрии, которые оценивали бы точность ожидаемой дозы при безболюсной VMAT на ложе опухоли после органосохраняющей операции и облучения молочной железы.

Цель исследования — оценить точность ожидаемой дозы на ложе опухоли у пациенток, получающих безболюсную VMAT, с помощью *in vivo* кожной дозиметрии.

Материалы и методы

Все процедуры, выполненные в данном исследовании, соответствовали этическим стандартам институционального и/или национального исследовательского комитета, а также Хельсинкской декларации 1964 года и последующим поправкам. Исследование было одобрено институциональным наблюдательным советом больницы Эдогава (№ RO-0910), от всех пациенток было получено информированное согласие на все процедуры и публикации.

Лечение

В исследование были включены 87 пациенток, которым после органосохраняющей операции и облучения молочной железы проводилось подведение

Introduction

Radiation boost is indicated for patients following breast-conserving surgery (BCS) and whole-breast irradiation (WBI) with positive surgical margins, high-grade tumors, extensive intraductal carcinoma and/or lymphovascular invasion, and younger age [1, 2]. It has been reported that radiation boost after WBI has no effect on long-term overall survival, but may improve local control, with the greatest absolute benefit in young patients, although it increases the risk of moderate to severe fibrosis [3]. To maximize the effectiveness of the radiation boost while minimizing adverse events, the appropriate dose should be delivered in an appropriate manner. Electron beam therapy is a common method of delivering a radiation boost, but it has several limitations, including limited depth of penetration, need for bolus to avoid underdosing lesions near the skin surface, less precise targeting compared to image-guided radiation therapy (IGRT), and limited dose conformality because the electron beams do not conform to the shape of the tumor as they do with volumetric modulated arc therapy (VMAT), potentially leaving some areas undertreated while overdosing the surrounding normal tissue. Bolus can prevent skin dose reduction in electron beam therapy, but the need to bolus with VMAT is controversial [3, 4]. To our knowledge, there are no *in vivo* skin dosimetry studies that evaluate the accuracy of the expected dose of non-bolus VMAT to the tumor bed after BCS and WBI.

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of the expected dose to the tumor bed in patients undergoing non-bolus VMAT using *in vivo* skin dosimetry.

Materials and Methods

All procedures performed in this study complied with the ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the Declaration of Helsinki of 1964 and its subsequent amendments. This study was approved by the institutional review board of Edogawa Hospital (#RO-0910), and informed consent was obtained from all patients for all procedures and publications.

Treatment

Eighty-seven consecutive patients who underwent radiation boost to the tumor bed after BCS and WBI were included in this study (median age 51 years, range 41–73 years, pT_{1b}–T₃ N_{0–1} M0). Reasons for

дополнительной дозы облучения на ложе опухоли (медиана возраста 51 год, диапазон 41–73 года, $pT_{1b}-T_3 N_{0-1}M_0$). Причинами для буста являлись позитивные края резекции, высокая степень злокачественности опухоли, распространенный интратрунктовый рак, наличие лимфоваскулярной инвазии или молодой возраст пациенток (< 50 лет). Облучение молочной железы проводилось с использованием техники спиральной VMAT с наведением по изображению с суммарной дозой 45–50 Гр в 25 фракциях в течение 5 недель (TomoTherapy®, Accuray, Мэдисон, Висконсин, США). Дополнительно, после облучения молочной железы ложе опухоли облучали с помощью спиральной VMAT. Суммарная доза составляла 10 Гр в 5 фракциях в течение 5–7 дней. Объем планируемого облучения (PTV) был размечен с равномерным трехмерным запасом в 1 см вокруг хирургических клипс, при этом PTV был ограничен 2,5 мм от поверхности кожи. PTV мог распространяться на 4 мм в ипсилатеральное легкое. Ипсилатеральная и контралатеральная молочные железы, ипсилатеральное и контралатеральное легкие, а также сердце и спинной мозг контурировались как органы риска (OAR).

Измерения

Дозиметрия *in vivo* поверхности кожи в области ложа опухоли проводилась с использованием изотропного пятиточечного энергонезависимого массива дозиметрических детекторов с точками измерения, расположенными на расстоянии 2 см друг от друга (TN-252LA5 Linear Five MOSFET Array, Best Medical Canada, Оттава, Онтарио, Канада). Пять полупроводников фиксировались лентой горизонтально вдоль послеоперационного рубца, проводились сканирования на КТ, и выполнялась VMAT с наведением по изображению с помощью спиральной томотерапии. Болюс не использовался. После первой, третьей и пятой сессий из 5 фракций облученная доза в каждой точке дозиметрического массива сравнивалась с ожидаемой дозой. Ожидаемая доза рассчитывалась системой планирования лечения с использованием комбинации аналитических алгоритмов и методов Монте-Карло. Затем относительная погрешность (%) рассчитывалась следующим образом:

$$\text{Относительная погрешность (\%)} = \frac{(\text{Измеренная доза} - \text{Ожидаемая доза})}{\text{Ожидаемая доза}} \times 100.$$

Поскольку дозы менее 0,01 Гр находятся ниже чувствительности системы *in vivo* дозиметрии, в анализ были включены 1279 точек дозиметрии с ожидаемыми значениями 0,01 Гр и выше.

Статистический анализ

Относительные погрешности и их вариации оценивались путем деления ожидаемых доз на 6 диапазонов: 0,01–0,09, 0,10–0,49, 0,50–0,99, 1,00–1,49, 1,50–1,74 и $\geq 1,75$ Гр. Все данные представлены в виде среднего значения \pm стандартное отклонение (SD) и

radiation boost were positive surgical margins, high-grade tumors, extensive intraductal carcinoma, lymphovascular invasion, or younger age (< 50 years). WBI was performed using the image-guided helical VMAT technique with a total dose of 45 to 50 Gy in 25 fractions over 5 weeks (TomoTherapy®, Accuray, Madison, Wisconsin, United States). In addition, the tumor bed was irradiated with helical VMAT after WBI. The total dose was 10 Gy in 5 fractions over 5 to 7 days. The planning target volume (PTV) was drawn with a uniform 1 cm 3-dimensional margin around the surgical clips, and the PTV was limited to 2.5 mm from the skin surface. The PTV was allowed to extend 4 mm into the ipsilateral lung. The ipsilateral and contralateral breast, ipsilateral and contralateral lung, and heart and spinal cord were contoured as organs at risk (OARs).

Measurements

In vivo dosimetry of the skin surface around the tumor bed was performed using a five-point isotropic, energy-independent semiconductor dosimeter array with measurement points spaced 2 cm apart (TN-252LA5 Linear Five MOSFET Array, Best Medical Canada, Ottawa, Ontario, Canada). The five dosimetry points were taped to align horizontally over the surgical scar, and megavoltage CT scans were taken, and image-guided VMAT was performed using helical tomotherapy. A bolus was not used. After the first, third and fifth sessions of 5 fractions, the irradiated dose at each point of the dosimeter array was compared with the expected dose. The expected dose was calculated by the treatment planning system using a combination of analytical algorithms and Monte Carlo simulations. Then the relative error (%) was calculated as follows:

$$\text{Relative Error (\%)} = \frac{(\text{Measured Dose} - \text{Expected Dose})}{\text{Expected Dose}} \times 100$$

Because doses less than 0.01 Gy are below the sensitivity of the *in vivo* dosimetry system, 1279 dosimetry points with expected values of 0.01 Gy or greater were included in the analysis.

Statistical analysis

The relative errors and their variations were evaluated by dividing the expected doses into 6 ranges, 0.01–0.09, 0.10–0.49, 0.50–0.99, 1.00–1.49, 1.50–1.74, and ≥ 1.75 Gy. All data are expressed as mean \pm standard deviation (SD) and 95 % confidence interval (CI). A Brown–Forsythe test was used to compare the variation in relative error in each dose range, and a

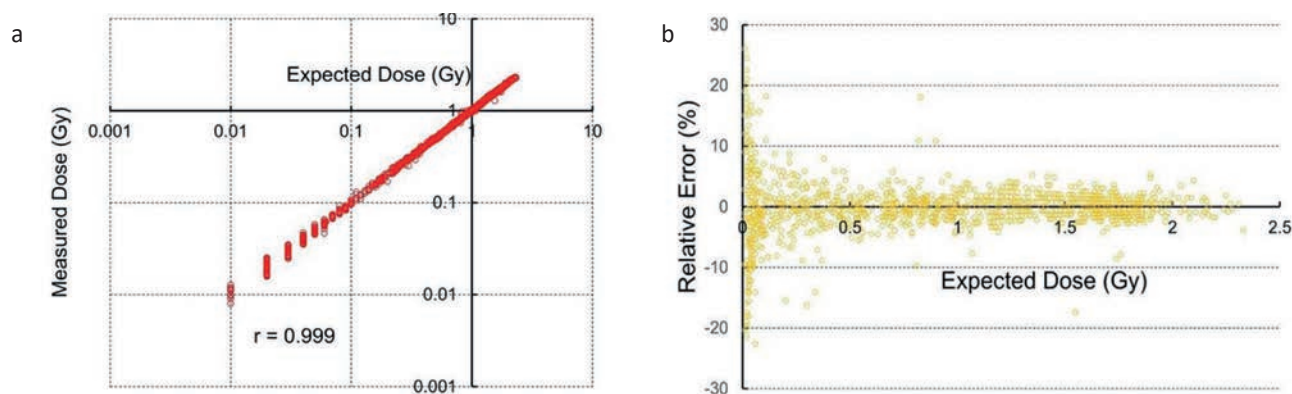


Рис. 1. Диаграммы рассеяния ожидаемых и измеренных доз и относительных погрешностей. а — диаграмма рассеяния ожидаемой и измеренной дозы. Наблюдается хорошая корреляция между ожидаемой и измеренной дозами. Коэффициент корреляции (r) составил 0,999; б — диаграмма рассеяния ожидаемой дозы и относительной погрешности. Наблюдалась тенденция к увеличению относительной погрешности с уменьшением дозы облучения

Fig. 1. Scatter plots of expected and measured doses and relative errors. а — Scatter plot of expected and measured dose. There is a good correlation between expected and measured doses. The correlation coefficient (r) was 0.999; б — Scatter plot of expected dose and relative error. The relative error tended to increase with decreasing radiation dose

95 % доверительный интервал (ДИ). Для сравнения вариаций относительной погрешности в каждом диапазоне доз использовался тест Брауна—Форсайта, и p -значение менее 0,05 считалось статистически значимым.

Результаты

На рис. 1а представлена диаграмма рассеяния ожидаемой дозы в зависимости от измеренной дозы.

Между ожидаемой и измеренной дозами наблюдалась хорошая корреляция ($r = 0,999$, r : коэффициент корреляции). Относительная погрешность имела тенденцию к увеличению с уменьшением дозы облучения (рис. 1б). Относительные погрешности для диапазонов 0,01–0,09, 0,10–0,49, 0,50–0,99, 1,00–1,49, 1,50–1,74 и $\geq 1,75$ Гр составили $-0,666 \pm 9,442$ % (95 % ДИ: $-1,958$ – $0,627$ %), $-0,265 \pm 4,010$ % (95 % ДИ: $-0,809$ – $0,278$ %), $-0,205 \pm 2,506$ % (95 % ДИ: $-0,511$ – $0,101$ %), $0,207 \pm 2,024$ % (95 % ДИ: $-0,045$ – $0,459$ %) и $-0,182 \pm 1,665$ % (95 % ДИ: $-0,449$ – $0,084$ %) соответственно (рис. 2).

Поскольку абсолютное значение относительной погрешности было наименьшим для ожидаемых доз $\geq 1,75$ Гр, вариация относительной погрешности сравнивалась между диапазоном $\geq 1,75$ Гр и каждым из других диапазонов доз. Это показало, что вариация относительной погрешности была достоверно больше при 0,01–0,09 Гр ($p < 0,001$), 0,10–0,49 Гр ($p < 0,001$), 0,50–0,99 Гр ($p = 0,023$) и 1,00–1,49 Гр ($p = 0,003$), чем при $\geq 1,75$ Гр. Однако вариация относительной погрешности при 1,50–1,74 Гр не отличалась достоверно от таковой при $\geq 1,75$ Гр ($p = 0,465$) (рис. 2).

Обсуждение

Насколько нам известно, это первое сообщение, в котором с помощью системы *in vivo* дозиметрии оценивается точность ожидаемой дозы при безболусной

p -value of less than 0.05 was considered statistically significant.

Results

Figure 1a shows a scatter plot of the expected dose versus the measured dose.

There was a good correlation ($r = 0.999$, r : correlation coefficient) between the expected and measured doses. The relative error tended to increase with decreasing radiation dose (Figure 1b). The relative errors for 0.01–0.09, 0.10–0.49, 0.50–0.99, 1.00–1.49, 1.50–1.74, and ≥ 1.75 Gy were -0.666 ± 9.442 (95 % CI -1.958 – 0.627), -0.265 ± 4.010 (95 % CI -0.809 – 0.278), -0.205 ± 2.506 (95 % CI -0.511 – 0.101), 0.207 ± 2.024 (95 % CI -0.045 – 0.459), and -0.182 ± 1.665 (95 % CI -0.449 – 0.084), respectively (fig. 2).

Because the absolute value of the relative error was smallest for expected doses of ≥ 1.75 Gy, the variation in relative error was compared between ≥ 1.75 Gy and each dose range, which showed that the variation in relative error was significantly greater at 0.01–0.09 Gy ($p < 0.001$), 0.10–0.49 Gy ($p < 0.001$), 0.50–0.99 Gy ($p = 0.023$), and 1.00–1.49 Gy ($p = 0.003$) than at ≥ 1.75 Gy. However, the variation of the relative error at 1.50–1.74 Gy was not significantly different at ≥ 1.75 Gy ($p = 0.465$) (fig. 2).

Discussion

To our knowledge, this is the first report to evaluate the accuracy of the expected dose of non-bolus VMAT to the tumor bed after BCS and WBI using an *in vivo*

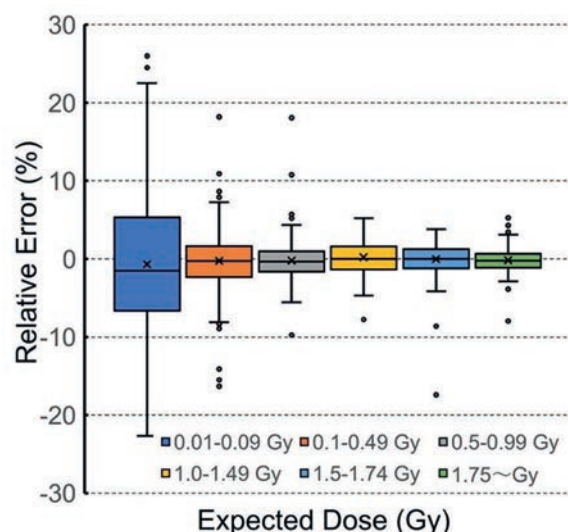


Рис. 2. График размаха относительных погрешностей. Ожидаемые дозы были разделены на 6 диапазонов: 0,01–0,09 Гр, 0,10–0,49 Гр, 0,50–0,99 Гр, 1,00–1,49 Гр, 1,50–1,74 Гр и $\geq 1,75$ Гр. Значки «x» соответствуют средним значениям. Центральные горизонтальные линии — это медианы. Нижний и верхний пределы коробки — это первый и третий квартили соответственно. Точки выше или ниже верхней и нижней границ усов являются выбросами

Fig. 2. Box plots of relative errors. Expected doses were divided into 6 ranges, 0.01–0.09 Gy, 0.10–0.49 Gy, 0.50–0.99 Gy, 1.00–1.49 Gy, 1.50–1.74 Gy, and ≥ 1.75 Gy. "x" marks correspond to the means. The central horizontal bars are the medians. The lower and upper limits of the box are the first and third quartiles, respectively. Points above or below the whiskers' upper and lower bounds are outliers

VMAT на ложе опухоли после ОСО и ОМЖ. Результаты данного исследования согласуются со сравнительным исследованием пациенток, получавших VMAT или 3-мерную конформную лучевую терапию на грудную стенку с болюсом или без него [4]. Было показано, что безболюсная VMAT точно подводит ожидаемую дозу к ложу опухоли, причем чем выше ожидаемая доза, тем ниже относительная погрешность. Для ожидаемых доз 1,5 Гр и более относительная погрешность оставалась низкой, и не было выявлено существенной разницы в вариации погрешности измерения между диапазонами 1,50–1,74 Гр и $\geq 1,75$ Гр. Это указывает на то, что безболюсная VMAT может точно подводить излучение к ложу опухоли, когда ожидаемая доза на кожу составляет 1,5 Гр и более.

Данное исследование имеет несколько преимуществ. Во-первых, буст может проводиться с помощью безболюсной VMAT, и точность его подведения впервые подтверждена с помощью *in vivo* дозиметрии. Безболюсная VMAT с наведением по изображению позволяет преодолеть ограничения терапии электронным пучком, такие как ограниченная глубина проникновения, необходимость в болюсе из-за эффекта нарастания, менее точное наведение по сравнению с лучевой терапией под контролем изображения и ограниченная конформность дозы. Во-вторых, относительные погрешности были ниже при более высоких дозах ($\geq 1,5$ Гр), чем при более низких дозах ($< 1,5$ Гр). Это является преимуществом для нерадикального облучения молочной железы [5, 6] или нехирургической радикальной лучевой терапии [7], где подводятся более высокие дозы облучения.

Исследование имеет несколько ограничений. Во-первых, при более низких ожидаемых дозах, особенно ниже 0,1 Гр, относительная погрешность имеет тенденцию к увеличению. Это частично объясняется тем, что чувствительность дозиметрического массива (TN-252LA5 Linear Five MOSFET Array, Best Medical Canada, Оттава, Онтарио, Канада) обычно составляет менее 20 Гр и он наиболее подходит для диапазона

dosimetry system. The results of this study were consistent with the comparative study of patients who received VMAT or 3-dimensional conformal radiotherapy to the chest wall with or without a bolus [4]. Non-bolus VMAT was shown to accurately deliver the expected dose to the tumor bed, and the higher the expected dose, the lower the relative error. For expected doses of 1.5 Gy or more, the relative error was kept low, and there was no significant difference in the variation of the measurement error between 1.5–1.74 Gy and ≥ 1.75 Gy. This indicates that non-bolus VMAT can accurately deliver radiation to the tumor bed when the expected skin dose is 1.5 Gy or greater.

This study has several strengths. First, the radiation boost can be delivered with non-bolus VMAT, and its delivery accuracy has been confirmed for the first time by *in vivo* dosimetry. Non-bolus image-guided VMAT can overcome the limitations of electron beam therapy, such as limited depth of penetration, need for bolus due to build up effect, less precise targeting compared to IGRT, and limited dose conformity. Second, relative errors were lower at higher doses (≥ 1.5 Gy) than at lower doses (< 1.5 Gy). It is advantageous for partial breast irradiation [5, 6] or nonsurgical definitive radiotherapy [7], where higher doses of radiation are delivered.

This study has several limitations. First, at lower expected doses, especially below 0.1 Gy, the relative risk tends to increase. This is partly because the sensitivity of the dosimeter array (TN-252LA5 Linear Five MOSFET Array, Best Medical Canada, Ottawa, Ontario, Canada) is generally less than 20 Gy and is best suited between 0.2 Gy and 20 Gy. From a radiation safety and efficacy

от 0,2 Гр до 20 Гр. С точки зрения радиационной безопасности и эффективности, подведение буста дозой менее 0,1 Гр на ложе опухоли не имеет клинического значения по сравнению с более высокими дозами ($\geq 1,5$ Гр). Во-вторых, в данном исследовании использовалась только одна система VMAT. Система лучевой терапии с контролем по изображению и спиральной VMAT, использованная в этом исследовании, не может быть экстраполирована на другие системы VMAT без дальнейшей научной проверки. Однако, использованная в данном исследовании спиральная VMAT с наведением по изображению не является ограничением для доказательства принципиальной возможности безболусной VMAT с наведением по изображению на ложе опухоли и подтверждения измерений с помощью *in vivo* дозиметрии.

Выводы

Таким образом, безболусная VMAT с наведением по изображению на ложе опухоли после органосохраняющей операции и облучения молочной железы, как подтверждено *in vivo* дозиметрией, может быть жизнеспособной альтернативой терапии электронным пучком. Прежде чем ее можно будет применять для нерадикального облучения молочной железы или нехирургической стереотаксической аблативной лучевой терапии, необходимы дальнейшие научные исследования.

Список литературы / References

1. Dzhugashvili M, Veldeman L, Kirby AM. The role of the radiation therapy breast boost in the 2020s. *Breast*. 2023;69:299-305. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2023.03.009>. PMID: 36958070; PMCID: PMC10068257.
2. Gulstene S, Raziee H. Radiation boost after adjuvant whole breast radiotherapy: Does evidence support practice for close margin and altered fractionation? *Front Oncol*. 2020;10:772. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.00772>. PMID: 32670865; PMCID: PMC7332558.
3. Lee VWY, Liu ACH, Cheng KW, et al. Dosimetric benefits of 3D-printed modulated electron bolus following lumpectomy and whole-breast radiotherapy for left breast cancer. *Med Dosim*. 2023;48(1):37-43. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2022.10.001>. PMID: 36336582.
4. Dias AG, Pinto DFS, Borges MF, et al. Optimization of skin dose using in-vivo MOSFET dose measurements in bolus/non-bolus fraction ratio: A VMAT and a 3DCRT study. *J Appl Clin Med Phys*. 2019 Feb;20(2):63-70. <https://doi.org/10.1002/acm2.12525>. Epub 2019 Jan 9. PMID: 30628154; PMCID: PMC6371019.
5. Meattini I, Marrazzo L, Saieva C, et al. Accelerated partial-breast irradiation compared with whole-breast ir-

radiation boosts of less than 0.1 Gy to the tumor bed are not clinically significant compared to higher doses (≥ 1.5 Gy). Second, only one VMAT system was used in this study. The IGRT and helical VMAT system used in this study cannot be generalized to other VMAT systems without further scientific verification. However, the image-guided helical VMAT used in this study is not a limitation for the proof-of-principle of non-bolus image-guided VMAT to the tumor bed and measurement confirmation by *in vivo* dosimetry.

Conclusions

In conclusion, non-bolus image-guided VMAT to the tumor bed after BCS and WBI may be a viable alternative to electron beam therapy, as confirmed by *in vivo* dosimetry. Further scientific validation is needed before it can be applied to partial breast irradiation or nonsurgical stereotactic ablative radiotherapy.

radiation for early breast cancer: Long-term results of the randomized phase III APBI-IMRT-Florence Trial. *J Clin Oncol*. 2020;38(35):4175-83. <https://doi.org/10.1200/JCO.20.00650>. PMID: 32840419.

6. Burkoň P, Selingerová I, Slavík M, et al. Adjuvant accelerated partial-breast irradiation of early-stage breast cancer using stereotactic approach — methodology, technical challenges and early results of prospective randomized trial. *Klin Onkol*. 2022;35(5):379-91. English. <https://doi.org/10.48095/ccko2022379>. PMID: 36443093.
7. Shibamoto Y, Takano S. Non-Surgical Definitive Treatment for Operable Breast Cancer: Current Status and Future Prospects. *Cancers (Basel)*. 2023;15(6):1864. <https://doi.org/10.3390/cancers15061864>. PMID: 36980750; PMCID: PMC10046665.

Вклад авторов

Статья подготовлена с равным участием авторов.

Authors' contributions

Article was prepared with equal participation of the authors.

Information about the authors

Yukihiro Hama, <https://orcid.org/0000-0002-2845-6603>
Etsuko Tate, <https://orcid.org/0000-0002-2380-2802>

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки.
Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Соответствие принципам этики. Одобрение этического комитета не требовалось.
Информированное согласие. Пациенты подписали информированное согласие на публикацию данных.

Тип статьи: Оригинальная статья.

Поступила: 21.05.2025.

Принята к публикации: 10.07.2025.

Опубликована online: 26.12.2025.

Funding. The study had no sponsorship.

Conflict of interests. Not declared.

Ethical compliance. Ethical committee approval was not necessary.

Informed consent. The patients signed informed consent for the publication of the data.

Article type: Original article.

Received: 21.05.2025.

Accepted for publication: 10.07.2025.

Published online: 26.12.2025.