

ИЗМЕНЕНИЕ ДОЗЫ, ВЫЗВАННОЕ ДЕКОЙ СТОЛА И ФИКСИРУЮЩИМИ УСТРОЙСТВАМИ.

Доклад AAPM № 176

DOSIMETRIC EFFECTS CAUSED BY COUCH TOPS AND IMMOBILIZATION DEVICES:

A Report of AAPM Task Group 176

Med. Phys., 2014, **41**, No. 6, P. 2–30. A.J. Olch, L. Gerig, H. Li, I. Mihaylov, A. Morgan

Перевод Т.Г. Ратнер и А.Н. Мусеева

Влияние на дозу устройств, внешних по отношению к пациенту, состоит в сложном сочетании возрастания кожной дозы, уменьшения дозы в опухоли и изменения распределения дозы. Обычно при расчете дозы вносятся поправки на малое число мониторных единиц, на поглощение в подставке для блоков, вводятся поправочные коэффициенты в показания ионизационной камеры для учета температуры и давления, или на гетерогенности тела, однако влияние деки стола или фиксирующих устройств на дозу часто не учитывается. Эти устройства также увеличивают дозу в коже – эффект, который также часто игнорируют или недооценивают. В последнее время эти вопросы стали ещё острее, так как увеличилось применение монолитных конструкций столов из углеродного волокна, которые оптимальны для визуализации при верификации положения пациента, но вызывают ослабление облучения и увеличение кожной дозы по сравнению с декой стола в виде “теннисной ракетки”. Кроме того, методы подвижного облучения заменили методы со статическими пучками, при этом большая часть дозы подводится с нижнего сектора. Стало доступно и применяется большое количество фиксирующих устройств для улучшения воспроизводимости позиции пациента, и это тоже уменьшает дозу в мишени и увеличивает дозу в коже, что часто не учитывают.

В докладе группы 176 собраны опубликованные данные, которые иллюстрируют влияние на дозу широкого спектра внешних по отношению к пациенту устройств. В докладе также представлены методы моделирования влияния стола в компьютерных системах планирования, так что физики могут точно рассчитать дозы для облучения пациентов с индексированной иммобилизацией.

Рассматриваются пучки фотонов и протонов. Обсуждается возможность обойти структуры с высокой плотностью во время планирования облучения. Даются важные рекомендации для клинических физиков и для изготовителей систем планирования и фиксирующих устройств о том, как измерять кожные дозы и ослабление пучков и как составлять отчёт об этих данных. Производителям предлагается работать совместно, чтобы получать точные модели дек стола в системах планирования.

Ключевые слова: *лучевая терапия, стол из углеродного волокна, фиксирующие устройства, доза на поверхности, модель стола*

Использованные сокращения:

ВЭТ – водно-эквивалентная толщина

ГДО – гистограмма “доза–объем”

ГК – гарантия качества

ИК – ионизационная камера

ЛТ – лучевая терапия

МЕ – мониторные единицы

ПГД – процентная глубинная доза

ПО – программное обеспечение

ППК – плоско-параллельная камера
ТЗЦ – тяжелые заряженные частицы
УВ – углеродное волокно (carbon fiber).
ФУ – фиксирующие устройства, устройства для иммобилизации пациента
СП – система планирования облучения
EPID – электронное устройства портальной визуализации

1. Введение

Пациенты, которым проводится лучевая терапия (ЛТ), находятся не в воздухе, хотя часто процесс планирования подразумевает именно это. Влияние внешних по отношению к пациенту устройств на дозу является сложной комбинацией увеличения кожной дозы, уменьшения дозы в мишени и изменения распределения дозы; причем величина влияния зависит от энергии пучка, относительного расположения пучка и устройства, доли излучения, проходящей через устройство, и его физического состава. Устройства, удаленные от пациента, действуют в основном как поглотители и рассеиватели. Устройства, находящиеся вблизи тела пациента, действуют как болус, увеличивая кожную дозу и сдвигая кривую глубинной дозы (ПГД) по направлению к поверхности. Общий эффект может быть клинически значимым, как будет описано далее.

Максимальный результат ЛТ обычно требует подведения дозы с точностью 3–5 %, что основано на данных теоретической радиобиологии [1–3]. В современных протоколах по дозиметрии, например в TG-51 [4], погрешность калибровки составляет от 1 % до 2 % (для $k=1$), в то же время современные методы расчета имеют значительно лучшую точность расчета доз при планировании облучения.

Во многих радиологических центрах с помощью СП обычно вносят небольшие поправки (2–4 %) в число мониторных единиц (МЕ), учитывая изменение дозы, вызванное подставкой для блоков и гетерогенностью тканей, даже если поправка составляет всего несколько процентов. Обязательно вносятся поправки на температуру и давление в показания ионизационных камер и изменение в данные калибровки в соответствии с рекомендациями TG-51, при этом поправки достигают не более 1–2 %. Хотя даже такие небольшие поправки являются рутинными в ЛТ, многие пренебрегают и потенциально большими дозиметрическими

эффектами, вызванными таким оборудованием, как дека стола и приспособления для иммобилизации больного. Такой подход сложился, вероятно, исторически, поскольку раньше не было практической возможности точного учета этих приспособлений в расчетах дозы, а дозиметрическая информация, которой снабжали поставщики оборудования, была недостаточной.

Для пучков, падающих перпендикулярно на однородный слой, величину поправки на ослабление можно измерить и ввести вручную в расчет МЕ. Однако для пучков, падающих наклонно через неоднородную часть оборудования, аккуратно учесть эти факторы в ручном расчете МЕ трудно. Возможности алгоритмов расчета дозы в СП для учета этих устройств либо отсутствуют, либо, более часто, их не применяет пользователь. Как и в других случаях, когда поправки в дозу рассматриваются как необходимые, изменение дозы, вызванное устройствами, внешними к пациенту, также следует включать в расчеты доз, когда это возможно.

Первоначально деки стола из углеродного волокна (УВ) были сделаны для улучшения условий проведения визуализации при ЛТКИ (ЛТ с контролем по изображению (IGRT – Image Guided Radiotherapy) и для КТ в коническом пучке. Современные деки стола делаются из нескольких слоев УВ: два тонких слоя толщиной по 2–4 мм каждый со слоем воздушно-эквивалентной полимерной пены или прорезиненной бумаги в форме пчелиных сот в промежутке. Желание применять материалы из углеродного волокна вызвано тем, что, как впервые сообщили в [5], они обладают механической прочностью, имеют низкую плотность и относительно большую прозрачность для излучения. Однако при меньшем ослаблении, чем в твердых деках стола, которые также обычно содержат металлические рельсы, эти новые деки создают бо́льшую кожную дозу и бо́льшее ослабление дозы, чем старые вставки по типу “теннисных ракеток” в стандартных деках [6].

О влиянии на дозу внешних устройств (увеличение дозы в коже и уменьшение дозы в мишени) сообщалось в литературе еще в 1982 г. [7]. Мы нашли (в 2012 г.) в литературе 1990-х 13 работ по этому вопросу, но это число быстро выросло, когда расширилось клиническое применение столов с углеродным покрытием и ФУ. После 2000 г. мы обнаружили уже 53 статьи по данной теме, причем 25 из них были

опубликованы в 2009–2011 гг. Во многих случаях найденные дозиметрические данные исследователей не соответствовали свойствам, о которых сообщали производители. Сводка этих данных приведена в табл. I и II.

При проведении ЛТ методом подвижного облучения с модуляцией интенсивности (VMAT), значительная часть дозы в мишени создаётся излучением, проходящим через деку стола (и рельсы, если они есть), что возрождает

Таблица I

Поверхностная доза для разных внешних устройств и методов облучения

Устройство	Метод облучения	Угол падения пучка, °	Глубина от поверхности, см	Поверхностная доза, % d_{max} /доза в открытом поле, % от d_{max} (энергия)	Детектор	Ссылка
Дека стола с решёткой из УВ (Varian)	Один пучок	0 a 15 b 30 b 45 b 60 b	0,015	32 % / 19 % (6 МВ) 38 % / 19 % (6 МВ) 41 % / 19 % (6 МВ) 49 % / 19 % (6 МВ) 62 % / 19 % (6 МВ)	ППК (Attix) Радио-хромная пленка EBТ Gafchromic	Butson <i>et al.</i> [24]
Вставка из УВ (Sinmed)	Один пучок	Н	0,0	68 % / 18 % (8 МВ)	ППК (PTW)	Higgins <i>et al.</i> [19]
Дека стола из УВ (Medtec)	Один пучок	180 a	0,05	77 % / 17 % (6 МВ) 49 % / 10 % (18 МВ)	ППК (PTW, Scanditronix)	Gerig <i>et al.</i> [13]
Дека стола из УВ (Medical Intelligence)		180 a		89 % / 17 % (6 МВ) 75 % / 13 % (10 МВ)		
Дека стола из УВ iBEAM (Medical Intelligence)	Один пучок	0 a 60 b 0 a 60 b	0,0	92 % / 18 % (6 МВ) 98 % / 34 % (10 МВ) 78 % / 13 % (6 МВ) 92 % / 27 % (10 МВ)	Пленка EBТ Gafchromic film	Smith <i>et al.</i> [66]
Дека стола из УВ + вакуумный матрас	IMRT 1 фракция	5 полей / 2 поля сзади	0,0	58 % / NA (10 МВ)	ТЛД	Lee <i>et al.</i> [47]
Стол Contessa Candor Aps	Один пучок	0 a	0,5	97 % / 83 % (6 МВ) 79 % / 59 % (18 МВ)	ППК (PTW)	Berg <i>et al.</i> [23]
Стол Contessa + подставка для облучения груди Candor Aps		0 a		100 % / 83 % (6 МВ) 93 % / 59 % (18 МВ)		
Дека стола из УВ (Reuther Medizintechnik)	Один пучок	180 a	0,1	92 % / 51 % (6 МВ) 80 % / 36 % (10 МВ) 94 % / 51 % (6 МВ) 84 % / 36 % (10 МВ)	ППК (PTW)	Poppe <i>et al.</i> [55]
Дека стола из УВ + комбинированная подставка		150 b		180 a 98 % / 51 % (6 МВ) 93 % / 36 % (10 МВ) 150 b 99 % / 51 % (6 МВ) 95 % / 36 % (10 МВ)		

Вставка из УВ и майлара (Varian) Вставка «теннисная ракетка» из УВ (Varian)	Один пучок	0 а 0 а	0,017	48 % / 16 % (6 МВ) 35 % / 16 % (6 МВ)	Пленка Gafchromic	Butson <i>et al.</i> [24]
Дека стола Elekta C-arm Специальный стол Sinmed Специальный стол Sinmed + поддерживающая планка	Один пучок	180 а 180 а 180 а	0,1	38 % / 28 % (6 МВ) 20 % / 16 % (18 МВ) 74 % / 28 % (6 МВ) 48 % / 16 % (18 МВ) 83 % / 28 % (6 МВ) 62 % / 16 % (18 МВ)	Радиохромная пленка EDR2	Gillis <i>et al.</i> [38]
Решетка из УВ с покрытием майларом Опорная пластина из УВ Orfit Подставка из бальсы и стиропластовая пена Слой пластика Aqua-plast Матрас Alpha-cradle	Один пучок	180 а	0,015	26 % / 20 % (6 МВ) 71 % / 20 % (6 МВ) 69 % / 20 % (6 МВ) 55 % / 20 % (6 МВ) 38 % / 20 % (6 МВ) 45 % / 20 % (6 МВ)	Радиохромная пленка EBТ	Chiu-Tsao и Chan [56]
Пластина из ПММА 12,5 мм Дерево Carbon1 Orfit Carbon2 Orfit Carbon3 Sinmed	Один пучок	0 а 0 а 0 а 0 а 0 а	0,0	100 % / 18 % (⁶⁰ Co) 83 % / 21 % (6 МВ) 74 % / 20 % (23 МВ) 100 % / 18 % (⁶⁰ Co) 82 % / 21 % (6 МВ) 73 % / 20 % (23 МВ) 74 % / 18 % (⁶⁰ Co) 49 % / 21 % (6 МВ) 29 % / 20 % (23 МВ) 77 % / 18 % (⁶⁰ Co) 55 % / 21 % (6 МВ) 34 % / 20 % (23 МВ) 76 % / 18 % (⁶⁰ Co) 51 % / 21 % (6 МВ) 32 % / 20 % (23 МВ)	ППК (Markus)	De Ost <i>et al.</i> [18]
УВ 1,1 см УВ 4,1 см Матрас из полистирола 1,0 см Матрас из полистирола 4,0 см Термопластик 0,15 см Термопластик 0,2 см		Н	0,0	64 % / 19 % (4 МВ) 50 % / 15 % (6 МВ) 82 % / 19 % (4 МВ) 66 % / 15 % (6 МВ) 53 % / 11 % (10 МВ) 51 % / 19 % (4 МВ) 41 % / 15 % (6 МВ) 30 % / 11 % (10 МВ) 66 % / 19 % (4 МВ) 56 % / 15 % (6 МВ) 42 % / 11 % (10 МВ) 39 % / 19 % (4 МВ) 30 % / 15 % (6 МВ) 22 % / 11 % (10 МВ) 49 % / 19 % (4 МВ) 40 % / 15 % (6 МВ) 28 % / 11 % (10 МВ)	ППК (NACP)	Carl and Vestergaard [29]
Пластина из составного УВ Опорная подставка из акрила Полиэир PETG	Один пучок	180 а	0,004	59 % / 18 % (5 МВ) 56 % / 15 % (6 МВ) 43 % / 12 % (8 МВ) 98 % / 18 % (5 МВ) 98 % / 15 % (6 МВ) 93 % / 12 % (8 МВ) 78 % / 18 % (5 МВ) 75 % / 15 % (6 МВ) 62 % / 12 % (8 МВ)	ППК (Vinten)	Meara and Langmack [48]

ФУ из термопластика	Один пучок	Н	0,0	60 % / 17 % (6 МВ) ^с 40 %/11 % (15 МВ) ^с	ППК (Attix)	Hadley <i>et al.</i> [50]
ФУ из термопластика	Один пучок	Н	0,05	77 % / 57 % (⁶⁰ Co) 63 % / 49 % (4 МВ) 63 % / 49 % (6 МВ)	ТЛД	Halm <i>et al.</i> [51]
ФУ из термопластика (Med-Tec)	IMRT	7 полей	0,0	152 сГр / 125 сГр (6 МВ) (с/без маски)	ТЛД	Lee <i>et al.</i> [31]
Твердый Aquaplast 0,3 см	Один пучок	Н	0,1	80 % / 24 % (6 МВ) _с 58 %/19 % (15 МВ) _с	ППК (Holt)	Fontenla <i>et al.</i> [52]
Термопластические маски Матрас из полиуретана Матрас из полистирола		Н	0,0	36 % / 15 % (6 МВ) 24 % / 12 % (15 МВ) 63 % / 15 % (6 МВ) _с 47 %/12 % (15 МВ) _с 66 % / 15 % (6 МВ) 45 % / 12 % (15 МВ)	ППК (PTW)	Mellenberg [45]
ФУ из термопластика:	Один пучок	Н			ППК (Markus)	Fiorino <i>et al.</i> [53]
Orfit Raycast 0,2 см			0,0	56 % / 16 % (6 МВ)		
Orfit Raycast 0,32 см			0,0	74 % / 16 % (6 МВ)		
Optimold 0,24 см			0,0	62 % / 16 % (6 МВ)		
Optimold 0,32 см			0,0	67 % / 16 % (6 МВ)		
Вакуумный матрас (Vacbag)	Один пучок	Н	0,01	52 % / 16 % (6 МВ)	ППК (Attix)	Cheung <i>et al.</i> [46]
ФУ из полиуретановой пены	Один пучок	Н	0,0	91 %/28 % (⁶⁰ Co) _с 76 %/20 % (4 МВ) _с 48 %/13 % (10 МВ) _с 38 %/10 % (15 МВ) _с	ППК (Capintec)	Mondalekal [7]
Матрас Alpha Cradle VacFix	Один пучок	Н	0,0	81 %/28 % (⁶⁰ Co) _с 51 %/17 % (6 МВ) _с 31 %/14 % (18 МВ) _с 89 %/28 % (1,2 МВ) _с 58 %/17 % (6 МВ) _с 35 %/14 % (18 МВ) _с	ППК (Capintec)	Johnson <i>et al.</i> [44]
Противопожарная одежда на основе кремния	Один пучок	Н	0,1	50.5%/16% (6 МВ)	ППК (Attix) ТЛД, пленка Gafchromic	Butson <i>et al.</i> [25]
Brainlab Qfix kVue standard Medtec Varian Exact IGRT Dignity Airplate Qfix DoseMax Решётчатая вставка Varian	Один пучок (10×10)	Н	0,06	98,6 %/44,3 % (6 МВ) 88,5 %/44,3 % (6 МВ) 90,1 %/44,3 % (6 МВ) 90,8 %/44,3 % (6 МВ) 86,0 %/44,3 % (6 МВ) 75,1 %/44,3 % (6 МВ) 61,2 %/44,3 % (6 МВ)	ППК NACP-02 (неисправлено)	Seppala and Kulmala [6]

УВ – углеродистое волокно

Н – нормальное направление

ППК – плоско-параллельная ионизационная камера

ТЛД – термоллюминесцентные дозиметры

a – заднее поле

b – наклонное поле сзади

c – различие в перфорации или по толщине

Таблица II

Ослабление в столе и/или устройствах иммобилизации

Устройство	Метод облучения	Угол наклона пучка, °	Ослабление (энергия)	Тип детектора	Ссылка
Центральная металлическая балка для стола Clinac 4/100	Conformal arc	От 0 а до 60 b	8–12 % (4 МВ)	XV пленка / ЦИК (PTW)	Krithivas и Rao [35]
Дека стола из УВ (Reuther MedizinTechnik)	Один пучок	180 а 120 b	3,0 % (6 МВ) 2,0 % (18 МВ) 5,6 % (6 МВ) 4,0 % (18 МВ)	ЦИК (PTW)	Meydanci и Kemikler [32]
ExactGrac Стол IGRT (BrainLab)	Один пучок	0 а 30 b 50 b 75 b 83 b	3,0 % (6 МВ) 0,1 % (18 МВ) 3,2 % (6 МВ) 0,6 % (18 МВ) 5,6 % (6 МВ) 2,6 % (18 МВ) 8,7 % (6 МВ) 5,0 % (18 МВ) 5,3 % (6 МВ) 2,9 % (18 МВ)	ЦИК (PTW)	Mihaylov <i>et al.</i> [14]
Стол из УВ (Medtec)	Один пучок	180 а 160 b 140 b 120 b 100 b	1,2 % (6 МВ) 1,4 % (6 МВ) 1,9 % (6 МВ) 3,0 % (6 МВ) 0,01 % (6 МВ)	ЦИК (Wellhofer)	Munjal <i>et al.</i> [57]
Стол из УВ (Medtec)	Один пучок	225 b	6, % (6 МВ) 4,7 % (18 МВ)	ЦИК Farmer	Myint <i>et al.</i> [37]
Стол IGRT (Siemens)	Один пучок	180 а 150 b	2,4 % (6 МВ) 4,6 % (6 МВ)	ЦИК pinpoint	Spezi и Ferri [22]
Стол IGRT (Varian)	Один пучок modulated arc (Varian)	180 а 225 b	3,1 % (6 МВ) 2,0 % (15 МВ) 4,4 % (6 МВ) 3,0 % (15 МВ) 1,9 % (6 МВ) 1,3 % (15 МВ)	Сборка ИК (PTW) Расчет СП	Vanetti <i>et al.</i> [8]
Стол Exact (Varian)	Один пучок	Carbon fiber inserts a couch railsb	3,0 % (6 МВ) 15,0 % (6 МВ)	EPID/ ЦИК	Vieira <i>et al.</i> [73]
Стол из УВ (Medtec)	Один пучок	115 b 120 b 125 b 115 b 120 b	5,5 % (6 МВ) 5,0 % (6 МВ) 6,5 % (6 МВ) 4,0 % (18 МВ) 3,3 % (18 МВ)	ЦИК	Gerig <i>et al.</i> [13]
Стол из УВ (Medical Intelligence)		125 b 120 b 125 b 130 b 120 b 125 b 130 b	4,3 % (18 МВ) 3,4 % (6 МВ) 4,0 % (6 МВ) 3,9 % (6 МВ) 2,7 % (10 МВ) 3, % (10 МВ) 3,2 % (10 МВ)		

Стол из УВ iBEAM (Medical Intelligence)	Один пучок	0 a 50 b 0 a 50 b	2,7 % (6 МВ) 4,6 % (6 МВ) 1,9 % (10 МВ) 4,0 % (10 МВ)	ЦИК	Smith <i>et al.</i> [66]
Стол и рельсы Varian Exact Стол Sinmed Mastercouch и клиновидная секция	Один пучок	180 a 240 b 180 a 240 b	1–17 % (6 МВ) 2,5–16 % (6 МВ) 2,2–14 % (10 МВ) 1,6–11 % (18 МВ)	ЦИК	Van Prooijen <i>et al.</i> [41]
Sinmed BV Вставка Posisert	Один пучок	180 a 110 b	2,2 % (6 МВ) 8,7 % (6 МВ)	ЦИК (PTW)	McCormack <i>et al.</i> [21]
Contessa Дека стола Candor Aps	Один пучок	0 a 60 b 75 b	2,0 % (6 МВ) 1,3 % (18 МВ) 4,8 % (6 МВ) 2, % (18 МВ) 5,5 % (6 МВ) 3,4 % (18 МВ)	ЦИК Farmer	Berg <i>et al.</i> [23]
Contessa Дека стола + подставка для облучения груди Candor Aps		0 a 60 b 75 b	3,5 % (6 МВ) 1,9 % (18 МВ) 8,0 % (6 МВ) 5,2 % (18 МВ) 5,3 % (6 МВ) 3,5 % (18 МВ)		
Elekta Стереотаксическая рама для туловища + стол	Один пучок	180 a 215 b 246 b 270 284	6,9 % (6 МВ) 4,8 % (16 МВ) 10,6 % (6 МВ) 7,0 % (16 МВ) 5,8 % (6 МВ) 4, % (16 МВ) 6, % (6 МВ) 4, % (16 МВ) 9, % (6 МВ) 5,5 % (16 МВ)	ЦИК (Exradin A16)	Becker <i>et al.</i> [59]
Стол из УВ (Reuther Medizintechnik)	Один пучок	180 a 150 b	2,7 % (6 МВ) 2,3 % (10 МВ) 3,2 % (6 МВ) 2,4 % (10 МВ)	ППК (PTW)	Poppe <i>et al.</i> [55]
Стол из УВ + комбинированная подставка		180 a 150 b	5,2 % (6 МВ) 4, % (10 МВ) 6,4 % (6 МВ) 4, % (10 МВ)		
Центральная планка сборки УФ	Conformal arc	0 a до 359 b	2,9 % (6 МВ) 1,8 % (18 МВ) 2,9 % (6 МВ) 2,4 % (18 МВ)	ЦИК Farmer	Sharma and Johnson [36]
Боковые рельсы сборки УФ					
Дека стола Elekta C-arm Sinmed Mastercouch Sinmed Mastercouch + поддерживающая планка	Один пучок	180 a 180 a 180 a	0,3 % (6 МВ) 0,2 % (18 МВ) 1,5 % (6 МВ) 1,5 % (18 МВ) 3,7 % (6 МВ) 2,4 % (18 МВ)	ЦИК Farmer	Gillis <i>et al.</i> [38]

Композиция пластин из УВ	Один пучок	180 а	0,8 % (5 МВ) 0,5 % (6 МВ) 0,4 % (8 МВ)	ЦИК Farmer	Meara and Langmack [48]
Опорная пластина из акрила			4,3 % (5МВ) 3,7 % (6 МВ) 3,2 % (8 МВ)		
Полиэстер PETG			1,2 % (5 МВ) 1,4 % (6 МВ) 1,2 % (8 МВ)		
Пластина из ПММА 12,5 мм	Один пучок	0 а	5,0 % (⁶⁰ Co) 4,0 % (6 МВ) 2,0 % (23 МВ)	ППК (Markus)	De Ost <i>et al.</i> [18]
Дерево		0 а	5,0 % (⁶⁰ Co) 4,0 % (6 МВ) 2,0 % (23 МВ)		
Carbon1 Orfit		0 а	0,0 % (⁶⁰ Co) 0,0 % (6 МВ) 0,0 % (23 МВ)		
Carbon2 Orfit		0 а	1,0 % (⁶⁰ Co) 1,0 % (6 МВ) 0,0 % (23 МВ)		
Carbon3 Sinmed		0 а	1,0 % (⁶⁰ Co) 0,0 % (6 МВ) 0,0 % (23 МВ)		
Подголовник из УВ VBN HeadFix	Один пучок	Base platea Vertical postsa	4,0 % (6 МВ) 15,0 % (6 МВ)	Диод ППД	Olch и Lavey [49]
ФУ из полиуретановой пены	Один пучок	Normal incidence	1,7 % (⁶⁰ Co)c 1,6 % (4 МВ)c 1,1 % (10 МВ)c 1,0 % (15 МВ)c	ППК (Capintec)	Mondalek [7]
Brainlab Qfix kVue standard Medtec Varian Exact IGRT Dignity Airplate Qfix DoseMax Решетчатая вставкаVarian	Один пучок	Normal incidence	3,6% (6 МВ) 2,1% (6 МВ) 1,9% (6 МВ) 1,9% (6 МВ) 1,9% (6 МВ) 1,3% (6 МВ) 0,3% (6 МВ)	ИК (NE-2571)	Seppala and Kulmala [6]

ЦИК – цилиндрическая ионизационная камера

ППК – плоско-параллельная ионизационная камера

ППД – полупроводниковые датчики

а – заднее поле

б – наклонное поле сзади

с – различие в перфорации или по толщине

интерес к оценке таких параметров, как ослабление дозы, увеличение кожной дозы и покрытие мишени. В данном докладе приводится обзор литературы по дозиметрическим эффектам от дек стола и ФУ, включая данные для многих широко используемых устройств и облучающих аппаратов. Мы не касаемся таких устройств как болусы, блоки и клиновидные

фильтры, которые используются для преднамеренного изменения дозы. Здесь дается величина дозиметрического эффекта, вызванного отдельными устройствами в пучках низкой и высокой энергии, а также представлено руководство для физиков по проведению дозиметрии.

Системы определения локализации мишени, такие как система Calypso, используют

устройства, через которые могут проходить пучки, но они не присутствуют в СП на КТ-изображениях. Обсуждается влияние этих систем на изменение дозы.

При планировании, основанном на КТ-изображениях, изображение деки стола обычно является частью изображения пациента. Хотя стол ЛУЭ может поглощать до 15 % излучения (табл. II), до 2008 г. было трудно включить его в расчеты дозы на СП.

Программное обеспечение (ПО) многих современных СП до сих пор не реализует средства для замены деки стола компьютерного томографа на реальную деку стола ЛУЭ, на котором лечится пациент. Тем не менее, ПО для планирования томотерапии (Accuray) это делает с самых ранних версий. Фирма Varian недавно внедрила ПО для автоматического ввода данных для некоторых своих столов, чтобы увеличить точность расчетов дозы [8–10]. Другие СП также начали предлагать методы непосредственного ввода данных для стола в планирующие КТ-изображения, в то время как другие могут воспринимать модифицированные КТ-данные [11–14]. В докладе подробно обсуждаются эти методы, а также даются рекомендации по созданию планов, в которых пучки обходят внешние структуры, и по методам, которые предсказывают, когда пучки будут проходить через эти структуры.

Изменение дозы, вызванное поглощением в столе, может меняться, поскольку положение пациента относительно деки стола меняется каждый день, что делает однократное компенсаторное решение потенциально неточным. В настоящее время для получения воспроизводимого положения пациента относительно стола используются индексируемые системы иммобилизации, применение таких устройств даёт лучшие возможности для правильного учета влияния деки стола (и рельсов, если они есть) уже во время процесса планирования. Рекомендации данного доклада относятся в основном к индексированным ФУ, но применимы и в более общем виде.

Хотя доклад касается в основном пучков фотонов, пучки заряженных частиц потенциально даже больше подвержены влиянию внешних устройств, поскольку частичное уменьшение конечного пробега частиц может создать области с существенно меньшей дозой в дистальных частях облучаемого объема РТВ. При облучении электронами наиболее часто применяют одно прямое поле, непосредственно

облучающее пациента, но в протонной терапии часто применяют оптимизацию, используя пучки с разных направлений, причем некоторые из них могут проходить через деку стола и устройства иммобилизации. В докладе обсуждается влияние ФУ на дозу при облучении протонами.

Обзор ограничений наиболее распространенных СП выявил некоторые практические проблемы, возникающие, когда в расчет дозы включаются все возможные причины изменения пучка.

В этом докладе даются рекомендации для изготовителей СП, касающиеся характеристик, которые следует включить в ПО для СП, чтобы позволить точно учитывать все внешние структуры, которые влияют на величину дозы. Также даются рекомендации для изготовителей столов и ФУ представить данные по ослаблению излучения и изменению кожной дозы для ограниченных, но определенных условий облучения, а также детальную информацию о структуре и составе материала каждого устройства.

2. Зависимость дозы от наличия внешних устройств

2.А. Влияние деки стола

2.А.1. Влияние на дозу в коже

В начале развития ЛТ, кожа использовалась в качестве “дозиметра” (эритемная доза) и это было значимым основанием для знания соотношения “доза–реакция”. Аршамбо (Archambeau) с соавторами провели замечательную дискуссию по патофизиологии, анатомии и зависимости реакции кожи от дозы, описав клинические наблюдения изменений в коже и волосах в зависимости от величины суммарной дозы и размера фракции (разовой дозы). Величина дозы в коже свыше около 25 Гр при 2 Гр/фр вызывает клинически значимые кожные реакции, а при дозе свыше 45 Гр можно получить сухой эпидермит [15]. Радиочувствительность кожи часто усиливается за счет проведения одновременной химиотерапии или вблизи от области хирургического вмешательства, в то время как увеличенные разовые дозы, которые обычно применяются при стереотаксическом облучении, обостряют кожные реакции для той же суммарной дозы [16]. В данном докладе термин «поверхностная доза» при-

меняется для описания дозы в бесконечно малой массе на самой поверхности фантома, в то время как “кожная доза” является клиническим термином и относится к дозе в радиочувствительном слое эпителия.

Существует много хорошо известных клинических ситуаций, когда кожная доза может быть чрезмерной (например, в кожных складках, в электронных и ортовольтных рентгеновских пучках, при наличии болюса). Однако влияние деки стола и фиксирующих устройств часто недостаточно очевидно. В работе [17] представлен обзор всех факторов, влияющих на кожную дозу при ЛТ. Интересно, что имеется больше сообщений от физиков о возможной потере щажения кожи при применении внешних устройств, чем клинических данных о повреждении кожи из-за наличия этих устройств. Такое различие не означает обязательно, что клинически значимые кожные реакции отсутствуют: о них могут не сообщать, или могут влиять другие факторы, например, применение многих пучков, уменьшающих дозу в какой-то части кожи.

Во многих публикациях показано значительное возрастание поверхностной дозы, если пучки излучения сначала проходят через деку стола, сделанную из углеродистого волокна, при нормальном или наклонном падении [6, 18–24], и показано, что эффект будет больше,

чем для деки стола, выполненной в виде теннисной ракетки, покрытой майларом [25] (табл. I). Хотя в методологии проведения измерений и отчетности об ослаблении дозы имеется определенная согласованность, в методологии определения и отчетности о поверхностной дозе имеются большие различия. Следует быть осторожным в интерпретации данных о дозах на поверхности, поскольку градиент дозы на поверхности очень крутой, приблизительно 2 % на каждые 0,1 мм, так что истинная глубина, которую считают “поверхностью” при отчетности, становится крайне важной (табл. III–V). В нашем литературном обзоре разные авторы сообщают о величинах “поверхностной” дозы от 13 % до 83 % для глубин в диапазоне от 0 до 0,5 см (поле 10×10 см) для тормозного излучения 6 МВ по сравнению с точной оценкой поверхностной дозы в 16 % (табл. V). Ошибки измерения неослабленной поверхностной дозы в общем переносятся на измерение при наличии в пучке дополнительных устройств. Также следует отметить, что зависимость от размера поля (табл. III–V) значительно больше для поверхностной дозы, чем для ослабления дозы. В табл. I приведены подробные данные о сообщенных в 24 исследованиях значениях поверхностной дозы для разных устройств. Сообщенные данные следует рассматривать с

Таблица III

**Значения ПГД для фотонов 6 МВ в области накопления дозы (buildup region).
Данные измерений с ППК (Attix) (адаптировано из данных M.Evans, McGill University,
Montreal, Canada)**

ПГД для 6 МВ в области накопления дозы							
Сторона квадратного поля, см							
Глубина, мм	4	6	8	10	15	20	30
0	9	11	14	16	22	28	40
1	33	35	37	39	44	49	59
2	52	53	55	56	61	64	72
3	65	66	67	69	72	75	80
4	74	75	76	77	79	82	85
5	81	82	82	83	85	86	88
6	85	86	87	87	88	89	90
7	89	89	90	90	91	91	92
8	91	92	92	92	93	93	93
9	93	94	94	94	95	95	95
10	95	95	96	96	97	97	97
11	97	97	97	97	99	99	99
12	98	98	99	99	99	100	100
13	99	100	100	99	99		
14	100	100	100	100	100		
15	100	100	100	100			

Таблица IV

Значения ПГД для фотонов 10 МВ в области накопления дозы (buildup region).
Данные измерений с ППК (Attix) (адаптировано из данных M.Evans, McGill University,
Montreal, Canada)

ПГД для 10 МВ в области накопления дозы							
Сторона квадратного поля, см							
Глубина, мм	4	6	8	10	15	20	30
0	7	8	10	13	19	24	34
1	24	25	27	30	35	39	49
2	38	40	41	43	48	52	60
3	50	51	52	55	58	62	70
4	60	61	62	64	67	70	77
5	68	69	69	71	74	77	82
6	74	75	76	77	79	82	86
7	79	80	80	82	84	86	90
8	83	84	84	85	87	89	92
9	86	87	87	88	90	91	94
10	89	89	90	90	92	93	95
11	91	91	93	92	94	95	96
12	92	93	92	94	95	96	97
13	94	94	94	95	96	97	98
14	95	95	96	96	97	98	99
15	96	96	97	97	98	99	100
16	97	97	98	98	99	99	
17	98	98	98	99	99	100	
18	99	99	99	99	100		
19	99	99	99	100			
20	99	99	100				
21	99	100					
22	100						

учётom поверхностной дозы для открытых полей и представленных глубин, на которых проводились измерения.

Чтобы определить клиническое значение поверхностной дозы, важно рассмотреть анатомию кожи. Было показано [26], что глубина чувствительного базального слоя (зона роста) меняется от 0,05 до 0,4 мм в зависимости от анатомической области. Документы МКРЕ и МКРЗ рекомендуют измерять кожную дозу на глубине 0,07 мм, что соответствует приблизительно глубине залегания базального слоя [27, 28]. Часто глубина 0,1 мм используется как разумное значение опорной (референсной) глубины залегания слоя базальных клеток кожи [29]. Измерения на эффективной глубине, большей, чем глубина базального слоя, покажут завышенную величину “кожной дозы”. В работе [29] измеряли поверхностные дозы для пучков, проходящих через разные термопластические материалы и устройства из углеродистого волокна. Авторы получили величины водно-эквивалентных толщин (ВЭТ) и рассчитали вероятно-

сти возникновения повреждения тканей (NTCP) для ранних и поздних повреждений кожи для пучков фотонов с энергией 4, 6 и 10 МВ.

При облучении пучками мегавольтных фотонов, где целью облучения является уничтожение глубоко расположенных опухолей, на значение кожной дозы часто не обращают внимания. Однако в литературе приводятся сведения о клинически важных повреждениях кожи, полученных вследствие прохождения пучка через стол и устройства иммобилизации пациента [16, 30, 31]. Так, в [16] был описан единственный случай 4-й стадии кожной токсичности у больных, которым подвели стереотаксическое облучение тела с большой дозой за фракцию с применением трех задних пучков 6 МВ, проходящих через деку стола и ФУ (рис. 1). Первоначальный план не включал эти устройства, поэтому планирующий оператор думал, что кожная доза составляет около 50 %, в то время как последующее перепланирование, включавшее симуляцию этих устройств, выявило значение дозы 90 %. Такая реакция кожи была

Таблица V

Значения ПГД для фотонов 18 МВ в области накопления дозы. Данные измерений с ППК Attix (адаптировано из данных M.Evans, McGill University, Montreal, Canada)

Глубина, мм	Сторона квадратного поля, см						
	4	6	8	10	15	20	30
0	6	9	12	16	23	29	41
1	17	21	24	27	34	41	52
2	28	31	34	37	44	51	61
3	37	40	43	46	53	59	68
4	45	48	51	54	60	66	74
5	52	55	58	60	66	72	79
6	58	61	64	66	72	76	82
7	63	66	69	71	76	80	85
8	68	71	73	75	80	83	88
9	72	74	77	79	83	86	90
10	76	78	80	82	85	88	91
11	79	81	82	84	88	90	92
12	81	83	85	86	89	91	93
13	84	85	87	88	91	93	94
14	86	87	88	90	92	94	95
15	87	89	90	91	93	95	96
16	89	90	91	92	94	96	97
17	90	91	92	93	95	96	98
18	91	92	93	94	96	97	98
19	93	93	94	95	97	98	99
20	94	94	95	96	97	99	99
21	95	95	96	97	98	99	100
22	96	96	97	97	98	100	
23	96	97	98	98	99		
24	97	98	98	99	100		
25	98	98	99	99			
26	99	99	99	100			
27	99	99	100				
28	100	100					
29	100						
30							

следствием малого количества пучков (все сзади), расположения мишени близко от поверхности и влияния внешних устройств. Однако введение внешних устройств в расчет дозы на СП дал бы повод при планировании подумать о том, будет ли приемлемой величина кожной дозы. Следует подчеркнуть, что увеличение числа МЕ для внесения поправки на ослабление в столе ещё более увеличит абсолютную дозу в коже.

Другой клинический пример: пациент с медулобластомой лечился, лежа на спине на столе IGRT, как показано на рис. 2. Предписанная доза на краниоспинальной оси 23,4 Гр при $d=1,8$ Гр/фр. Точка предписания (нормировки) дозы располагалась на глубине 5 см для заднего поля. После облучения наблюдали кожную

реакцию степени 2–3 на спине больного, которая была более выражена на верхнем краю спинального поля. Максимальная поверхностная доза при таком лечении составила ≥ 29 Гр (2,2 Гр/фр) и бо́льшая часть увеличенной кожной дозы была вызвана облучением через деку стола. Отметим, что расчет на СП предсказал область высокой дозы, полностью соответствующую области наибольших реакций кожи, но расположил её на порядка 1 см глубже поверхности кожи, поскольку деку стола не учитывали.

На кожную дозу влияют как энергия пучка, так и размер поля. На рис. 3 показано, что поверхностная доза увеличивается с 10 % до 60 % для 18 МВ и с 15 % до 75 % для 6 МВ

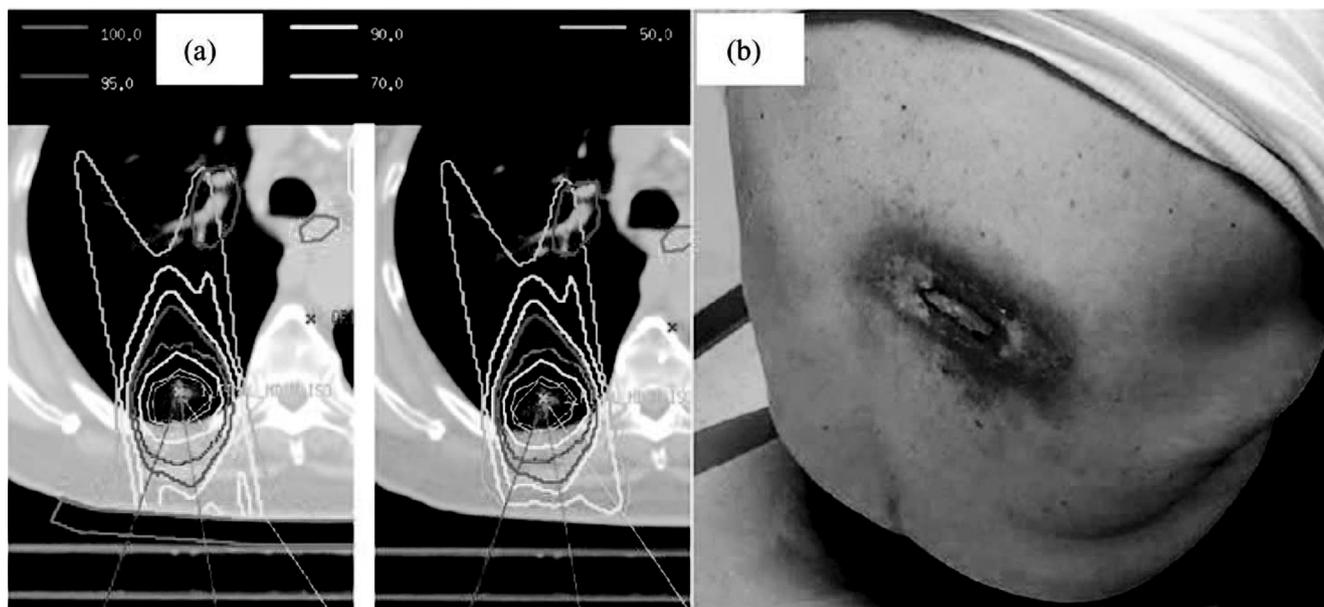


Рис. 1. а – изодозы после включения симулированного бюста; (справа) первоначальное распределение изодоз, использованное для лечения пациента; б – реакция кожи степени 4 [16]

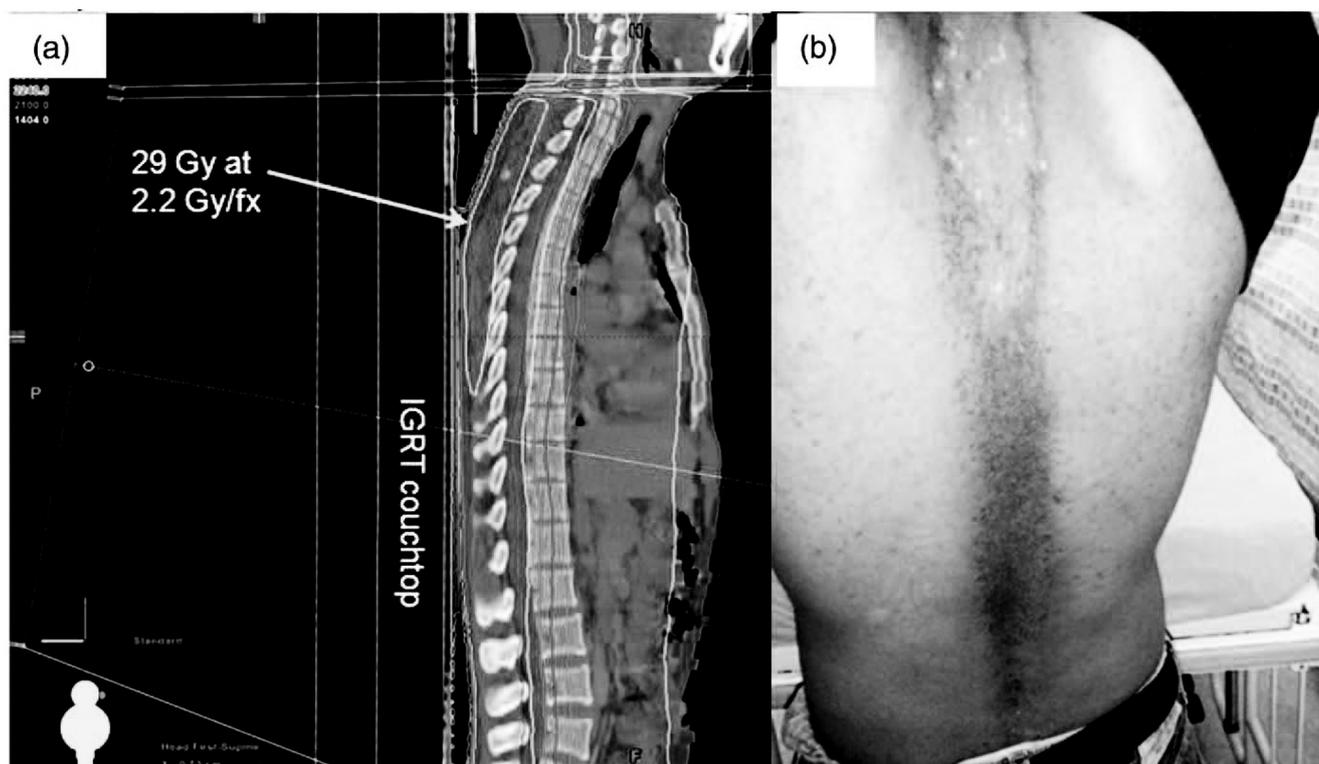


Рис. 2. а – заднее поле для краниоспинального облучения 6 МВ, 23,4 Гр на глубине 5 см. Спинальное поле проходит через деку стола, выполненную из углеродистого волокна. Поворот стола на 90°, гантри наклонён к голове. Более чем 29 Гр подведено к коже в верхней половине спинального поля в присутствии деки стола IGRT, но доза, рассчитанная на СП, была меньше из-за отсутствия учета этой деки. б – Кожная реакция после лечения

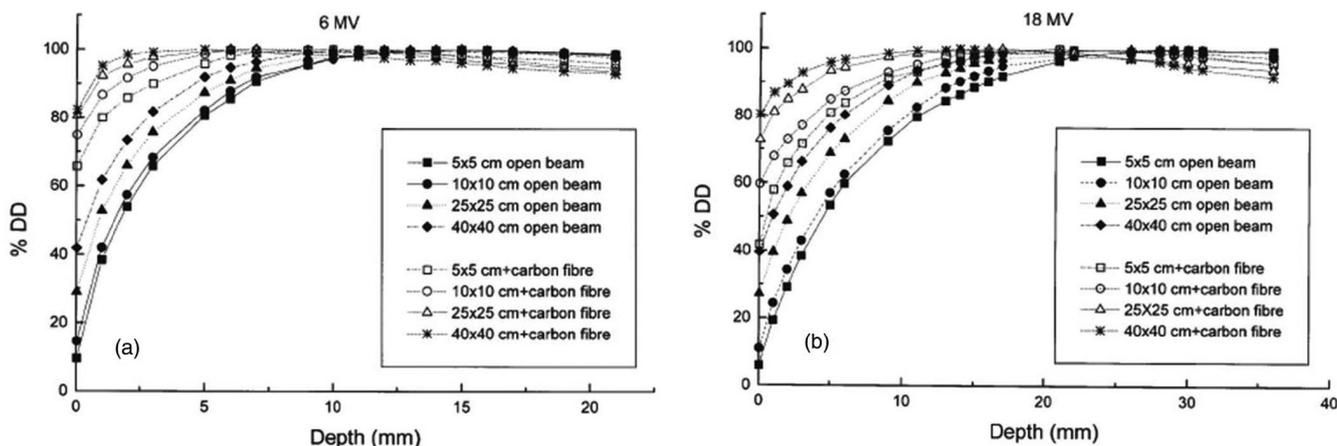


Рис. 3. ПГД для 6 и 18 МВ для разных размеров полей при наличии деки стола и без нее [32]

(возрастание на 50–60 % абсолютной дозы) для поля 10×10 см без и с декой стола из УВ [32]. В исследовании [6] измеряли поверхностную дозу для 8 различных дек столов для фотонов 6 и 15 МВ в полях размером 10×10 см и 20×20 см. В зависимости от типа деки стола, поверхностные дозы в поле 10×10 см возросли на 26–37,4 % (абсолютные дозы) для 6 МВ и на 20–43,5 % для фотонов 15 МВ.

Величина каждой дозы при наличии внешних устройств зависит также от воздушного промежутка между устройством и кожей. С увеличением воздушного промежутка, боковое рассеяние электронов уменьшает кожную дозу. На рис. 4 показана типичная укладка, когда имеется воздушная полость между основной пластиной для крепления маски для фиксации головы и шеи пациента, и задней поверхностью кожи. Щажение кожи частично восстанавливалось, если воздушный промежуток был больше 5 см. При этом кожные дозы уменьшались со 100 % до 90 % или 62 % при промежутке 5 см или 15 см соответственно. Аналитический анизотропный алгоритм AAA (Varian Medical Systems) завышает глубину максимальной дозы в области вторичного накопления дозы на 2–5 мм и завышает дозу на глубине до 4 % для рассмотренного диапазона воздушных промежутков [33].

Кожные дозы могут стать проблемой и для современных методов ЛТ. Например, в [34] было показано, что при методике VMAT с разными энергиями в задней части дуги (6 и 18 МВ) создается более низкая кожная доза, чем при облучении дугой с энергией 6 МВ.

2.А.2. Влияние на ослабление пучка

Кроме увеличения каждой дозы, устройства для укладки и иммобилизации пациента ослабляют пучок фотонов. До того, как стали применять материалы из углеродистого волокна, наибольшей ослабляющей частью большинства столов были центральная осевая опорная балка или боковые рельсы, выполненные из материала с большим Z . В ранней статье [35] представлены исследования по ослаблению пучка 4 МВ центральной опорной балкой стола аппарата Clinac 4/100, где при применении 60° сектора дуги, расположенной сзади, определили уменьшение дозы на 8–12 %. В работе [36] авторы расширили это исследование, включив ослабление боковыми рельсами.

У современных столов с покрытием из углеродистого волокна ослабление до 15 % наблюдается в некоторых частях деки стола, обычно это 2–5 % (табл. II). Как ожидалось, ослабление возрастает с уменьшением энергии фотонов, увеличением угла падения на стол и, в меньшей степени, с увеличением размера поля. В наибольшем числе публикаций приведены данные об ослаблении только для одного размера поля, обычно 10×10 см. В работе [37] показана разница около 1 % в ослаблении для 6 МВ для поля 5×5 см относительно поля 10×10 см, когда величина ослабления составляла 7 %, при прохождении пучка через центральный рельс. В нескольких сообщениях показано, что поглощение в столе может возрастать в 4 раза, если угол падения пучка меняется от 0° до 70° [14, 21–23].

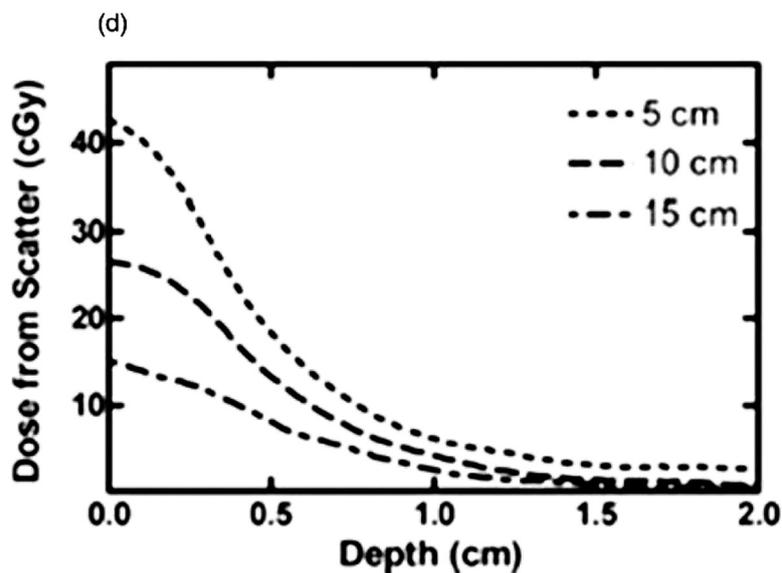
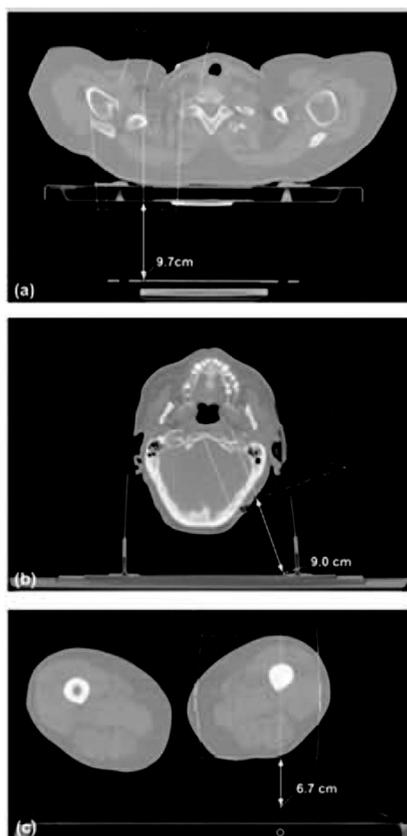


Рис. 4. а–с – три различных сценария, когда присутствует воздушный промежуток между фиксирующими устройствами или декой стола и поверхностью кожи. d – доза на глубине, созданная излучением, рассеянным в слое, эквивалентном 2 см воды, расположенном перед воздушными полостями в 5, 10 и 15 см (100 МЕ, пучки фотонов 6 МВ, поле 10×10 см, РИП=100 см до поверхности водного фантома [33])

Как отмечено в [21], внесение поправки вручную в дозу на центральной оси для такого ослабления может привести к переоценке или недооценке дозы в областях тела больного, где пучок проходит через разные части деки стола. На рис. 5 показано различное влияние на изменение дозы для пучка 6 МВ, падающего наклонно на деку стола и частично перекрываемого ею.

Зависимость ослабления в деке стола как функция угла падения пучка показана на рис. 6. Для излучения 6 МВ ослабление в 1,2–3,4 % и 3,1–8 % найдено для углов падения пучка 0° и 60° соответственно [23]. В другом исследовании 8 различных столов, абсолютное ослабление пучка 6 МВ менялось на 3–8 % при изменении угла наклона от 90° до 180° [6].

Общий вывод из этих работ заключается в том, что деки из УВ, которые идеальны для получения изображений, не всегда идеальны

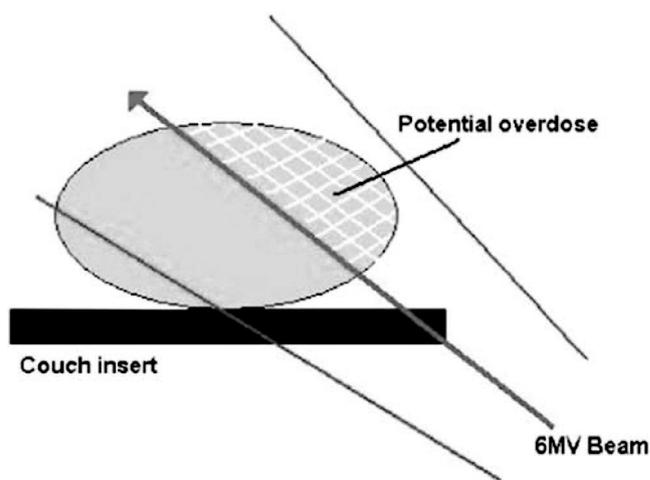


Рис. 5. Разное изменение дозы при наклонном падении на деку стола для пучка 6 МВ, если часть пучка проходит через деку стола

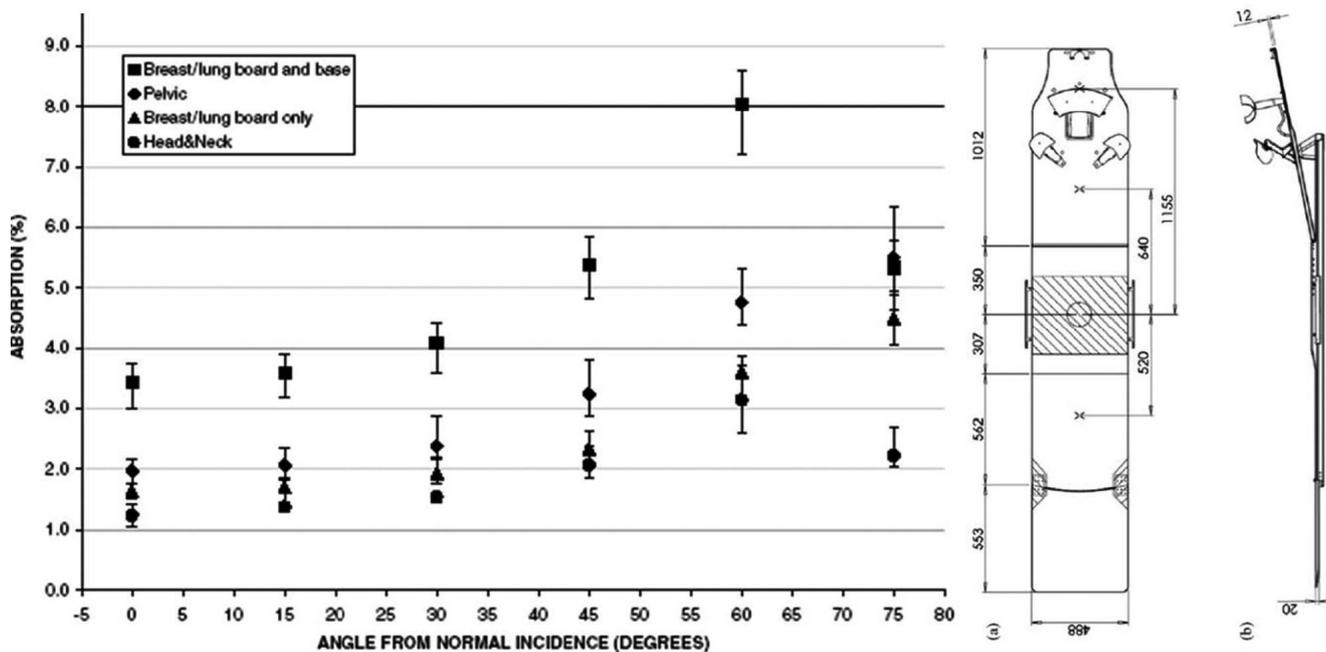


Рис. 6. Ослабление в деке стола Contesse для фотонов 6 МВ [23]

для лечения, и что во время планирования необходимо рассматривать опорные структуры из УВ, такие как рельсы и рамные вставки в столах, выполненных в стиле “теннисной ракетки” [38]. Были сообщения также о том, что исключение деки стола или рельсов из расчетов IMRT влияет на дозу и распределение дозы. При расчете программы RapidArc без учета стола подведённая доза в изоцентре уменьшалась на 5,8 % [39], а в [8] показано уменьшение покрытия PTV. В других исследованиях VMAT и многопольных планов IMRT, измеренная доза в изоцентре была на 2–3 % ниже, чем рассчитанная доза, когда пренебрегали столом и рельсами [9, 10, 40, 41]. В работе [9] изучали влияние положения рельсов на распределение дозы как при IMRT, так и при VMAT. Найдено уменьшение на 83 % покрытия PTV предписанной дозой в зависимости от того, учитывались ли рельсы в плане. Авторы показали, что пренебрежение конструкцией стола уменьшило рассчитанную вероятность контроля опухоли на $\approx 8\%$. Однако щажение критических структур (кроме кожи) мало изменялось от присутствия или отсутствия в плане конструкций стола.

На рис. 7а–д показано различие в дозе в 1, 2 и 3 Гр, а на рис. 7е показаны ГДО для планов IMRT или VMAT со сдвинутыми или раздвиг-

нутыми рельсами [9]. Эти данные показали также, что только сетчатая дека стола Varian приводит к потере покрытия почти в 4 % PTV для планов IMRT (по сравнению с потерей в 20 % при применении дек для визуализации) и 8 % потери для планов Rapid Arc (по сравнению с потерей 43 % при применении дек для визуализации). В работах [8] и [39] было показано, что индекс гамма (согласованности дозовых распределений) для предтерапевтической ГК имел больший разброс среди пациентов и увеличенную частоту отказов (т.е. критическое значение гаммы), когда дека стола не включалась в расчет дозы.

2.В. Влияние фиксирующих приспособлений на кожную дозу и ослабление

Правильное проведение ЛТ во многом зависит от ежедневной воспроизводимости положения пациента. Существует широкий спектр устройств для иммобилизации, помогающих поддерживать воспроизводимое положение больного. Сообщалось, что воспроизводимость укладки может составлять несколько миллиметров, а в сочетании с контролем IGRT ее можно уменьшить до субмиллиметрового уровня [42, 43]. Однако, как и в случае с декой стола,

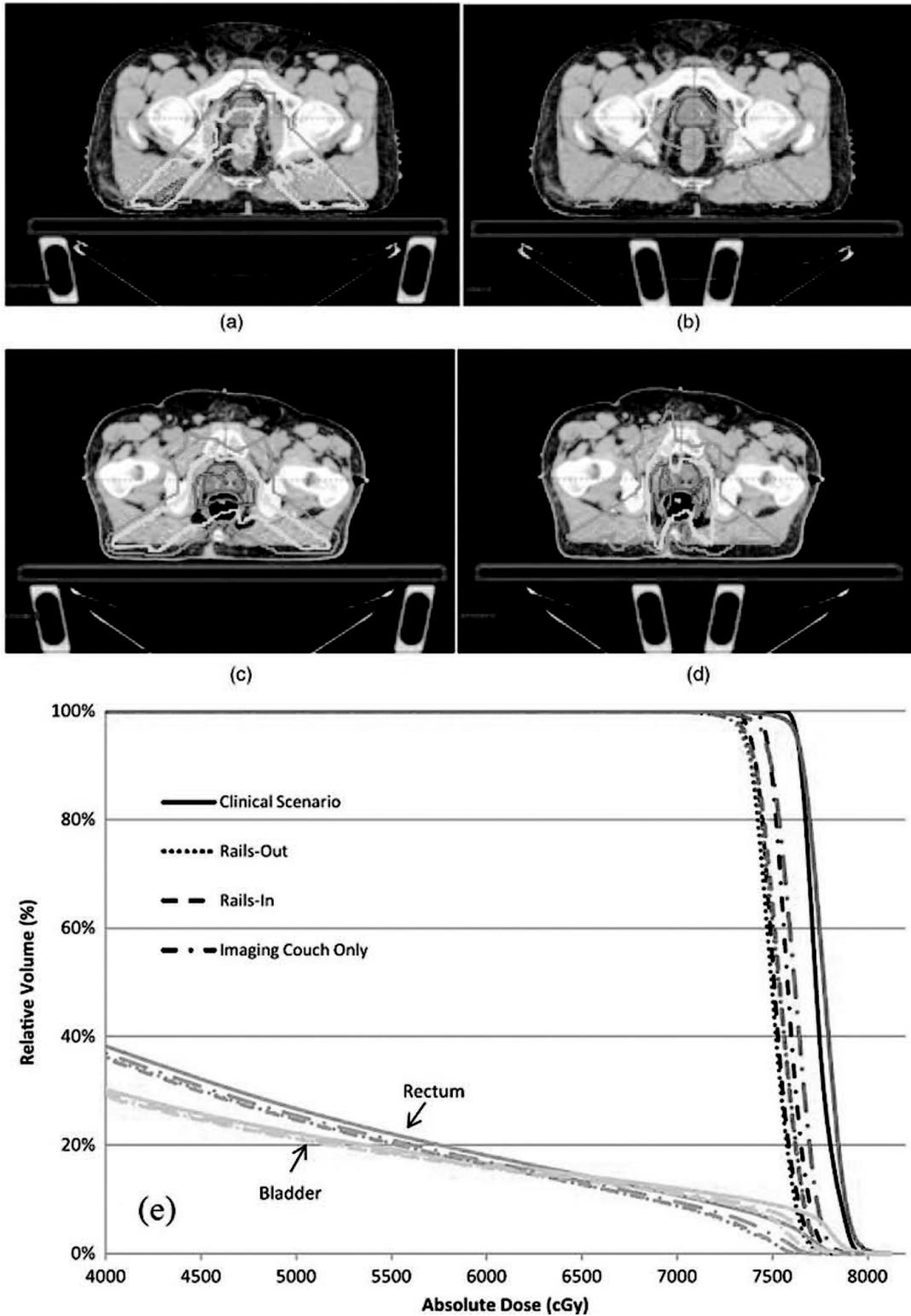


Рис. 7. Наглядное различие дозовых распределений в планах IMRT и RapidArc между сценарием без стола и другими случаями: а – IMRT рельсы раздвинуты; б – IMRT рельсы сдвинуты внутрь; в – RapidArc рельсы раздвинуты и д – RapidArc рельсы внутри, которое показывает пространственные области потери дозы, вызванные наличием стола или рельсов. Показано различие в 1, 2 и 3 Гр. Внешняя линия соответствует 1 Гр, следующая линия внутри – 2 Гр и самая внутренняя линия представляет 3 Гр. СТВ для простаты показано сплошной заливкой цветом. е – ГДО для RapidArc в мишени и здоровых органах для всех рассмотренных планов [9]

средства иммобилизации в пучке излучения вызывают ослабление дозы на глубине и увеличивают кожную дозу. Даже тонкая повязка, наложенная на кожную рану, может увеличить кожную дозу [25]. Ниже описаны общепринятые средства иммобилизации.

2.B.1. Фиксирующие матрасы

Матрасы “Alpha-Cradles™” увеличивают кожную дозу даже тогда, когда ослабление может быть небольшим (около 1 %) [7]. Измерения показали, что и Alpha Cradles, и вакуумные матрасы (vac-bag) одинаково увеличивают кожную дозу, приблизительно до 68 % с 16 % для открытого поля в пучке 6 МВ [44], при этом она возрастает с увеличением толщины и плотности сформированного матраса. При применении вакуумного матраса величина дозы в коже для 6 МВ и поля 10×10 см увеличивается от 14 % без матраса до 36 % и 57 % для толщины матраса 2,5 и 10 см соответственно [45, 46]. Если СП не учитывает наличие вакуумного матраса и УВ деки стола, то кожная доза недооценивается в 2 раза для больных раком простаты при облучении методом IMRT, что у некоторых пациентов приводит к кожным реакциям 1-й степени. Величина ВЭТ для вакуумного матраса определена как 0,2–0,5 см [47].

2.B.2. Подголовники

Возможности создания подголовников из УВ, акрила и полистирольной пены определяли измерением ослабления и измерением ПГД в области накопления дозы для 5, 6 и 8 МВ. Было найдено, что изменение дозы для углеродистого волокна было меньше чем для ПММА [5, 48]. В работе [49] сообщалось, что ослабление пучка в углеродистом материале VBN HeadFix Arc (Medical Intelligence, Германия) в большинстве секций составило 2–4 %, однако оно составило 15 % для жестких частей вертикальных стоек. Опорные пластины подголовников для фиксации головы и шеи, обычно изготовленные из твердого водоземленивалентного материала толщиной 1 см, должны полностью входить в поле зрения КТ для планирования и включены в расчет дозы для проходящих через них пучков.

2.B.3. Термопластические маски и накладки

Несколько групп исследовали влияние ФУ, выполненных из термопластика, на поверхностную дозу для пучков фотонов и элек-

тронов и пришли к заключению, что они могут значительно увеличивать кожную дозу [29, 31, 50–54]. Было найдено, что поверхностная доза уменьшалась, если материал маски был сильнее перфорирован. Увеличенная перфорация (увеличение открытых площадей относительно закрытых), уменьшает массовую и линейную толщину маски, как и воспроизводимость. Для фотонов 6 МВ материал без перфорации создавал поверхностную дозу 61 % по сравнению с 16 % без маски, однако при перфорации, которая увеличивала площадь маски на 125 % или 525 %, поверхностная доза менялась до 48 % или 29 % соответственно [50].

2.C. Комбинация устройств

Фиксирующие устройства часто крепятся к столу с помощью опорной пластины или подобных приспособлений. Эти дополнительные устройства, обычно сделанные из углеродистого материала, пластика или алюминия, также увеличивают ослабление и кожную дозу на величину, зависящую от типа и состава устройства. Изменение дозы при комбинации стола и ФУ будет конечно больше, чем одного из них по отдельности, поэтому при расчете доз следует учитывать весь комплекс.

Щажение кожи намного уменьшается, если пучок проходит через стол и дополнительные материалы всех ФУ, хотя и не пропадает полностью [55, 56]. Сообщалась о величине ослабления до 11 % от комбинации стола и различных средств иммобилизации, включая рамки для тела и головы, которые применяются при стереотаксическом облучении [55, 57–59]. Многие данные в табл. I и II относятся к комбинации стола и средств иммобилизации.

2.D. Calypso

Система Calypso (Varian Medical Systems) является 4D электромагнитной системой слежения в реальном времени, которая отслеживает положение имплантированного приёмопередатчика (transponder) во время облучения. Пациент лежит на специальной накладке Calypso, которым заменяют деку стола, при этом электромагнитный матричная антенна располагается над пациентом, чтобы облегчить определение положения передатчика и дальнейшее слежение. Ни одна часть системы не присутствует во время планирования лечения по КТ-изображениям. В работе [60] было измерено ослабление в 0,5 %

в прототипе системы Calypso при нормально падающем на антенну пучке 6 МВ, но в других исследованиях сообщали об ослаблении в антенне, соответствующем указанному в спецификации изготовителя, около 1–2 % при нормальном падении пучка и возрастающем с наклоном до 5 % [61–63]. Ослабление в накладке на стол составило 1 % [63]. Однако для каждого пациента в СП можно выделить слой с точной геометрией и плотностью, тогда в расчете дозы можно учесть наличие этих устройств.

2.Е. Влияние внешних устройств в протонной лучевой терапии

Когда пучки тяжелых заряженных частиц (ТЗЧ) проходят через стол или ФУ, расположенные перед пациентом, то дистальный конец пучка смещается к поверхности тела. Другие эффекты, такие как изменение латерального расширения и разброса пробегов, обычно невелики при толщине стола около 1 см ВЭТ. Изменение пробега протонов следует учитывать в процессе планирования, чтобы точно рассчитать дозу в пациенте. Литературы, касающейся влияния внешних устройств на дозу для ТЗЧ, крайне мало [64, 65]. Для протонов дека стола и ФУ ведут себя в пучке как компенсатор (устройство для целенаправленного сдвига дистального конца области облучения), как показано на рис. 8. Если стол не включен в расчет дозы или не смоделирован правильно, то существенная ошибка в дозе может проявиться в конце пробега протонов конкретного пучка.

В большинстве протонных центров США применяют столы из УВ. В расчетах дозы для учета толщины стола применяется величина ВЭТ. Значение ВЭТ деки стола можно определить экспериментально (см. раздел 4) или из КТ-срезов. Например, ВЭТ для стола Hitachi (Hitachi Ltd., Япония) составляет 1,1 см, т.е. стол сдвигает нормально падающий протонный пучок на 1,1 см к поверхности (рис. 9). Действительная длина пробега в плане лечения пациента зависит от угла падения и может значительно меняться. Другие современные столы, применяемые в протонной ЛТ, включают столы QFIX proton kVue couch (WFR Aquaplast) с ВЭТ=0,55 см и столы QFIX Standard Couch с ВЭТ=1 см (значения ВЭТ получены как частное сообщение).

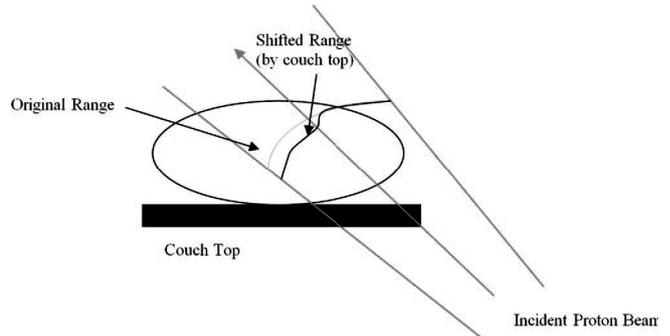


Рис. 8. Наклонное падение пучка протонов на стол и сдвиг длины пробега

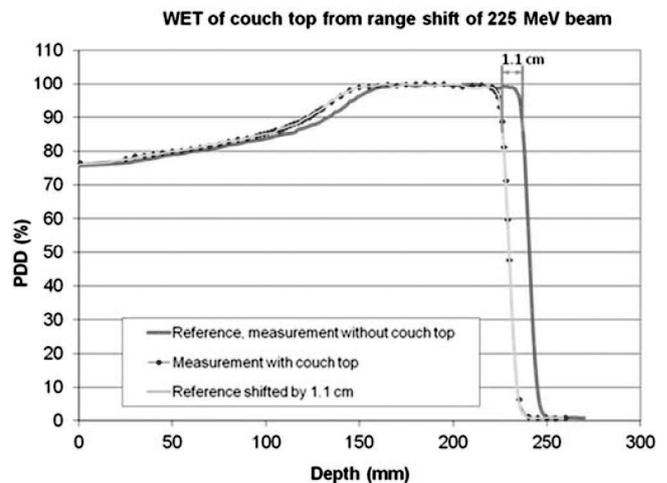


Рис. 9. ПГД для протонов 225 МэВ с учетом и без учета деки стола (неопубликованные данные из MD Anderson)

3. Введение данных для деки стола в систему планирования облучения

3.А. Системы планирования фотонного облучения

Деки стола влияют на распределение дозы сложным образом. В этом разделе обсуждаются методы и точность моделирования стола из УВ в коммерческих СП. В разных СП по-разному обрабатываются контуры внешних структур. Некоторые СП полностью игнорируют эти структуры, а другие учитывают их, если только плотность структуры превышает некоторую пороговую величину. В ситуациях, когда части устройства (или анатомии) не попадают в поле зрения КТ, невозможно провести

точный расчет без ввода контуров структур. Прежде чем попытаться очертить (to segment) деку стола или ФУ на КТ-срезе, применяемом для планирования, следует сначала определить с помощью простого теста, сможет ли СП точно их определить. Создайте прямоугольный фантом, добавьте перед ним слой толщиной 2 см (псевдо внешнее устройство). Фантом можно обозначить или как “тело” или как любой другой тип структур. Направьте на фантом передне-заднее поле с изоцентром на глубине 5 см в “теле”. Рассчитайте дозу в изоцентре. Ручной расчет включает дополнительный слой. Если результаты двух расчетов совпадут с точностью около 1 %, значит СП учитывает этот слой. Нужно исследовать, требует ли СП, чтобы тип структуры для слоя был “тело” или какой-нибудь другой, но такой, чтобы СП включала его в расчет.

Чтобы учесть влияние деки стола, в процессе планирования лечения применяли два разных подхода. Первый подход включает КТ-скан лечебного стола [11, 13, 37, 41, 66] в план, где отсканированная дека потом вставляется в набор КТ-данных пациента модулем совмещения СП [41], другим коммерческим ПО [11] или собственным разработанным ПО. Моделирование различных коммерческих столов проведе-

но в СП Theraplan (MDS Nordion, Швеция) [37], XiO (Elekta AB, Швеция), Oncentra Masterplan (Nucletron BV, Голландия) [13, 66] и Pinnacle (Philips Radiation Oncology Systems) [11, 41] (рис. 10). Алгоритмы типа “тонкий луч” обычно неспособны точно определить ослабление в столе при всех углах поворота гантри, подтверждая, что моделирование транспорта вторичных электронов является важным фактором для правильного полноценного расчета дозы. Результаты расчета с моделями стола, включенными в процесс планирования, согласуются с данными измерений в пределах 1,8 % для фотонов 6 и 10 МВ, тогда как различие без моделирования влияния стола составляет 10 % [66]. В некоторых случаях СП определяет поверхностную дозу с точностью 3 % [13]. Для совмещения КТ-сканов деки лечебного стола с каждым планировочным сканом в обоих случаях следует применять один и тот же сканер. В противном случае ослабление в столе может быть определено неточно из-за различия в переводе КТ-чисел в плотности между сканерами. Для учёта влияния рельсов стола практичнее применять второй подход, описанный ниже.

Во втором подходе применяют автоматизированное [14] или ручное [47] оконтуривание устройства. Дека стола IGRT BrainLab

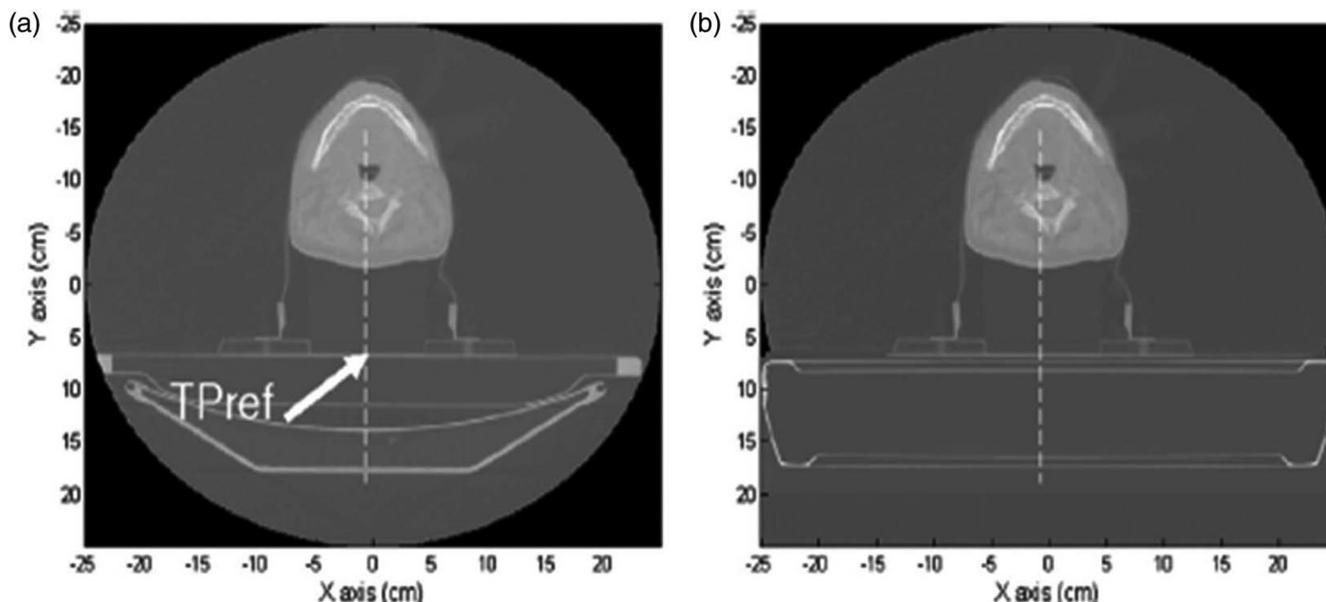


Рис. 10. Введение КТ-скана стола из углеродистого волокна путем модификации набора данных КТ для пациента. Слева показан КТ-срез, на котором присутствует стол, а справа показан тот же срез, но со столом из углеродистого волокна. Из Spezi et al. “Evaluating the influence of the Siemens IGRT carbon fibre tabletop in head and neck IMRT,” *Radiother. Oncol.*, 2008, **89**, P. 114–122.

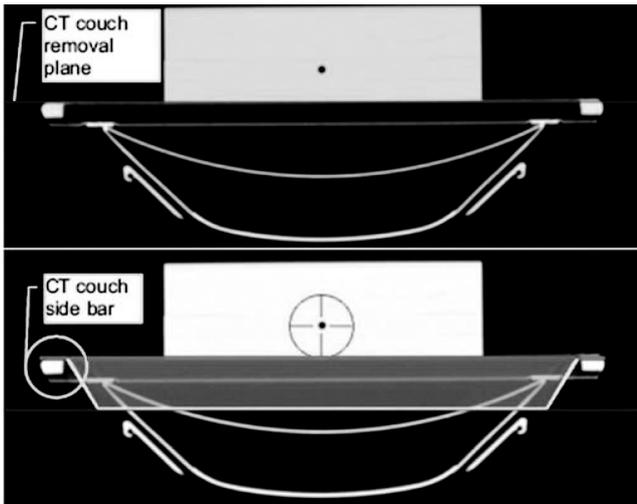


Рис. 11. Внедрение КТ-среза стола, выполненного из углеродистого волокна, с помощью введения контура. На верхнем рисунке представлен КТ-срез со столом, а внизу тот же срез, но с контурами стола из углеродистого волокна [14]

(BrainLab, Германия) была смоделирована в СП Pinnacle путем автоматического оконтуривания (реализовано с помощью алгоритмов Pinnacle) (рис. 11), а УВ стол Sinmed (Siemens Medical Solutions) смоделирован в СП Helax (MDS Nordion) путем ручного оконтуривания и присвоения соответствующего ВЭТ контурам. Было показано, что этот метод действует подобно методу совмещения изображений, описанному выше [47]. Разновидность этого метода – создать чертеж деки стола в СП в наборе изображений модели пациента и затем создать файл с набором структур DICOM RT, содержащий этот чертеж. Каждый стол в клинике можно хранить подобным образом в том же самом файле набора структур. Набор изображений и файл с набором структур можно совместить с набором изображений реального пациента во время планирования, и после сохраненную структуру стола можно скопировать в КТ-изображения пациента, предназначенные для планирования, что представляет собой библиотеку вставок столов.

Моделирование влияния столов в СП позволяет также оценить влияние болуса. Некоторые исследователи показали, что практически все СП способны точно рассчитывать кожные дозы на радиологической глубине, возникающие от присутствия деки стола [11,

13, 22, 47, 67]. Однако следует осторожно рассматривать влияние эффектов усреднения объема, которые могут возникать, если имеется воздушный зазор между декой стола и поверхностью кожи пациента, и воксели, присвоенные коже, частично находятся в воздухе, а частично в теле пациента. Рассчитанная доза в этом вокселе основана на средней плотности в вокселе. Уменьшение размера воксела КТ-изображения и расчетной сетки минимизирует этот эффект. Нужно также аккуратно выбирать порог величин HU, который определяет поверхность кожи.

Клиническое применение моделирования деки стола в СП требует адекватных вводных и контрольных измерений устройства в СП. Следует подчеркнуть, что некоторые деки стола имеют вставки в поперечные сечения, которые изменяются в продольном направлении, в то время как другие в продольном направлении однородны. Модели стола в СП должны включать все секции, которые могут входить в облучаемый объем. Аппроксимация реальной геометрии стола твердыми слоями, представляющими ВЭТ стола, может внести погрешности в расчеты дозы, зависящие от геометрии пучка, и поэтому не рекомендуется. Смещение ФУ в продольном направлении между КТ-симуляцией и облучением должно быть исключено, поскольку при этом может возникнуть разное ослабление в зависимости от продольной однородности конструкции стола. Независимо от метода введения данных для стола в СП и свойств деки стола, требуется строгий метод воспроизводимой индексации позиции пациента для сохранения геометрии “пациент–стол” между этапами планирования и облучения [13, 14]. Можно минимизировать и даже исключить усилия, необходимые для моделирования стола, устанавливая одинаковые деки стола на симуляционный КТ и на ЛУЭ.

К концу 2012 г. стали доступны автоматизированные стандартные программы учёта стола фирм Tomotherapy, Varian и BrainLab. В аппарате Tomotherapy Hi-Art (Accuray) фронтальная плоскость, содержащая поверхность КТ-стола, определяется на наборе изображений пациента. На каждом КТ-срезе тела пациента часть изображения, расположенная ниже этой плоскости, заменяется изображением стола аппарата Tomotherapy Hi-Art, которое располагается в правильном месте относительно большого и соответствует предварительно определенным плотностям.

В СП Eclipse включены модели столов: Varian IGRT, Brainlab и Exact, полученные из технических чертежей для автоматизированного включения в план. Конструкция стола включает как отдельные части рельсы, покрытие стола и внутреннюю структуру. Для каждой из этих компонент может быть присвоено КТ-число. Во время введения в эксплуатацию медицинский физик должен проверить точность этих структур в СП путем сравнения измерений и расчетов дозы и подбора присвоенных КТ-чисел для улучшения совпадения [8, 9, 39]. Позиция рельсов стола Exact, выдвинутых или задвинутых, может быть выбрана, а положение всей деки стола может быть подогнано к правильному положению относительно пациента. Пользователи должны применять меры ГК ежедневно, чтобы контролировать запланированную позицию стола и рельсов. Авторы [8] пришли к заключению, что СП Eclipse моделирует ослабление столом с точностью до 1 % на основе оптимизированного числа HU для внешнего покрытия и внутреннего заполнения пенопластом, таким образом корректируя ошибку расчета дозы до 4 %, обнаруженную без включения в расчёт деки стола. В работе [68] также рекомендуется применять величины HU, отличные от величин, установленных Varian по умолчанию, однако результаты исследований [10] показали, что значения, установленные Varian по умолчанию, были точными. Результаты моделирования методом Монте-Карло стола Varian для применения метода RapidArc предполагали похожее предписание значений HU, как предложенное в работе [10].

СП iPlan (RTDose 4.x) (BrainLab, Германия) также позволяет пользователю добавлять модель деки стола к КТ-срезам тела пациента, как и в СП Eclipse. Более того, возможно, чтобы пользователь мог создать модели стола, основанные на геометрической информации индивидуальных составляющих, взятых из технических чертежей, и свойств материалов (т.е. электронных плотностей). Верификация моделей деки стола проводится пользователем путем сравнения с КТ-срезами реальной деки стола. Однако сделать КТ-срезы дек столов не всегда возможно, и поэтому альтернативным методом верификации может быть исследование и документация деки стола радиологически и/или дозиметрически, как описано в разделе 6 данного доклада.

В настоящее время Elekta (Elekta AB, Швеция) поддерживает автоматизированное включение средств укладки пациента в программе Monaco 3.1.0. Пользователь может ввести контур собственного стола и ФУ в библиотеку для планирования. Столы можно поместить в библиотеку как отдельные устройства. Пользователь несет ответственность за назначение соответствующих плотностей к шаблонам стола и тонкую настройку этих величин, основываясь на данных измерений. Структуры стола в СП XiO можно включить в процесс планирования, если эти устройства отсканированы вместе с пациентом или если пользователь может ввести внешние контуры устройства. Контуров должны быть или частью тела пациента или частью внешнего контура. Для каждого контура можно назначить отдельную плотность, и тем самым правильно учесть ослабление пучка столом.

В СП Pinnacle метод учета влияния стола находится в разработке. Деки стола будут включаться в процесс планирования лечения путем введения контуров, взятых из технических чертежей, а также их КТ-изображений. Физическая плотность частей деки стола будет основана на технической спецификации и построена на основании абсолютной дозиметрии, а также данных КТ. До тех пор можно использовать сервисную программу обработки сценариев, чтобы включать деку стола в СП.

3.В. Системы планирования протонной терапии

Некоторые производители предлагают СП для протонной терапии: Elekta (XiO), Varian (Eclipse), RaySearch (Ray-Search Laboratories AB, Швеция) (Raystation) и Philips (Pinnacle). Эти СП основаны на алгоритмах тонкого луча, но также разрабатываются алгоритмы Монте-Карло. Используя фантомы из искусственных тканей, устанавливается калибровка КТ-чисел по плотности, и КТ-числа преобразуются в относительную тормозную способность протонов, и затем в величины ВЭТ для расчёта дозы [69]. Поскольку состав материала и, следовательно, относительная тормозная способность терапевтического стола и вспомогательных устройств обычно отличаются от материалов искусственных тканей, применяемых для калибровки КТ-чисел, потенциальные ошибки могут возникнуть в расчете тормозных способностей, если для калибровки использовался тканевой фантом. Поэ-

тому следует независимо узнать тормозную способность протонов для различных материалов, используемых в конструкции стола [70]. Для учёта этого в СП обычно используют скан деки лечебного стола, который потом заменяет деку стола в КТ, используемой для планирования, и назначают КТ-числа структурам деки стола, что позволит использовать при расчете дозы соответствующие тормозные способности протонов. Расчет следует проверить путем измерений во время введения в эксплуатацию СП и вспомогательных устройств (см. раздел 4). В настоящее время ни одна из коммерческих СП не поддерживает автоматизированный учёт деки стола. Для пучков, которые проходят через деку лечебного стола и/или ФУ, особенно через неоднородные области, такие как края деки стола, настоятельно рекомендовано учитывать погрешности величин ВЭТ устройств, вызванные калибровкой КТ-чисел и укладкой пациента, когда определяются конкретные отступы пучка и размытие вызванное использованием компенсатора [71, 72]. Такая практика может минимизировать дозиметрические эффекты этих погрешностей на покрытие мишени [65]. Закругленные края деки стола предпочтительны для минимизации этих эффектов. Использование одинаковой деки стола для планирования и лечения упрощает некоторые из этих процедур.

Некоторые СП протонной ЛТ требуют введения внешнего контура для расчета доз. Материалом, находящимся вне внешнего контура, пренебрегают, и доза в этих областях не рассчитывается. Пользователи таких систем также должны проверить, что внешний контур охватывает все поддерживающие устройства, использованные при лечении.

Список литературы

1. *Mijnheer B.J., Battermann J.J., Wambersie A.* What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? // *Radiother. Oncol.*, 1987, **8**, P. 237–252.
2. *Brahme A.* Dosimetric precision requirements in radiation therapy. // *Acta Radiol. Oncol.*, 1984, **23**, P. 379–391.
3. *Bentzen S.* High-tech in radiation oncology: should there be a ceiling? // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2004, **58**, P. 320–330.
4. *Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M. et al.* AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. // *Med. Phys.*, 1999, **26**, P. 1847–1870.
5. *de Mooy L.G.* The use of carbon fibres in radiotherapy. // *Radiother. Oncol.*, 1991, **22**, P. 140–142.
6. *Seppala J.K., Kulmala J.A.* Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage radiotherapy. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2011, **12**, P.15–23.
7. *Mondalek P.M.* Transmission and build up characteristics of polyurethane foam immobilization devices. // *Treat. Plann.*, 1982, **7**, P. 5–10.
8. *Vanetti E., Nicolini G., Clivio A. et al.* The impact of treatment couch modelling on RapidArc. // *Phys. Med. Biol.*, 2009, **54**, N157–N166.
9. *Pulliam K.B., Howell R.M., Followill D. et al.* The clinical impact of the couch top and rails on IMRT and arc therapy. // *Phys. Med. Biol.*, 2011, **56**, P. 7435–7447.
10. *Teke T., Gill B., Duzenli C., Popescu I.A.* A Monte Carlo model of the Varian IGRT couch top for RapidArc QA. // *Phys. Med. Biol.*, 2011, **56**, N295–N305.
11. *Spezi E., Angelini A.L., Romani F. et al.* Evaluating the influence of the Siemens IGRT carbon fibre tabletop in head and neck IMRT. // *Radiother. Oncol.*, 2008, **89**, P. 114–122.
12. *Hu Z., Dai J., Li L. et al.* Evaluating and modeling of photon beam attenuation by a standard treatment couch. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2011, **12**, P. 139–146.
13. *Gerig L.H., Niedbala M., Nyiri B.J.* Dose perturbations by two carbon fiber treatment couches and the ability of a commercial treatment planning system to predict these effects. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, P. 322–328.
14. *Mihaylov I.B., Corry P., Yan Y. et al.* Modeling of carbon fiber couch attenuation properties with a commercial treatment planning system. // *Med. Phys.*, 2008, **35**, P. 4982–4988.
15. *Archambeau J.O., Pezner R., Wasserman T.* Pathophysiology of irradiated skin and breast. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1995, **31**, P. 1171–1185.
16. *Hoppe B.S., Laser B., Kowalski A.V. et al.* Acute skin toxicity following stereotactic body radiation therapy for stage I nonsmall cell

- lung cancer: who's at risk? // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2008, **72**, P. 1283–1286.
17. Kry S.F., Smith S.A., Weathers R., Stovall M. Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2012, **13**, P. 20–34.
 18. De Ost B., Vanregemorter J., Schaecken B., Van den Weyngaert D. The effect of carbon fibre inserts on the build-up and attenuation of high energy photon beams. // *Radiother. Oncol.*, 1997, **45**, P. 275–277.
 19. Higgins D.M., Whitehurst P., Morgan A.M. The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. // *Med. Dosim.*, 2001, **26**, P. 251–254.
 20. Court L., Urribarri J., Makrigiorgos M. Carbon fiber couches and skin sparing. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2010, **11**, P. 3241–3253.
 21. McCormack S., Diffey J., Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. // *Med. Phys.*, 2005, **32**, P. 483–487.
 22. Spezi E., Ferri A. Dosimetric characteristics of the Siemens IGRT carbon fiber tabletop. // *Med. Dosim.*, 2007, **32**, P. 295–298.
 23. Berg M., Bangsgaard J.P., Vogelius I.S. Absorption measurements on a new cone beam CT and IMRT compatible tabletop for use in external radiotherapy. // *Phys. Med. Biol.*, 2009, **54**, N319–N328.
 24. Butson M.J., Cheung T., Yu P.K. et al. Megavoltage x-ray skin dose variation with an angle using grid carbon fibre couch tops. // *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**, N485–N492.
 25. Butson M.J., Cheung T., Yu P.K. Measurement of skin dose variations produced by a silicon-based protective dressing in radiotherapy. // *Phys. Med. Biol.*, 2002, **47**, N145–N151.
 26. Whitton J.T. New values for epidermal thickness and their importance. // *Health Phys.*, 1973, **24**, P. 1–8.
 27. ICRU. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. // *Ann. ICRP*, 1991, **21**, P. 1–201.
 28. ICRU Report 38. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology. // *ICRU Publications*, 1985.
 29. Carl J., Vestergaard A. Skin damage probabilities using fixation materials in high-energy photon beams. // *Radiother. Oncol.*, 2000, **55**, P. 191–198.
 30. King S.C., Acker J.C., Kussin P.S. et al. High-dose, hyperfractionated, accelerated radiotherapy using a concurrent boost for the treatment of nonsmall cell lung cancer: Unusual toxicity and promising early results. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1996, **36**, P. 593–599.
 31. Lee N., Chuang C., Quivey J.M. et al. Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2002, **53**, P. 630–637.
 32. Meydanci T., Kemikler G. Effect of a carbon fiber tabletop on the surface dose and attenuation for high-energy photon beams. // *Radiat. Med.*, 2008, **26**, P. 539–544.
 33. Gray A., Oliver L.D., Johnston P.N. The accuracy of the pencil beam convolution and anisotropic analytical algorithms in predicting the dose effects due to attenuation from immobilization devices and large air gaps. // *Med. Phys.*, 2009, **36**, P. 3181–3191.
 34. Mihaylov I.B., Bzdusek K., Kaus M. Carbon fiber couch effects on skin dose for volumetric modulated arcs. // *Med. Phys.*, 2011, **38**, P. 2419–2423.
 35. Krithivas G., Rao S.N. Arc therapy dose perturbation due to the center bar in a Clinac 4/100 couch assembly. // *Med. Dosim.*, 1988, **13**, P. 15–18.
 36. Sharma S.C., Johnson M.W. Photon beam attenuation for a patient support assembly during arc therapy for a medical linear accelerator. // *Med. Dosim.*, 1992, **17**, P. 225–228.
 37. Myint W.K., Niedbala M., Wilkins D., Gerig L.H. Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2006, **7**, P. 21–27.
 38. Gillis S., Bral S., De Wagter C. et al. Evaluation of the Sinmed Mastercouch as replacement for a standard couch. // *Radiother. Oncol.*, 2005, **75**, P. 227–236.
 39. Popple R.A., Fiveash J.B., Brezovich I.A., Bonner J.A. RapidArc radiation therapy: first year experience at the University of Alabama at Birmingham. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2010, **77**, P. 932–941.
 40. Li H., Lee A.K., Johnson J.L. et al. Characterization of dose impact on IMRT and VMAT from couch attenuation for two Varian couches. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2011, **12**, P. 23–31.
 41. Van Prooijen M., Kanessalingam T., Islam M.K., Heaton R.K. Assessment and management of radiotherapy beam intersections with the treatment couch. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2010, **11**, P. 128–139.

42. Grills I.S., Hugo G., Kestin L.L. *et al.* Image-guided radiotherapy via daily online cone-beam CT substantially reduces margin requirements for stereotactic lung radiotherapy. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2008, **70**, P. 1045–1056.
43. Rotondo R.L., Sultanem K., Lavoie I. *et al.* Comparison of repositioning accuracy of two commercially available immobilization systems for treatment of head-and-neck tumors using simulation computed tomography imaging. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2008, **70**, P. 1389–1396.
44. Johnson M.W., Griggs M.A., Sharma S.C. A comparison of surface doses for two immobilizing systems. // *Med. Dosim.*, 1995, **20**, P. 191–194.
45. Mellenberg D.E. Dose behind various immobilization and beam-modifying devices. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1995, **32**, P. 1193–1197.
46. Cheung T., Butson M.J., Yu P.K.N. Evaluation of build-up dose from 6 MV X-rays under pelvic and abdominal patient immobilization devices. // *Radiat. Measur.* 2002, **35**, P. 235–238.
47. Lee K.W., Wu J.K., Jeng S.C. *et al.* Skin dose impact from vacuum immobilization device and carbon fiber couch in intensity modulated radiation therapy for prostate cancer. // *Med. Dosim.*, 2009, **34**, P. 228–232.
48. Meara S.J., Langmack K.A. An investigation into the use of carbon fibre for megavoltage radiotherapy applications. // *Phys. Med. Biol.*, 1998, **43**, P. 1359–1366.
49. Olch A.J., Lavey R.S. Reproducibility and treatment planning advantages of a carbon fiber relocatable head fixation system. // *Radiother. Oncol.*, 2002, **65**, P. 165–168.
50. Hadley S.W., Kelly R., Lam K. Effects of immobilization mask material on surface dose. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2005, **6**, P. 1–7.
51. Halm E.A., Tamri A., Bridier A. *et al.* Influence of thermoplastic masks on the absorbed skin dose for head and neck tumor radiotherapy. // *Cancer Radiother.*, 2002, **6**, P. 310–319.
52. Fontenla D.P., Napoli J.J., Hunt M. *et al.* Effects of beam modifiers and immobilization devices on the dose in the build-up region. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1994, **30**, P. 211–219.
53. Fiorino C., Cattaneo G.M., Delvecchio A. *et al.* Skin-sparing reduction effects of thermoplastics used for patient immobilization in head and neck radiotherapy. // *Radiother. Oncol.*, 1994, **30**, P. 267–270.
54. Kelly A., Hardcastle N., Metcalfe P. *et al.* Surface dosimetry for breast radiotherapy in the presence of immobilization cast material. // *Phys. Med. Biol.*, 2011, **56**, P. 1001–1013.
55. Poppe B., Chofer N., Ruhmann A. *et al.* The effect of a carbon-fiber couch on the depth dose curves and transmission properties for megavoltage photon beams. // *Strahlenther. Onkol.*, 2007, **183**, P. 43–48.
56. Chiu-Tsao S.-T., Chan M.F. Evaluation of two-dimensional bolus effect of immobilization/support devices on skin doses: A radiochromic EBT film dosimetry study in phantom. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, P. 3611–3620.
57. Murjal R.K., Negi P.S., Babu A.G. *et al.* Impact of 6 MV photon beam attenuation by carbon fiber couch and immobilization devices in IM-RT planning and dose delivery. // *J. Med. Phys.*, 2006, **31**, P. 67–71.
58. Njeh C.F., Raines T.W., Saunders M.W. Determination of the photon beam attenuation by the Brainlab imaging couch: angular and field size dependence. // *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 2009, **10**, P. 16–27.
59. Becker S.J., Jozsef G., DeWyngaert J.K. Characterization of the transmission of the Elekta Stereotactic Body Frame (ESBF) and accounting for it during treatment planning. // *Med. Dosim.*, 2009, **34**, P. 154–157.
60. Pouliot J., Werner B., Riley J. *et al.* Demonstration of minimal impact to radiation beam and portal image quality due to the presence of an electromagnetic array. // *Med. Phys.*, 2003, **30**, P. 1473–1473.
61. Li S., Enke C. Dosimetry impact of radiation beams due to presence of Calypso electromagnetic array. // *Med. Phys.*, 2008, **35**, P. 2852–2852.
62. Kassaei A., Lin L., Garver E. *et al.* Beam attenuation and beam spoiling properties of an electromagnetic array used for patient localization and tumor tracking. // *Med. Phys.*, 2009, **36**, P. 2601–2602.
63. Santanam L., Noel C., Willoughby T.R. *et al.* Quality assurance for clinical implementation of an electromagnetic tracking system. // *Med. Phys.*, 2009, **36**, P. 3477–3486.
64. Yoon M., Kim J., Ahn S. *et al.* Study on the modeling of digital couch for proton treatment planning system. // *Med. Phys.*, 2009, **36**, P. 2632–2633.

65. Yu Z., Bluett J., Zhang Y. *et al.* Impact of daily patient setup variation on proton beams passing through the couch edge. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, P. 3294–3294.
66. Smith D.W., Christophides D., Dean C. *et al.* Dosimetric characterization of the iBEAM evo carbon fiber couch for radiotherapy. // *Med. Phys.*, 2010, **37**, P. 3595–3606.
67. Mihaylov I.B., Penagaricano J., Moros E.G. Quantification of the skin sparing effect achievable with high-energy photon beams when carbon fiber tables are used. // *Radiother. Oncol.*, 2009, **93**, P. 147–152.
68. Wagner D., Vorwerk H. Treatment modeling in the treatment planning system Eclipse. // *J. Cancer Sci.*, 2011, **3**, P. 188–193.
69. Schneider U., Pedroni E., Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. // *Phys. Med. Biol.*, 1996, **41**, P. 111–124.
70. Moyers M.F., Sardesai M., Sun S., Miller D.W. Ion stopping powers and CT numbers. // *Med. Dosim.*, 2010, **35**, P. 179–194.
71. Moyers M.F., Miller D.W. Range, range modulation, and field radius requirements for proton therapy of prostate cancer. // *Technol. Cancer Res. Treat.*, 2003, **2**, P. 445–447.
72. Moyers M.F., Miller D.W., Bush D.A., Slater J.D. Methodologies and tools for proton beam design for lung tumors. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2001, **49**, P. 1429–1438.

Продолжение следует