

## ВЛИЯНИЕ ФИКСИРУЮЩИХ УСТРОЙСТВ ФИРМЫ KLARITY НА ДОСТАВКУ ДОЗЫ ПРИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Д.С. Сатункин<sup>1</sup>, А.Н. Мусеев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

<sup>2</sup> ООО “МЕДСКАН”, Москва

Определены величины ослабления фотонного облучения в фиксирующих устройствах фирмы Klarity (Китай), которые вносят значительное возмущение в распределение поглощенной дозы в теле пациента. Исследовано влияние этих устройств на кожную дозу. Установлено, что использование устройств иммобилизации приводит к увеличению дозы у поверхности тела на величину до 100 %, что необходимо учитывать при планировании облучения. Предложен способ быстрого учета влияния этих устройств, который заключается в предварительном расчете и присвоении устройствам фиксации при планировании средней плотности. Этот метод позволил уменьшить ошибки определения дозы в системе планирования, не требуя увеличения продолжительности расчетов.

Ключевые слова: лучевая терапия, фотонное излучение, фиксирующие устройства, учет ослабления, кожная доза

### Введение

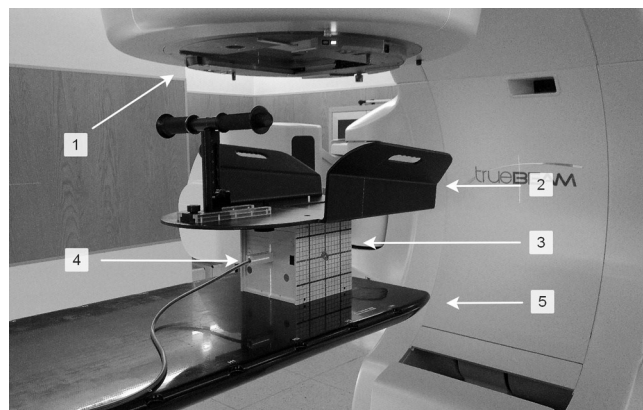
Лучевая терапия с модуляцией интенсивности получила широкое распространение за последние годы. Модуляция интенсивности пучков фотонного излучения позволяет добиться высокой конформности дозового распределения по отношению к объему мишени и существенно снизить дозовую нагрузку на прилегающие здоровые ткани. Оптимизированный план лечения позволяет использовать преимущества нескольких полей облучения и вращательных степеней свободы. По мере того, как методики лечения становятся все более сложными и точными, становится необходимым использование различных устройств иммобилизации пациента на протяжении всего курса лечения. Эти устройства позволяют расположить пациента воспроизводимым образом, обеспечивая точность позиционирования во время сеанса лечения. Однако прохождение

ионизирующего излучения сквозь эти устройства может привести к изменению дозного распределения в пациенте [1]. Для некоторых пациентов из-за кожных реакций становится невозможным даже завершение лечения. К примеру, при лечении с использованием задней и задне-наклонной ориентации пучка, карбоновое покрытие терапевтического стола увеличивает поверхностную дозу облучения пациента, которое может достигать 375 % для поля размером 10×10 см [2].

Воздействие фиксирующих устройств (ФУ) на распределение дозы в теле пациента при лучевой терапии является результатом сложной комбинации явлений, приводящих как к недооблучению опухолевого объема вследствие частичного поглощения ионизирующего излучения в объеме устройства, так и к увеличению кожной дозы. Доза на поверхности кожи складывается из двух компонент: первая компонента появляется при образовании

фотонами “загрязняющих” электронов в воздухе, коллиматоре и в материалах ФУ на пути пучка, а вторая компонента появляется из-за вторичных электронов, образованных в теле пациента [3]. Наличие ФУ на пути пучка приводит к увеличению числа “загрязняющих” электронов, тем самым смещая зону максимальной дозы ближе к поверхности.

Для определения влияния поверхностной дозы на реакцию кожи важно понимать ее анатомию. Кожа состоит из двух основных слоев, а именно, эпидермы (поверхностный слой) и дермы (глубокий слой). Между эпидермой и дермой находится базальный слой, который производит эпидермальные клетки. Пигмент кожи производится меланоцитами, которые располагаются между базальными клетками. Восстановление эпидермы базальным слоем является необходимым условием поддержания целостности кожи. Ионизирующее излучение разрушает стволовые клетки базального слоя и ингибирует деление клеток. Количество уцелевших базальных клеток в эпидерме определяет степень радиационного повреждения кожи. Кроме того, на тяжесть кожных реакций могут повлиять сторонние факторы, например, возраст, состояние кожи, медицинская история и химиотерапия [4]. Глубина чувствительного слоя базальных клеток колеблется от 0,05 до 0,4 мм, в зависимости от анатомического участка. МКРЕ рекомендует для целей радиационной безопасности измерять кожную дозу на глубине 0,07 мм, приблизительно соответствующей глубине базального слоя. Глубина в 0,1 мм часто используется как референсная глубина базального слоя. Тем не менее, в лучевой терапии для оконтуривания кожи как органа риска используется глубина от 3 до 5 мм в зависимости от области тела. К примеру, американская Группа онкологии лучевой терапии (англ. Radiation Therapy Oncology Group, RTOG) рекомендует слой 0–5 мм от поверхности тела [5]. Учитывая тот факт, что на данный момент разрешение КТ-изображений и дозовой матрицы большинства систем планирования (СП) ограничивается величиной порядка 1 мм<sup>2</sup>, для учета влияния ФУ на дозу в СП, в данной работе под кожной дозой будет пониматься именно доза в слое 0–5 мм.



**Рис. 1.** Исследование влияния различных устройств фиксации на ослабление: 1 – радиационная головка ЛУЭ, 2 – исследуемое устройство (изображён фиксатор рук WingSpan), 3 – пластиковый фантом, 4 – ионизационная камера в держателе, 5 – лечебный стол

## Материал и методы

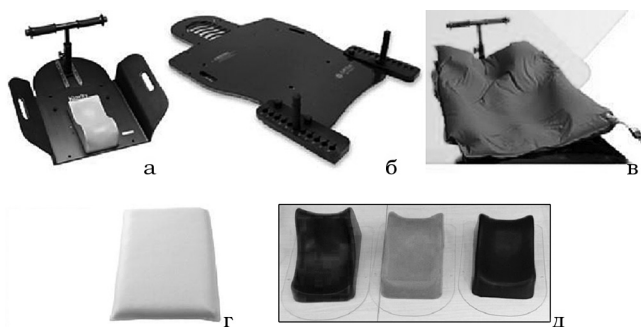
### Измерение поглощения фотонного излучения для фиксирующих устройств фирмы Klarity (Kumai)

Для исследования поглощения излучения в устройствах фирмы Klarity в качестве источника излучения использован медицинский линейный ускоритель электронов Varian TrueBeam. Измерения проводили с помощью ионизационной камеры IBA CC13, помещенной в фантом IBA Round CT and RTPS.

Устройства фиксации располагали сверху на фантоме, после чего проводили облучение. Пучок излучения проходил сквозь ФУ и регистрировался камерой, расположенной в фантоме. Измерения проводили при РИО=100 см для поля 10×10 см со 100 мониторными единицами (МЕ). Величину поглощения оценивали с помощью относительных измерений поглощенной дозы в камере: после прохождения пучка сквозь ФУ и при их отсутствии (рис. 1).

### Определение средних значений чисел Хаунсфилда для фиксирующих устройств Klarity

Во время оконтуривания в СП Eclipse каждому органу присваивается соответствующий тип структуры, каждая из которых обладает определенными свойствами. При этом существует две возможности учета фиксиру-



**Рис. 2.** Исследуемые устройства: а – фиксатор рук WingSpan, б – плита опорная Optek, в – вакуумный матрас VacBag, г – термоформируемая подушка AccuCushion, д – пенополиуретановые подголовники разного размера.

щих приспособлений. Первый способ подразумевает включение объема ФУ в структуру Body. Благодаря этому каждой точке ФУ присваивается плотность, определенная при КТ-сканировании, и она будет учитываться в дальнейшем расчете дозы. Однако этот способ увеличивает время расчета пропорционально объему (для габаритных ФУ в 2–3 раза) и также требует верификации.

При реализации второго способа требуется указать для ФУ тип структуры Support (которая также применяется для контуров лечебного стола). В этом случае необходимо задать среднее значение чисел Хаундсфилда (HU) для всего объема ФУ. Такой способ позволяет намного ускорить расчет, однако требует предварительного определения средних значений чисел HU для каждого ФУ.

Нами были подобраны значения HU для семи ФУ фирмы Klarity: вакуумного матраса VacBag, опорной плиты Optek, фиксатора рук WingSpan, подушки AccuCushion и набора из трех пенополиуретановых подголовников (рис. 2). Для этого использовали значения поглощения, полученные ранее для нормального падения пучка. Затем были получены значения поглощения в семи исследуемых ФУ при ротационном облучении по полной дуге полем 10×10 см с дозой 100 МЕ. После этого оба исследования были смоделированы в Eclipse для каждого ФУ. При этом всем ФУ был присвоен тип структуры Support. Методом подбора были определены числа Хаундсфилда для исследуемых приспособлений таким образом, чтобы при моделировании статического и ротацион-

ного облучения в СП величина поглощения совпадала со значением, определенным экспериментально.

### **Влияние фиксирующих устройств на поверхностную дозу и его учет в системе планирования**

Были проведены эксперименты по определению кожной дозы за различными ФУ. Измерения проводили на глубинах от 1 до 6 мм. Ионизационная камера IVA PPC05 была размещена на 6 пластинах из водоеквивалентного пластика RW3 толщиной 1 см. Пластины моделировали обратное рассеяние излучения в теле пациента. Глубина измерений менялась путем поочередного добавления сверху пластин толщиной 1 мм. Также учитывалось, что референсная глубина используемой камеры имеет значение 1 мм. Таким образом удалось получить распределение дозы для диапазона глубин от 1 до 6 мм с шагом 1 мм. Затем эти же условия были смоделированы в СП, что позволило оценить расхождение между расчетными и экспериментальными данными.

### **Результаты**

Значения величины ослабления излучения, полученные для различных ФУ при нормальном падении пучка 6 МВ, представлены в табл. 1. На основании результатов этих измерений были определены средние значения HU, в которых выражается элек-

**Таблица 1**

#### **Значения ослабления пучка фотонов в различных устройствах фиксации**

ФУ	Ослабление, %
Плита опорная Optek	1,60±0,02
Подголовник ППУ (~3 см)	1,69±0,03
Маска из термопластика для головы S-Type (растянута, номинальная толщина 2,5 мм)	1,29±0,02
Подставка для рук WingSpan	1,13±0,02
ППУ подставка для стоп Foot Holder	12,43±0,19
Плита для фиксации ног Leg Positioner	1,77±0,03
Вакуумный матрас (толщина 10 см)	4,41±0,07
Дека терапевтического стола	2,23±0,03
Подушка AccuCushion	1,87±0,03

Таблица 2

Поглощение излучения в исследованных ФУ для различных энергий и типов полей, определенное с помощью детектора и в системе планирования, %

ФУ	Детектор / Eclipse / Расхождение				HU
	Статическое поле		Ротационное поле		
	6 МВ	10 МВ	6 МВ	10 МВ	
Optek	1,60/1,86/0,26	1,14/1,43/0,29	1,01/1,27/0,26	0,79/0,90/0,11	-650
WingSpan	1,13/1,09/-0,04	0,92/0,76/-0,16	1,26/1,01/-0,25	0,65/0,78/0,13	-595
VacBag	4,41/4,06/-0,35	3,31/3,05/-0,26	1,08/1,10/0,02	1,60/1,57/0,03	-895
AccuCushion	1,87/1,68/-0,19	1,06/1,19/0,13	-/-		-873
Подголовник ППУ (~12 см)	7,34/7,36/0,02	5,51/5,63/0,12			-840

тронная плотность в СП, для различных ФУ, а также проведено сравнение расчетов СП с показаниями детектора.

В табл. 2 представлены рассчитанные числа HU, значения поглощения в исследуемых ФУ, полученные в ходе экспериментов с их реальным облучением и в результате расчетов СП, при которых устройства фиксации была присвоена определенное ранее значение средней плотности, а также расхождения значений поглощения излучения для исследуемых устройств, рассчитанных в СП, со значениями, определенными в ходе реального облучения. В таблице отражен только один из трех подголовников (тип С зелёного цвета): значения HU, рассчитанные для других подголовников, отличаются от указанного на величину не более 10 HU. Поглощение в подголовнике Qfix Silverman оказалось незначительным, поэтому было решено не учитывать его при планировании облучения. При облучении фотонами 6 МВ оно составляет  $(0,68 \pm 0,01)$  %, а для 10 МВ –  $(0,51 \pm 0,01)$  %.

Был рассмотрен частный случай косоуго падения пучка на тонкую часть плиты Optek Overlay Board, соответствующий сценарию облучения головы пациента. В этой области ФУ имеется множество крупных отверстий, что позволяет считать её практически не возмущающей пучок, падающий нормально. Однако при падении пучка под углом  $30^\circ$  в поле попадает значительная часть объема плиты. Полученные результаты и расхождения между расчетами в СП и реально зафиксированными значениями поглощения отображены в табл. 3.

Подобранные значения HU позволяют учитывать ФУ при расчетах в СП с неопределенностью до 0,35 %, что существенно меньше погрешности расчёта, если эти

устройства игнорировать. Рассмотренный частный случай косоуго падения пучка подтвердил, что подобранные значения HU позволяют правильно моделировать ФУ в СП для нетривиальных случаев падения пучка.

На рис. 3 изображены графики увеличения кожной дозы, связанного с прохождением излучения через различные ФУ. Зафиксировано, что наличие исследуемых приспособлений может приводить к увеличению поверхностной дозы более чем вдвое, что необходимо учитывать при планировании облучения. Использование методики усреднения значений чисел Хаундсфилда для учета этих устройств в расчетах СП позволяет существенно снизить погрешности расчета распределения дозы, хотя для некоторых исследованных ФУ они всё же достаточно велики.

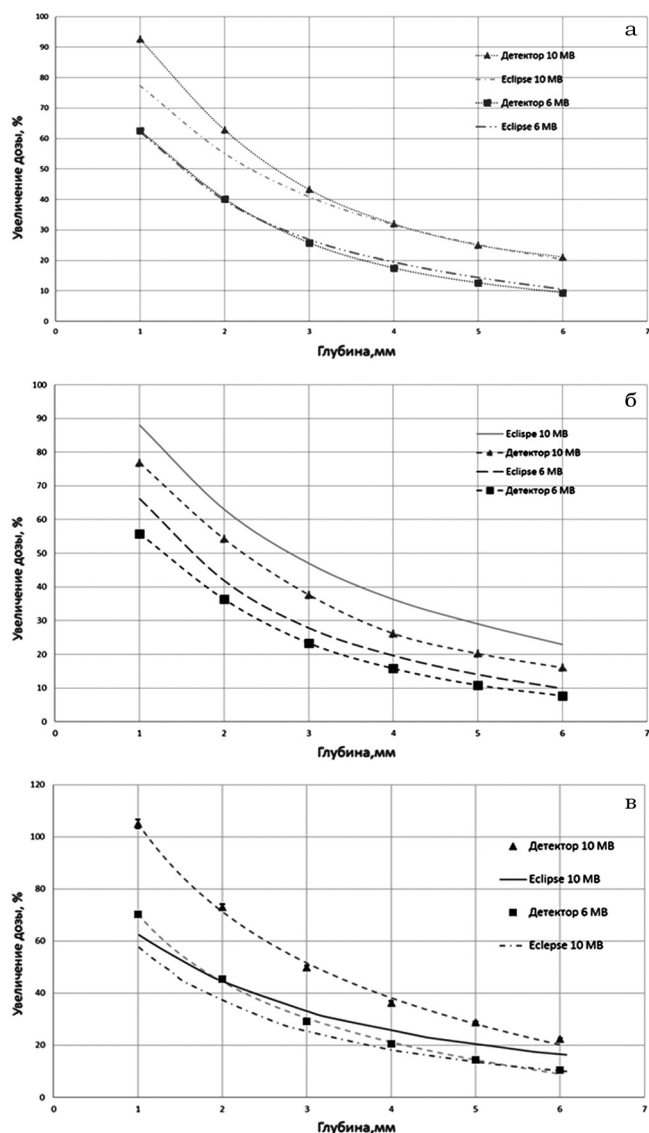
### Данные производителей

В каталогах производителей не всегда представлены данные о поглощении излучения в ФУ. Зачастую поглощение обозначается как “крайне низкое” [6] или “ультранизкое” [7]. Однако для определенных устройств все же возможно найти численные значения в каталогах производителей. Некоторые из них представле-

Таблица 3

Поглощение в области опорной плиты Optek Overlay Board, соответствующей позиции головы пациента при падении пучка под углом  $30^\circ$ , %

	Показание детектора	Расчет в Eclipse	Расхождение
6 МВ	3,83	4,01 %	0,18
10 МВ	2,76 %	3,04	0,28



**Рис. 3.** Увеличение кожной дозы, зафиксированное детектором и рассчитанное в системе планирования: а – с опорной плитой Optek, б – с вакуумным матрасом, в – с устройством WingSpan

ны в табл. 4. Как видно, эти данные близки к полученным в настоящей работе для устройств фирмы Klarity, и в ряде случаев эти ФУ существенно возмущают распределение доз.

## Заключение

Определены величины ослабления в ФУ фирмы Klarity, которые вносят значительное возмущение в терапевтический пучок излуче-

ния и влияют на поглощенную дозу в теле пациента. Становится очевидной необходимость учета устройств фиксации при планировании лучевой терапии, т.к. их наличие приводит к ошибкам в дозе в планируемом объеме облучения, величина которых сравнима, а в некоторых случаях и превышает допустимые пределы. Предложенный способ быстрого учета влияния этих устройств заключается в предварительном расчете и присвоении средней плотности устройствам фиксации при планировании. Он позволил серьезно уменьшить ошибки определения дозы в СП, при минимальном увеличении продолжительности расчетов.

Было исследовано влияние ФУ на кожную дозу. Установлено, что наличие ФУ приводит к увеличению дозы у поверхности на величину до 100 %, что необходимо учитывать при планировании. Представленная методика учета ФУ позволяет значительно сократить погрешности определения дозы в СП, однако увеличение дозы, не учитываемое в СП, все еще остается существенным.

После того как применение ФУ в лучевой терапии стало общепринятым, следующим логическим шагом должна стать разработка методик по их учету в СП. В данной работе сделаны определенные шаги в этом направлении и достигнуты положительные результаты. Однако проблема требует дальнейшего изучения, а современные СП в связи с этим должны быть усовершенствованы. Например, было бы полезно иметь базу данных устройств иммобилизации в системе планирования и/или алгоритмы автоматического определения контуров этих устройств.

## Список литературы

1. Olch A.J., Gerig L., Li H. et al. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176 // Med. Phys. 2014. Vol. 41. № 6.
2. Lee K-W., Wu J-K. et al. Skin dose impact from vacuum immobilization device and carbon fiber couch in intensity modulated radiation therapy for prostate cancer // Med. Dosim. 2009. Vol. 34. № 3. P. 228–232.
3. Климанов В.А., Крылова Т.А. Дозиметрическое планирование лучевой терапии. Учебное пособие. М.: МИФИ. 2007.
4. Khan Y. Investigation of skin dose in megavoltage radiation therapy for breast cancer. MSc

Таблица 4

Данные производителей о поглощении излучения в ФУ

Устройство	Условия	Поглощение, %
Civco	Задне-передняя геометрия сквозь опорную плиту Uniframe, 6 МВ	
Customizable Head Support, Posifix		3,15
Customizable Head Support, Type-S		2,73
C-Qual™ Breastboard	6 МВ	1,18
C-Qual M™ Breastboard	Сквозь середину нижней плиты, 6 МВ	1,87
Orfit. Базовая плита толщиной 12 мм из углепластика	6 МВ	0,5
	15 МВ	0,4
Orfit. Базовая плита толщиной 12 мм, ламинат высокого давления	6 МВ	4,9
	15 МВ	4
Orfit (подголовники)		
Серия низкой плотности	6 МВ	0,48
	15 МВ	0,25
Серия стандартной плотности	6 МВ	0,57
	15 МВ	0,46
Orfit (вакуумный матрас)		
толщиной 10 мм (в спущенном виде)	6 МВ	0,2
	15 МВ	0,3
толщиной 100 мм (в спущенном виде)	6 МВ	2,9
	15 МВ	2,1
Elekta BodyFix		
Базовая плита	6 МВ	1,3
	15 МВ	1,1
Матрас толщиной 100 мм	6 МВ	2,9
	15 МВ	2,1
Elekta Fraxion		
Нижняя плита	10 МВ	2,8
	15 МВ	2,3
Верхняя плита	10 МВ	2,7
	15 МВ	2,3

Thesis, The University of British Columbia. 2017.

5. Протокол клинических исследований RTOG 1021. Radiation Therapy Oncology Group. 2013.

6. Интернет-ссылка: <http://civcort.com/ro/resources/brochures/solutionsguide.pdf>.

7. Интернет-ссылка: [https://qfix.com/sites/default/files/QfixCatalog\\_0.pdf](https://qfix.com/sites/default/files/QfixCatalog_0.pdf).

**DOSIMETRIC INFLUENCE OF KLARITY IMMOBILIZATION DEVICES DURING RADIOTHERAPY**

D.S. Satunkin<sup>1</sup>, A.N. Moiseev<sup>2</sup>

<sup>1</sup> National Research Nuclear University MEPHI, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Medscan LLC, Moscow, Russia

Attenuation of Klarity immobilization devices was measured, which showed significant dose distribution disturbance in patient's body. Investigation of skin dose influence was performed for these devices. Skin dose increase up to 100 % is shown and one must take it into account during radiotherapy planning. The fast way to model these devices is to calculate and use average HU during planning. This allows reducing calculation errors significantly while keeping the same calculation speed.

Key words: radiation therapy, bremsstrahlung, immobilization devices, radiation attenuation, skin dose

E-mail: [dssatunkin@mail.ru](mailto:dssatunkin@mail.ru)