

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ РАСЧЕТА ДОЗЫ НА ОСНОВЕ КТ С КОНИЧЕСКИМ ПУЧКОМ В ОБЛАСТИ ЛЕГКИХ

А.О. Лисовская^{1,2}, А.А. Логинова¹, А.В. Нечеснюк¹

¹ Национальный научно-практический центр гематологии, онкологии и иммунологии им. Дмитрия Рогачева, Москва

² Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва

Рассчитаны дозы для планов облучения фантома малого и большого размеров в области легких при КТ в геометрии конического пучка излучения (конКТ). Определены отклонения расчетной дозы от референсной. Показана стабильность калибровочной кривой в течение 6 месяцев.

Ключевые слова: компьютерная томография с коническим пучком, числа Хаунсфилда, электронная плотность, расчет дозы

Введение

Качество предлучевой подготовки пациента играет определяющую роль в исходе лучевого лечения онкологических больных. Первым этапом топометрии является получение КТ-данных путем сканирования тела пациента для дальнейшего оконтуривания опухоли и органов риска. Чаще всего для этой цели используют диагностические компьютерные томографы (КТ) с веерным пучком излучения.

Однако бывают случаи, когда при выполнении процедуры верификации положения пациента на ускорителе, оснащенном специальной функцией – компьютерной томографией с конусным пучком (конКТ) – врач обнаруживает изменение контуров большого или мишени по сравнению с данными диагностической КТ в геометрии веерного пучка. В такой ситуации удобно использовать полученную серию конКТ-изображений при расчете доз в планирующей системе для оценки значимости изменений или для создания нового плана. Этот метод позволит улучшить качество лечения пациентов. В клинике ННПЦ ДГОИ им. Д. Рогачева, где основной контингент пациентов – дети, это особенно важно.

Описанная методика с недавнего времени стала применяться в ряде зарубежных клиник при применении методов адаптированной лучевой терапии [1–7]. Так, в [1] установили, что для планов конформного облучения пересчет на изображениях конКТ показывает среднюю разницу в дозе 0,5 % для планируемого объема мишени (PTV), 1,6 % для прямой кишки и 3 % для головок бедренных костей. Одно исключение для области голова–шея наблюдали в одном случае с разницей в 3,8 % для PTV. Физики утверждают, что изображения конКТ можно использовать для перепланировки и оценки влияния движения или регрессии опухоли во время лечения.

Авторы [2] отмечают, что калибровочная кривая для КТ отличается от калибровочной кривой для конКТ тела при высоких плотностях ткани и легких сильнее. В целом, для небольших объектов планы, полученные на КТ и конКТ, очень хорошо согласуются – до 1 %, а для объектов порядка размера тела калибровочная кривая тоже дает высокую точность 2 %.

Изодозные распределения, рассчитанные на основе КТ- и конКТ-изображений для 1 прямого поля и полей с клиновидным

фильтром согласуются в пределах 1 %. Для планов ЛТМИ области голова-шея и живота – 1 %. Для грудной клетки несоответствие достигает 3 %. Авторы [3] утверждают, что конКТ можно использовать для расчета дозы, но для областей с неоднородными тканями полученные результаты необходимо подтверждать дозиметрически.

Целью данной работы является оценка точности расчета дозы на изображениях, полученных с применением конКТ в области легких.

Материал и методы

В данном исследовании для получения КТ-срезов фантома CIRS 062M со вставками с различной плотностью для построения калибровочной кривой использовался компьютерный томограф Lightspeed RT 16 производства компании General Electric, а также ускоритель Elekta Synergy, оснащенный функцией конКТ [8, 9].

Фантом CIRS 062M был отсканирован по двум размерам – большому (270 мм высотой и 330 мм шириной) и малом (180 мм в диаметре). При сканировании на конКТ фантом окружали дополнительным объемом материала соответствующего размера для учета рассеяния в коническом пучке.

Для имитации объекта использовали фантомы Freddie, имитирующий пятилетнего ребенка, и Freepoint – грудную клетку взрослого больного.

Для расчета планов облучения использовали систему планирования (СП) Mopaso, для измерения поглощенной дозы – ионизационную камеру СС013 с электродом Dose 1 (IBA). Распределение дозы в полученных планах сравнивали в программном обеспечении Omnipro IMRT с помощью гамма-критерия 3%/3мм и 2%/2мм. Гамма-индекс γ определяется как процент количества точек, удовлетворяющих заданному гамма-критерию.

Результаты и обсуждение

Оценка точности расчета дозы в фантоме малого размера для области легких на основе данных конКТ

Грудную клетку фантома Freddie отсканировали на КТ в стандартном режиме и на конКТ

при двух режимах: Chest_M20 (для области легких) и Pelvis_M15 (для области живота и таза).

Далее был создан план облучения этого фантома на КТ-изображениях (рис. 1а). Необходимое распределение дозы получили с помощью четырех полей, направленных под углами 270°, 315°, 0° и 45° с применением МЛК. Номинальная энергия фотонов 6 МэВ, алгоритмы расчета дозы – Монте-Карло (МК) и Collapsed Cone (CC). Калибровочная кривая (соотношение между числами Хаунсфилда и относительной электронной плотностью) соответствовала стандартному режиму сканирования на КТ. С помощью алгоритма МК получили среднюю дозу в мишени 2,020 Гр. Затем на серии срезов, полученных с конКТ, был создан аналогичный план облучения с теми же значениями мониторных единиц. При расчете дозы меняли алгоритм расчета и калибровочную кривую.

Отклонение расчетной дозы от измеренной на 1,27 % получается при расчете

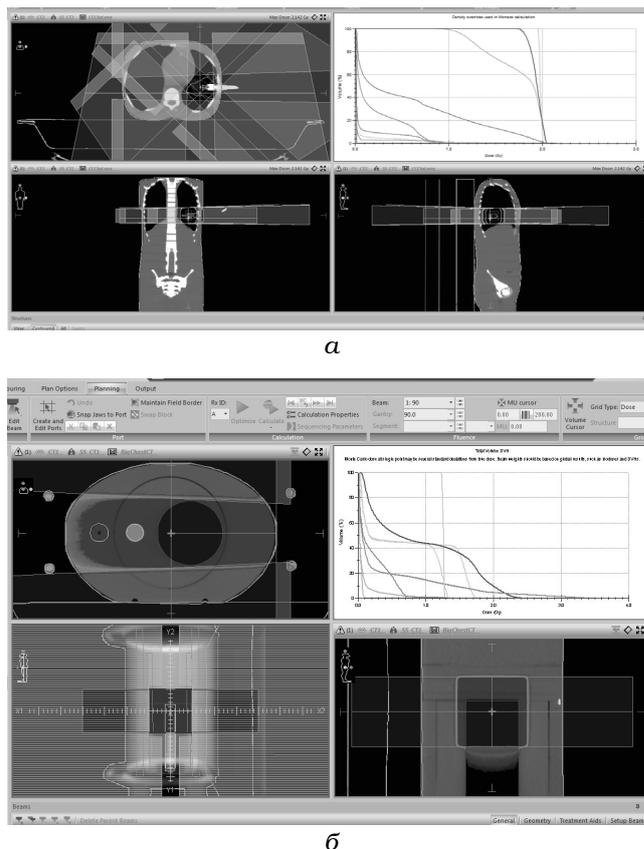


Рис. 1. План облучения области легких фантома а – малого размера (Freddie) и б – большого размера (Freepoint)

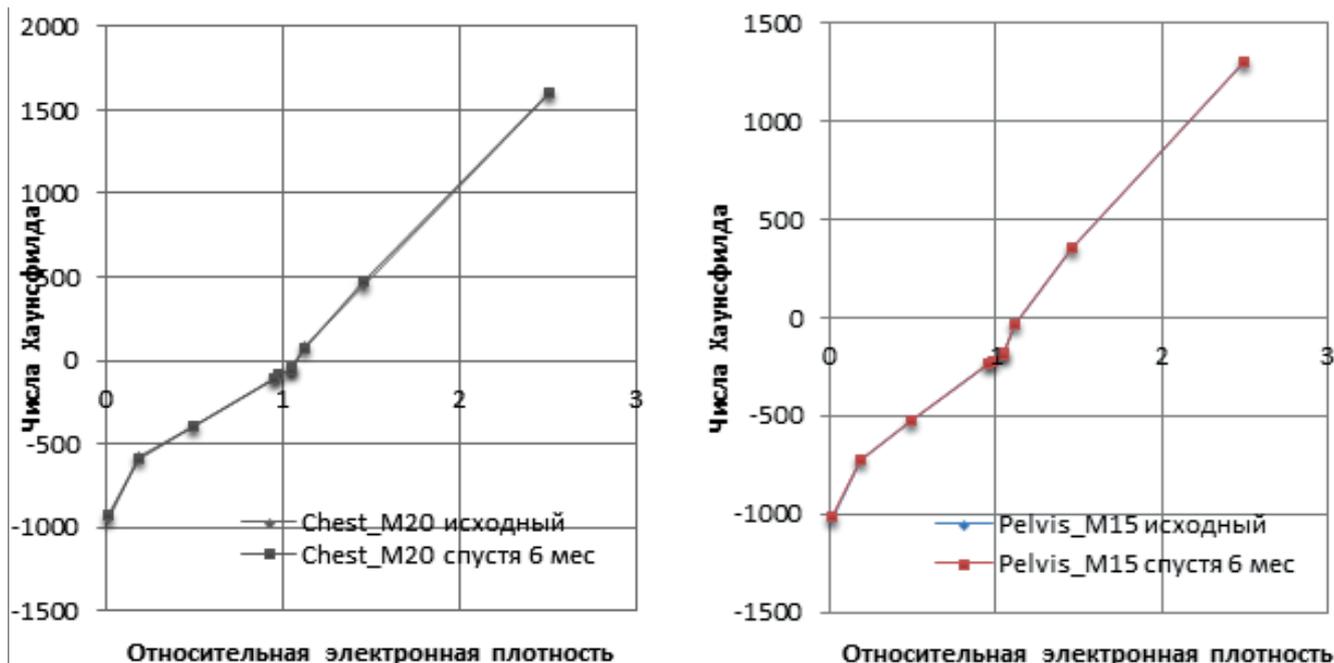


Рис. 2. Калибровочные кривые для протоколов: а – Chest_M20, б – Pelvis_M15, полученные с разницей в 6 месяцев, показывают стабильность кривых

дозы на КТ по алгоритму МК. При выборе калибровочной кривой для соответствующего режима сканирования на конКТ расчетная доза отличается от измеренной почти на 5 %. При выборе кривой, не соответствующей режиму сканирования, разница между расчетными значениями дозы и измеренным колеблется от 3,7 % до 9,5 %.

Для визуализации различия между дозовыми распределениями, полученными при расчете дозы на изображениях КТ по алгоритмам МК и СС, их сравнивали с помощью гамма-критерия.

Для СС в обоих легких наблюдались сильные расхождения в дозе, что говорит о том, что алгоритм СС не справляется с расчетом дозы в гетерогенных тканях. Затем сравнили дозовые распределения, полученные при расчете дозы на КТ и на конКТ по алгоритму МК. Количество точек, удовлетворяющих критерию $\gamma_{3\%/3\text{мм}}$, составило 99,72 %.

Одним из вариантов решения проблемы неточного расчета дозы в гетерогенностях на изображениях конКТ является оконтуривание легких и костей и присвоение им реальной относительной электронной плотности, полученной со срезов КТ [11]. Используя этот метод, получили разницу между измеренной и рассчитанной по алгоритму МК на конКТ дозой с применением соответствующей режиму сканиро-

вания калибровочной кривой, которая составила 1,71 %.

Другим вариантом является использование алгоритмов коррекции калибровочной кривой. В СП Монасо при расчете алгоритмом МК используются физические плотности ρ , полученные с помощью эмпирических формул [10]:

$$\rho = 0 \text{ при ОЭП} < 0$$

$$\rho = (0,992 + 4 \cdot 0,01 \cdot \text{ОЭП} - 0,99)^{1/2} / (2 \cdot 0,01)$$

$$\text{при } 0 \leq \text{ОЭП} < 1$$

$$\rho = ((\text{ОЭП} - 0,15)) / 0,85 \text{ при ОЭП} \geq 1,$$

где ОЭП – относительная электронная плотность.

Подставив известные значения ρ , скорректировали калибровочную кривую (рис. 2а). Получили, что различие в дозовых распределениях планов, рассчитанных на КТ и на конКТ, уменьшилось, что подтверждает возможность использования такой корректировки.

Оценка точности расчета дозы в фантоме большого размера для области легких на основе данных конКТ

Фантом Freepoint, имитирующий грудную клетку пациента большого размера, отсканировали на КТ при стандартном режиме и на режиме конКТ Chest_M20 (для области легких).

Был создан план облучения на изображениях, полученных с КТ. Распределение дозы

создали с помощью одного поля, направленного под углом 90° .

Номинальная энергия фотонов 6 МэВ, алгоритмы расчета дозы – МК и СС. Калибровочная кривая соответствовала стандартному режиму сканирования на КТ. Затем на серии срезов, полученных с конКТ, был сделан аналогичный план с теми же значениями мониторинговых единиц. Различия в полученных распределениях дозы оценивали с помощью критерия γ . При сравнении распределений, полученных при расчете дозы на КТ алгоритмами МК и СС, можно заметить, что алгоритм СС и в случае с большим размером фантома не позволяет учесть гетерогенность, в результате чего расчет дозы по этому алгоритму оказывается недостаточно точным. Значение $\gamma_{3\%/3\text{мм}}=99,93\%$, $\gamma_{2\%/2\text{мм}}=94,92\%$.

Затем сравнили дозовые распределения, полученные при расчете дозы на КТ и конКТ по алгоритму МК, получили значение $\gamma_{3\%/3\text{мм}}=98,68\%$, $\gamma_{2\%/2\text{мм}}=97,54\%$. Наибольшее расхождение в дозе между двумя расчетами снова наблюдается в легком. Однако если воспользоваться описанным выше методом и присвоить гетерогенности ее реальную плотность, полученную с КТ, значение $\gamma_{2\%/2\text{мм}}$ возрастает до $98,19\%$, если же использовать метод коррекции калибровочной кривой – то $\gamma_{2\%/2\text{мм}}=97,63\%$.

Исследование стабильности конКТ

Спустя 6 месяцев после сканирования фантома на КТ с коническим пучком и построения калибровочных кривых фантом CIRS 062M снова отсканировали на конКТ. Были построены новые кривые для режимов Pelvis_M15 и Chest_M20 (рис. 2). Максимальные отклонения в числах Хаунсфилда для режима Chest_M20 были получены для тканей с высокой плотностью и воздуха – 26 и 31, соответственно. Для режима Pelvis_M15 максимальное отклонение – 5 единиц для воздуха.

Результаты и обсуждение

Показано, что выбранный протокол сканирования при планировании облучения сильно влияет на расчетную дозу. Следовательно, для каждого протокола сканирования на конКТ обязательно нужно иметь свою калибровочную кривую. Использование одной калибровочной кривой для всех областей сканирования может привести к ошибкам в расчете дозы.

В плане облучения области легких отклонение средней дозы в мишени, рассчитанной на конКТ-изображениях, при использовании соответствующей калибровочной кривой, от измеренной составляет почти 5 %. Это означает, что без дополнительной коррекции чисел Хаунсфилда при облучении области легких расчет дозы на конКТ-изображениях применять нельзя. Такой результат можно объяснить тем, что при сканировании гетерогенного объекта на КТ с коническим пучком возникают различные артефакты изображения, искажающие реальную электронную плотность объекта. Если присвоить оконтуренным легким относительную электронную плотность, полученную с КТ, погрешность расчета дозы на конКТ становится приемлемой, а именно меньше 2 %.

Алгоритм коррекции также позволяет повысить точность расчетов и при этом избежать дополнительного оконтуривания. Была замечена следующая особенность – при использовании алгоритма СС при расчете дозы в области легких, отклонение измеренной дозы от расчетной достигало почти 4 %. Следует отметить, что такая неточность может быть обусловлена не только несовершенством самого алгоритма, но и качеством модели, используемой в СП. Это означает, что в данном случае для расчета дозы в области легких предпочтительно использовать алгоритм МК.

Выводы

При использовании соответствующей калибровочной кривой для фантома соответствующего размера и протокола сканирования, а также после применения метода коррекции калибровочной кривой или оконтуривания гетерогенностей и присвоения им соответствующих плотностей, точность расчета дозы на срезах, полученных на КТ с коническим пучком становится приемлемой, а именно порядка 2 %, а количество точек, удовлетворяющих заданному критерию $\gamma_{2\%/2\text{мм}}$, составляет не менее 97,54 %.

Список литературы

1. Guibert G., Cossmann P., Tamburella C. et al. CBCT-IGRT use to implement adaptive treatment: comparative study of CT- and CBCT-based dosimetries using the CIRS phantom

- and the gamma index // Three-day Conference of Medical Physics. Zurich. 2014.
2. Rong Y., Smilowitz J., Tewatia D. et al. Dose calculation on kV cone beam CT images: An investigation of the HU-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration // *Med. Dosim.* 2010. Vol. 35. № 3. P. 195–207.
 3. Sriram P., Vivekanandan N., Prabakar S. A study on evaluation of kV-CBCT-image-based treatment planning using anthropomorphic phantom // *J. Med. Biol. Eng.* 2011. Vol. 31. № 6. P. 153–161.
 4. Zhang J., Zhang W., Lu J. A correction algorithm for kilovoltage cone-beam computed tomography dose calculations in cervical cancer patients // *Med. Phys.* 2015. Vol. 42. № 6. P. 3242–3248.
 5. Emmens D. CBCT dose calculation accuracy in head and neck // *Radiother. Oncol.* 2011. V. 99. P. 576. 1548 poster.
 6. Takemura A., Tanabe S., Tokai M. et al. Long-term stability of the Hounsfield unit to electron density calibration curve in cone-beam computed tomography images for adaptive radiotherapy treatment planning // *J. Radiother. in Practice.* 2015. Vol. 14. P. 410–417.
 7. Saw C.B., Loper A., Komanduri K. et al. Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems // *Med. Dosim.* 2005. Vol. 30. № 3. P. 145–148.
 8. CIRS Computerized imaging reference systems, inc. ATOM® Manual Dosimetry Phantoms. PB ATOM 082310. 2010.
 9. General Electric Company. LightSpeed RT 16, Xtra. Technical Reference Manual. 5161956-1 EN. Revision:7. 2008.
 10. IMPAC Medical Systems, inc. LRMMON0001/7.0. Monaco dose calculation Technical reference (Elekta). 2014.
 11. Dunlop A., McQuaid D., Nill S. et al. Comparison of CT number calibration techniques for CBCT-based dose calculation. // *Strahlentherapie und Onkologie.* 2015. Vol. 191. P. 970–978.

EVALUATION OF CBCT DOSE CALCULATION ACCURACY IN CHEST

A.O. Lisovskaya^{1,2}, A.A. Loginova¹, A.V. Nechesnyuk¹

¹ D. Rogachev National Scientific Practical Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology, Moscow, Russia

² National Nuclear Research University "MEPHI", Moscow, Russia

CBCT dose were calculated for small and large size of the phantom for lung site. Deviation between the calculated CBCT dose and the reference dose was determined. Long-term stability was investigated.

Key words: cone beam CT, Hounsfield units, electron density, dose calculation

E-mail: nastya_lis95@mail.ru