Исследование возможности использования компьютерной томографии в коническом пучке (СВСТ) для планирования лучевой терапии

Е.Н. Лыкова,^{1, а} Е.П. Морозова,^{1, б} С.С. Хромов,² А.П. Черняев¹

¹ Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины.

Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

² Общество с ограниченной ответственностью «ОнкоСтоп».

Россия, 115478, Москва, Каширское ш., 23 стр. 4.

Поступила в редакцию 08.02.2021, после доработки 09.04.2021, принята к публикации 28.04.2021.

Исследование возможности использования компьютерной томографии в коническом пучке (СВСТ) для планирования лучевой терапии является важной и актуальной задачей, так как все больше и больше пациентов при прочих равных условиях выбирают лучевую терапию в качестве основного лечения онкологических заболеваний. А следовательно, и нагрузка на отделения лучевой терапии тоже возрастает. В то же время не в каждой клинике есть компьютерный томограф, который используется только для разметки. Обычно стоит томограф, который работает и на диагностическое отделение, и на лучевую терапию. И, чтобы провести разметку, необходимо записываться на исследование, что задерживает лечение и может неблагоприятно сказаться на результате лечения. В данной работе было исследовано влияние напряжения, тока и длительности импульса на изменение чисел Хаунсфилда и на расчет дозы. Были получены калибровочные кривые для различных параметров сканирования СВСТ. Показано, что при использовании чисел Хаунсфилда, полученных для выбранного режима, уменьшает погрешности в расчете дозовых распределений. Конечно, на сегодняшний день планы лечения, основанные на КТ-изображениях, по-прежнему превосходят планы на основе СВСТ. Однако если нет возможности провести разметку на KT, то можно использовать CBCT-изображения. При этом рекомендуется использовать режим с высоким значением напряжения и калибровочную кривую, полученную для этого режима сканирования. Однако не рекомендуется использование СВСТ-изображений для областей с высокой электронной плотностью.

Ключевые слова: компьютерная томография, адаптивная лучевая терапия, CBCT. УДК: 539.1.047. PACS: 87.53.-j, 87.55.-х.

введение

Лучевая терапия — это метод лечения онкологических заболеваний с использованием ионизирующего излучения. Основной целью лучевой терапии является максимальное повреждение новообразований и минимальное повреждение соседних здоровых тканей. Сегодня благодаря техническим достижениям разработаны методы облучения пациентов, которые позволяют существенно снизить поглощенную дозу в здоровых тканях и критических областях, окружающих опухоль, такие как: многолепестковая коллимация (MLC¹), модуляция интенсивности фотонных пучков (IMRT²), портальная и виртуальная визуализации, лучевая терапия с визуальным контролем или корректируемая по изображениям (IGRT³).

Обычно перед началом лучевого лечения создается индивидуальный план на основе изображений, полученных на компьютерной томографии (КТ). Во время сеанса лучевой терапии пациент должен находиться в том же положении, что и при проведении компьютерной томографии. Для этого используют фиксирующие устройства⁴ и визуализирующие системы, доступные на медицинском ускорителе, по которым контролируют положение пациента. Современные линейные ускорители обычно имеют ряд вариантов визуализации в лучевой терапии. Мегавольтная (или портальная) визуализация позволяет получать двухмерный (2D) снимок пациента. Киловольтные визуализирующие системы не только позволяют получить двухмерный (2D) снимок пациента в более высоком качестве, чем мегавольтные, но и используются для выполнения сканирующей компьютерной томографии в коническом пучке (СВСТ). Полученные снимки дают возможность трехмерного (3D) сопоставления с изображениями, полученными на компьютерном томографе перед началом лечения. Эта технология позволяет более точно уложить пациента перед началом лучевого лечения.

Разница между этими видами сканирования состоит в том, что конусно-лучевая томография использует рентгеновский пучок конической формы, который содержит в себе весь интересующий объем сканирования. Благодаря такой форме пучка изображение получается за один оборот системы источник детектор. В то время как компьютерная томография

^{*a*} E-mail: iv-kate@yandex.ru

⁶ E-mail: ep.morozova@physics.msu.ru

¹ MLC (multileaf collimator) — многолепестковый коллиматор, состоящий из лепестков различной ширины для создания полей сложной конфигурации, соответствующей форме и размеру опухоли.

² IMRT (Intensity-modulated radiation therapy) — лучевая терапия с модулированной интенсивностью, при которой меняется форма и размер коллиматора вместе с интенсивность излучения.

³ IGRT (Image Guided Radiotherapy) — лучевая терапия с визуальным контролем, во время которой контролируется расположение пациента с помощью томографии в коническом пучке или рентгеновских снимков во время лечения.

⁴ Фиксирующие устройства — устройства, которые фиксируют тело пациента или его часть для того, чтобы положение тела было совершенно одинаковое на протяжении целого ряда последовательных сеансов облучения.

использует веерообразный рентгеновский пучок, где в область сканирования попадает только несколько срезов от всего интересующего объема сканирования [1–9]. Таким образом, КТ совершает множество оборотов вокруг пациента, чтобы посрезово получить изображение всего интересующего объема.

Актуальностью данной работы является то, что в настоящее время все больше и больше развивается направление адаптивной лучевой терапии⁵. Это важное направление исследования, так как в процессе лечения анатомия пациента может измениться и иногда так сильно, что опухоль получит меньше дозы, чем планировалось, а окружающие здоровые структуры, наоборот, получат большие дозовые нагрузки. В этом случае необходимо создавать новый план лечения. Вместе с тем бывают такие ситуации в клинической практике, когда компьютерный томограф. используемый для разметки пациентов перед началом лечения, выходит из строя. Именно поэтому исследования возможности использования оборудования для визуального контроля для планирования лучевой терапии, а не с помощью компьютерного томографа является важной и актуальной задачей. Если станет возможным проводить дозиметрическое планирование по изображениям СВСТ, это ускорит процесс лучевой терапии. Однако необходимо отметить, что изображения СВСТ включают в себя больший объем рассеяния по сравнению с изображениями КТ [10-19], что приводит к большему изменению значений HU, что ограничивает точность калибровки HU и надежность изображения. Также есть работа [20], в которой авторами было предложено использование наборов данных СВСТ для дозиметрического планирования лучевой терапии, если имеются данные о числах Хаунсфилда (HU), измеренные с хорошей точностью. Но в представленных исследованиях не было исследования влияния напряжения, тока и длительности импульса на изменение чисел Хаунсфилда.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данной работе было проведено сканирование фантома электронной плотности Catphan 504 (The Phantom Laboratory, NY, USA) (рис. 1) [21] с использованием компьютерной томографии в коническом пучке, установленного на линейном ускорителе VARIAN CLINAC 2300 сd (рис. 1, a) с различными протоколами сканирования и на компьютерном томографе LightSpeed RT фирмы General Electric.

Фантом Catphan 504 имеет цилиндрическую форму диаметром 20 см и толщиной 20 см, внутри которого находятся тест-объекты, состоящие из различных материалов и позволяющие оценить качество изображения. Этот фантом имеет несколько модулей. Модуль, используемый в этом исследовании (СТР404), содержит вставки разной плотности. Значения электронных плотностей этих вставок приведены в табл. 1.





Рис. 1. а — Условия проведения эксперимента, б — фантом Catphan 504 с оконтуренными структурами и дозиметрическим планом

Таблица 1. Значения электронных плотностей вставок в модуле СТР404 фантома Catphan 504

Материал	Эл. плотность,	Отн. эл. плотность
	е/см	
Воздух	0.004	0.001
ПМП	2.851	0.853
ПВД	3.16	0.945
Вода	3.343	1
Полистирол	3.335	0.998
Акрил	3.833	1.147
Делрин	4.557	1.363
Тефлон	6.243	1.868

Для исследования возможности использования компьютерной томографии в коническом пучке (CBCT) для адаптивной лучевой терапии были проведены сканирования фантома электронной плотности с разными режимами сканирования (табл. 2).

В качестве эталонных изображений были использованы изображения, полученные на компьютерном томографе General Electric Light Speed RT, с напряжением на трубке 120 кВ и токе 120 мА·с.

Далее полученные изображения загружались в систему планирования (СП) и создавались новые калибровочные кривые для всех режимов сканирования.

⁵ Адаптивная лучевая терапия — разновидность лучевой терапии, в процессе проведения курса которой происходит изменение объема облучения [XXX]. X. Allen Li «Adaptiveradiation therapy», 2011.

N⁰	Режим	Напряжение,	Ток,	Длительность	Фильтр
		кВ	мА	импульса, мс	
1	Голова при высоком качестве	100	80	25	Полный веер
2	Голова при малых дозах	80	25	8	Полный веер
3	Грудная клетка при малых дозах	80	50	8	Полувеер
4	Таз	80	25	8	Полувеер
5	Таз в режиме полного веера	95	50	8	Полный веер
6	Грудная клетка при малых дозах	80	25	8	Полувеер
7	Таз в режиме полного веера	100	50	8	Полный веер
8	Таз в режиме полного веера	80	50	8	Полный веер
9	Голова при высоком качестве	100	80	15	Полный веер

Таблица 2. Режимы сканирования на СВСТ

Для возможности сравнения различных режимов был создан набор структур и план лечения, который состоял из 3 полей (рис. 1, б) на основе эталонных КТ-изображений. Расчет трехмерного дозового распределения проводился с помощью анизотропного аналитического алгоритма (ААА) и выполнялся в СП Eclipse.

Для того, чтобы рассчитать дозовое распределение по наборам CBCT-изображений, созданный набор структур и план на основе КТ переносился на CBCTизображение для различных режимов.

Распределение дозы на основе КТ и СВСТ оценивалось путем сравнения гистограмм доза—объем и значения $D_{\min},\ D_{max}$ и D_{mean} для объема мишени и OAR.

Для исследования влияния напряжения, тока и длительности импульса на изменение чисел Хаунсфилда и на расчет дозы были выбраны два режима сканирования, режим 4 и 7 (табл. 3), а также КТ-изображения. Данные режимы были выбраны, так как имели либо наиболее близкие значения чисел Хаунсфилда, что и у эталонной КТ (режим 7 (рис. 4, 6)), либо, напротив, самые большие отклонения (режим 4 (рис. 5, a, 25 мА)).

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для того чтобы исследовать изменение чисел HU, построены кривые разности чисел Хаунсфилда (HU), полученных на основе CBCT и контрольной калибровочной кривой. Вид фантома электронной плотности, полученного на КТ, представлен на рис. 2. Плотность материалов варьируется от воздуха до тефлона (CF₂, 2.16 г/см³), включая акрил (C₅H₈O₂, 1.18 г/см³),



Рис. 2. КТ-изображение фантома Catphan 504, модуль СТР404



Рис. 3. а — Зависимость чисел Хаунсфилда от электронной плотности вещества для КТ (120 кВ, 120 мА) (эталонная прямая); б — отклонение чисел Хаунсфилда от калибровочной кривой КТ при разных значениях напряжения (ток 50 мА)

полистирол (C₈H₈, 1.05 г/см³) и полиэтилен низкой плотности (C₂H₄, 0.92 г/см³) [22].

На рис. 3, *а* представлена эталонная кривая, полученная при сканировании фантома Catphan 504 на КТ при напряжении 120 кВ и токе 120 мА.

График зависимости отклонения чисел Хаунсфилда от относительной электронной плотности представлен на рис. 3, *б* для разных значений напряжений.

Как видно из рис. 3, δ , числа Хаунсфилда зависят от изменения напряжения. При увеличении напряжения растет энергия фотонов. Следовательно, фотоны меньше ослабляются, проходя через ткани, и мы получаем более достоверную информацию о числах Хаунсфилда. Для фотонов с низкой энергией наблюдается обратное. Несмотря на то, что единицы Хаунсфилда хорошо согласуются между СВСТ и КТ в области, по плотности соответствующей воздуху, есть также существенные расхождения в области плотных тканей.



Рис. 4. а — Отклонение чисел Хаунсфилда от калибровочной кривой КТ при разных значениях тока (напряжение 80 кВ); б — отклонение чисел Хаунсфилда от калибровочной кривой КТ при разных значениях длительности импульса (напряжение 100 кВ и ток 80 мА)

Данные для разных токов и разных длительностей импульса графики представлены на рис. 4.

Также оценивалось влияние изменения параметров тока и длительности импульса на HU. Для CBCT было обнаружено, что мA и мс оказывают влияние на HU, но в основном для материалов с высокой относительной электронной плотностью (рис. 4). Для лучшей сходимости результатов для материалов с высокой относительной электронной плотностью необходимо использовать более высокий ток и длительность импульса. В целом ток на трубке и длительность импульса пропорциональны количеству генерируемых фотонов и не влияют на HU. Полученные изображения СВСТ имеют разные значения чисел Хаунсфилда (максимальное отклонение — 10 %), поэтому необходимо отнормировать значения HU между КТ и СВСТ. Далее проведено исследование дозовых распределений на Catphan 504, рассчитанных с использованием различных протоколов сканирования и калибровочных кривых для расчетов дозы на основе СВСТ для 2 режимов — 7 и 4 (табл. 2) и эталонного КТ.

Гистограмма доза—объем для КТ-изображения, полученная в системе планирования, приведена на рис. 5.

Значения максимальных (D_{max}) , минимальных (D_{min}) и средних (D_{mean}) доз для мишени, критических органов и всего фантома, рассчитанных на основе эталонной кривой по КТ-изображениям приведены в табл. 3.

 $\mathit{Taблица}\ 3.$ Значения $D_{min},\ D_{max}$ и D_{mean} для плана на основе KT

	$D_{min}, \%$	$D_{max}, \%$	D _{mean} , %
Мишень	83.6	102.7	97.8
Критический орган	1.7	6.1	3.0

Режим 4 (наибольшее отклонения от эталонной кривой, напряжение 80 кВт, ток 25 мА, длительность импульса 8 мс).

В табл. 4 приведены отклонения значений $D_{\rm min},$ $D_{\rm max}$ и $D_{\rm mean},$ рассчитанных на основе изображения CBCT с калибровочной кривой KT, от значений, рассчитанных на основе изображения KT.

Таблица 4. Отклонения значений D_{min}, D_{max} и D_{mean}, рассчитанных на основе калибровочной кривой для КТ в режиме 4 от доз, рассчитанных на изображении КТ

	$D_{min}, \%$	$D_{max}, \%$	$D_{mean},\%$
Мишень	12.5	0.9	2.1
Критический орган	0.2	0.1	0.4



Рис. 5. Гистограмма доза—объем на основе изображения КТ. Красная кривая — целевой объем РТV, зеленая — критические органы, желтая — весь объем фантома

Наибольшее отклонение минимальной дозы D_{min} для мишени составило — 12.5%, а для D_{max} обнаружено минимальное отклонение 0,9%. Также проведено сравнение D_{min} , D_{max} и D_{mean} , рассчитанных на основе изображения CBCT с калибровочной кривой, полученной на основе CBCT в первой части исследования для режима 4, и на основе изображения KT с эталонной калибровочной кривой. Отклонения значений D_{min} , D_{max} и D_{mean} от значений, рассчитанных на основе эталонных KT-изображений, приведены в табл. 5.

Таблица 5. Отклонения значений D_{min}, D_{max} и D_{mean}, рассчитанных на основе собственной калибровочной кривой СВСТ, в режиме 4 от доз, рассчитанных на изображении КТ

	$D_{min}, \%$	$D_{max}, \%$	$D_{mean},\%$
Мишень	4.4	0.6	0.5
Критический орган	0.2	0.4	0.1

Обнаружено наибольшее отклонение D_{min} для PTV — 4.4%, а наименьшее для D_{max} — 0.6%. Для критических органов наблюдалась максимальная разница в дозе 0.4% для D_{max} по сравнению с дозой, рассчитанной на KT-изображении. Минимальное отклонение составило 0,1% для D_{mean} .

Режим 7 (наименьшее отклонение от эталонной кривой, напряжение 100 кВт, ток 50 мА, длительность импульса 8 мс).

Результаты сравнения D_{min}, D_{max} и D_{mean} рассчитанных на основе изображения CBCT, полученного в режиме 7 с калибровочной кривой КТ, и на основе изображения КТ с эталонной калибровочной кривой, представлены в табл. 6.

Таблица 6. Отклонения значений D_{min}, D_{max} и D_{mean}, рассчитанных на основе КТ калибровочной кривой в режиме 7

	$D_{min}, \%$	$D_{max}, \%$	$D_{mean},\%$
Мишень	3.6	2.5	0.7
Критический орган	0.2	1.1	1.7

Как видно из табл. 6, максимальное отклонение для D_{min} — 3.6%, а минимальное отклонение для D_{mean} — 0.7%. При сравнении доз для критических органов наибольшее отклонение обнаружено для D_{mean} , 1.7%. Наименьшее — для D_{min} , 0.2%.

Также проведено сравнение $D_{min},\ D_{max}$ и $D_{mean},$ рассчитанных на основе изображения CBCT с калибровочной кривой, полученной на основе CBCT для режима 7, и на основе изображения КT с эталонной калибровочной кривой. Отклонения значений $D_{min},\ D_{max}$ и D_{mean} от значений, рассчитанных на основе эталонных КT-изображений, приведены в табл. 7.

Таблица 7. Отклонения значений D_{min}, D_{max} и D_{mean}, рассчитанных на основе собственной калибровочной кривой CBCT, в режиме 7

	$D_{min}, \%$	D _{max} , %	$D_{mean}, \%$
Мишень	2.5	0.9	1.1
Критический орган	0.2	0.1	0.2

Сравнивая дозы, можно увидеть, что они близки к значениям доз, рассчитанных на основе эталонной KT. Обнаружено максимальное отклонение для PTV D_{min} 2.5%. Минимальное отклонение обнаружено для D_{max} и составило 0.9%.

Для всех отклонений доз для критических структур видно, что режим 7 с собственной калибровочной кривой дает результаты, которые наиболее схожи с результатами, полученными на основе эталонной КТ. В этом случае максимальная разница в дозе 0.2% наблюдается для D_{mean} и D_{min}. Минимальная разница составила 0.1% для D_{max}.

Использование режима 4 показало, что отклонения дозы D_{mean} больше при использовании калибровочной кривой KT, чем при использовании собственной калибровочной кривой. Исключение обнаружено для D_{max} , где использование собственной калибровочной кривой приводит к наибольшему отклонению дозы.

Для режима 7 обнаружено, что отклонения значений D_{min}, D_{max} и D_{mean} при использовании калибровочной кривой КТ больше, чем при использовании калибровочной кривой, построенной на основе CBCT.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Исследование возможности использования компьютерной томографии в коническом пучке (СВСТ) для планирования лучевой терапии является важной и актуальной задачей, так как все больше и больше пациентов при прочих равных условиях выбирают лучевую терапию в качестве основного лечения онкологических заболеваний. А следовательно, и нагрузка на отделения лучевой терапии тоже возрастает. В то же время не в каждой клинике есть компьютерный томограф, который используется только для разметки. Обычно стоит томограф, который работает и на диагностическое отделение, и на лучевую терапию. И, чтобы провести разметку, необходимо записываться на исследование, что задерживает лечение и может неблагоприятно сказаться на результате лечения.

В данной работе было исследовано влияние напряжения, тока и длительности импульса на изменение чисел Хаунсфилда и на расчет дозы. Были получены калибровочные кривые для различных параметров сканирования CBCT. При сравнении полученных кривых при разных режимах работы CBCT с калибровочной кривой КТ было получено:

1. При увеличении напряжения отклонение чисел Хаунсфилда уменьшается.

 Ток и длительность импульса влияют на количество фотонов, проходящих через ткани, и не влияют на числа Хаунсфилда. Отклонение единиц НU наблюдается вследствие статистической ошибки.

Исследование дозовых распределений было проведено для различных протоколов сканирования и различных калибровочных кривых. Показано, что при использовании чисел Хаунсфилда, полученных для использованного режима, уменьшаются погрешности в расчете дозовых распределений.

Конечно, на сегодняшний день планы лечения, основанные на КТ-изображениях, по-прежнему превосходят планы на основе СВСТ. Однако если нет возможности провести разметку на КТ, то можно использовать CBCT-изображения. Но следует иметь в виду, что в случае CBCT в большей степени проявляется увеличение жесткости пучка, и, как следствие, появляются артефакты. При этом рекомендуется использовать режим с высоким значением напряжения и калибровочную кривую, полученную для этого режима сканирования. Однако не рекомендуется использование CBCT-изображений для областей с высокой электронной плотностью. Также не рекомендуется использвать CBCT для больших областей, так как область сканирования CBCT ограничена. Следовательно, нужно следить за тем, чтобы облучаемая область не оказалась на краю KT-данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. *Kau C. H., Abramovitch K., Kamel S. G., Bozic M. //* Cone beam CT of the head and neck: an anatomical atlas. 2011.
- Scarfe W. C., Farman A. G. // Dental Clinics of North America. 2008. 52. P. 4.
- 3. *Gregoire V., Mackie T.R.* // (ICRU report no.83). Cancer/Radiotherapy. 2011.
- 4. Sharpe M. B., Moseley D. J., Purdie T. G. et al. // Med. Phys. 2006. **33**. P. 136.
- 5. Kalender W.A. // Wiley-VCH. 2011.

- Miracle A. C., Mukherji S. K. // Am. J. of Neuroradiology. 2009. 30(6). P. 1088.
- 7. Hu C. C., Huang W. T., Tsai C. L. et al. // Strahlentherapie und Onkologie. 2011. P. 1.
- Miracle A. C., Mukherji S. K. // Am. J. of Neuroradiology. 2009. 30(6). P. 1088.
- Elstroem U. V., Muren L. P., Petersen J. B. B., Grau C. // Acta Oncologica. 2011. 50(6). P. 908.
- Sharpe M. B., Moseley D. J., Purdie T. G. et al. // Med. Phys. 2006. 33. P. 136.
- Hansen E.K., Bucci M.K., Quivey J.M. et al. // Int. J. of Radiation Oncology Biology Physics. 2006. 64(2). P. 355.
- O'Daniel J. C., Garden A. S., Schwartz D. L. et al. // Int. J. of Radiation Oncology Biology Physics. 2007. 69(4). P. 1290.
- 13. Schwartz D. L., Dong L. // J. of oncology. 20011.
- 14. Rong Y., Smilowitz J., Tewatia D. et al. // Medical Dosimetry. 2010. 35(3). P. 195.
- 15. *Purdy J. A., Michalski J. M., Bradley J.* et al. // Technical Basis of Radiation Therapy. 2006. P. 179.
- Rong Y., Smilowitz J., Tewatia D. et al. // Medical Dosimetry. 2010. 35(3). P. 195.
- 17. Zitova B., Flusser J. // Image and vision computing. 2003. 21(11). P. 977.
- 18. Cheung K. Y. // Biomed. Imag. Intervent. 2006. 2. P. 1.
- 19. Siewerdsen J., Jaffray D. // Med. Phys. 2001. 28. P. 220.
- Richter A., Hu Q., Steglich D. et al. // Radiat. Oncol. 2008. 3. P. 42.
- 21. https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1 adcd295c2/t/551ae42be4b046662454b34d/14278257073 49/catphan504manual.pdf
- 22. Siewerdsen J., Jaffray D. // Med. Phys. 2001. 28 P. 220.

Investigating the Possibility of Using Cone Beam Computed Tomography (CBCT) for Radiation Therapy Treatment Planning

E. N. Lykova^{1,a}, E. P. Morozova^{1,b}, S. S. Khromov², A. P. Chernyaev¹

¹Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, dept. of Physics of Accelerators and Radiation Medicine. Moscow 119991, Russia.

²Limited Liability Company "OnkoStop". Moscow 115478, Russia. E-mail: ^aiv-kate@yandex.ru, ^bep.morozova@physics.msu.ru.

Studying the possibility of using cone beam computed tomography (CBCT) for radiation therapy treatment planning is an important and topical task. Increasing numbers of patients, all things being equal, choose radiation therapy as the main treatment for oncological diseases. Consequently, the workload of the radiation therapy department is also increasing. At the same time, not every clinic has a CT scanner used only for simulation. Usually, there is a CT that works for both the diagnostic department and radiation therapy. To carry out a simulation it is necessary to register for the study, which delays treatment and can adversely affect the treatment result. In this work, the influence of voltage, current, and pulse duration on the change in the Hounsfield units and on the calculation of the dose are investigated. Calibration curves are obtained for various CBCT scan parameters. It is shown that using the Hounsfield units obtained for this regime reduces errors in the calculation of dose distributions. CT-based treatment plans are still certainly superior to CBCT-based plans. However, if it is not possible to scan on a CT, then one can use CBCT-images. It is recommended to use the high voltage mode and the calibration curve obtained for this scan mode. However, the use of CBCT images for areas with high electron density is not recommended.

Keywords: computed tomography, adaptive radiation therapy, CBCT. PACS: 87.53.-j, 87.55.N, 87.55.-x. *Received 08 February 2021.*

English version: Moscow University Physics Bulletin. 2021. 76, No. 4. Pp. 233-239.

Сведения об авторах

- 1. Лыкова Екатерина Николаевна канд. физ.-мат. наук, ст. преподаватель; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: iv-kate@yandex.ru.
- 2. Морозова Елена Павловна аспирант; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: ep.morozova@physics.msu.ru.
- 3. Хромов Сергей Сергеевич медицинский физик; тел.: (495) 939-49-46.
- 4. Черняев Александр Петрович доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.