



DOI: 10.24835/1607-0763-2019-2-36-43

Изучение особенностей КТ-денситометрии в эксперименте с использованием физических фантомов

Михнин А.Е.^{1,2}, Калинин П.С.^{1*}, Левченко Е.В.^{1,2}, Ван Тин¹

¹ ФГБУ “НМИЦ онкологии имени Н.Н. Петрова” Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

² ГБОУ ВПО “Северо-Западный ГМУ имени И.И. Мечникова” Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

Experimental Study of CT-densitometry on Physical Phantoms

Mikhnin A.E.^{1,2}, Kalinin P.S.^{1*}, Levchenko E.V.^{1,2}, Van Ting¹

¹ N.N. Petrov National Medical Research Center, Saint-Petersburg, Russia

² North-West State Medical University named after I.I. Mechnikov, Saint-Petersburg, Russia

Цель исследования: оценка точности КТ-денситометрии как метода измерения рентгеновской плотности объекта, а также факторов, влияющих на результаты измерений.

Материал и методы. Измерены показатели рентгеновской плотности в различных зонах фантомов, содержащих питьевую воду объемом 0,5, 1,0, 1,5 и 2,0 л, а также 5 одинаковых флаконов емкостью 0,25 л с растворами йопромиды в концентрации 0, 5,2, 7,6, 10 и 20 мл/л. Для каждого фантома произведено от 5 до 10 сканов с последующим измерением рентгеновской плотности содержимого в центральной зоне, наиболее близкой к центру ротации КТ-системы, и двух зонах, расположенных к периферии от центра ротации.

Результаты. В результате анализа значений измерения рентгеновской плотности в различных отделах водосодержащих фантомов выявлено нарастание значений рентгеновской плотности вблизи центра ротации системы и в верхних отделах фантома с увеличением объема фантома. В нижней периферийной зоне в объемах 1,5 и 2,0 л рентгеновская плотность неизменна. Определено завышение значений рентгеновской плотности КТ-изображений фантомов с малыми и большими концентрациями йопромиды при совместном сканировании по сравнению с раздельным сканированием.

Выводы. КТ-денситометрия является высокоточным методом измерения рентгеновской плотности элементов изображения, однако на результаты КТ-денситометрии зоны интереса влияют рентгеновская плотность соседних структур и расположение этой зоны относительно центра ротации КТ-системы. При совместном сканировании фантомов различной плотности отмечается их взаимное влияние и появление специфических артефактов в виде темных полос на

линиях продолжения горизонтальных уровней и “подтягивание” краев этих горизонтальных уровней контраста к центру ротации системы.

Ключевые слова: КТ-денситометрия, фантомы, эксперимент.

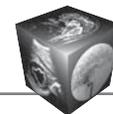
Ссылка для цитирования: Михнин А.Е., Калинин П.С., Левченко Е.В., Ван Тин. Изучение особенностей КТ-денситометрии в эксперименте с использованием физических фантомов. *Медицинская визуализация*. 2019; 23 (2): 36–43.

DOI: 10.24835/1607-0763-2019-2-36-43.

Objective: to assess the accuracy of CT densitometry as a method for measuring the X-ray density of an object, as well as factors affecting the measurement results..

Material and methods. X-ray density indicators were measured in various zones of phantoms containing drinking water with a volume of 0.5, 1.0, 1.5, and 2.0 l, as well as 5 identical vials with a capacity of 0.25 l with iopromide solutions with a concentration of 0, 5.2, 7.6, 10 and 20 ml/l. For each phantom, from 5 to 10 scans were made, followed by measuring the X-ray density of the contents in the central zone closest to the CT system center of rotation, and two zones located to the periphery from the center of rotation.

Results. As a result of analyzing the values of measuring X-ray density in various parts of water-containing phantoms, an increase in the values of X-ray density near the center of rotation of the system and in the upper sections of the phantom with an increase in the volume of phantom was revealed. In the lower peripheral zone in 1.5 and 2.0 liter phantoms, the X-ray density was unchanged. The over-estimation of the X-ray density values of the CT images of phantoms with small and large concentrations of iopromide



during co-scanning compared with separate scanning was determined.

Conclusion. CT densitometry is a highly sensitive method for measuring the X-ray density of image elements, however, the X-ray density of neighboring structures and the location of this zone relative to the center of rotation of the CT system affect the CT densitometry results. During jointly scanning phantoms of various densities, their mutual influence and the appearance of specific artifacts in the form of dark stripes on the lines of continuation of horizontal levels and “pulling up” the edges of these horizontal contrast levels to the center of rotation of the system were noted.

Key words: CT densitometry, phantoms, experiment.

Recommended citation: Mikhlin A.E., Kalinin P.S., Levchenko E.V., Van Ting. Experimental Study of CT-densitometry on Physical Phantoms. *Medical Visualization*. 2019; 23 (2): 36–43.

DOI: 10.24835/1607-0763-2019-2-36-43.

Введение

Рентгеновская компьютерная томография (КТ) давно стала рутинным методом обследования больных. Построение КТ-сканов основано на графическом отображении матрицы элементов изображения, каждому пикселю которой присвоено значение рентгеновской плотности в единицах Хаунсфилда [1]. Сигналы от сенсоров, пропорциональные интенсивности узкого рентгеновского пучка, прошедшего через исследуемый объект по направлениям, заданным геометрической схемой сканирования, обрабатываются и накапливаются в памяти компьютера. В результате сложной математической обработки, включающей алгоритмы восстановления и коррекции коэффициентов ослабления, формируется матрица плотностей размерностью 512 × 512 пикселей.

Таким образом, формирование изображения основано на физическом процессе ослабления рентгеновского излучения веществом, описываемом законом Бугера, и опосредовано сложной математической моделью, реализованной в программном обеспечении компьютерного томографа. Программное обеспечение, являющееся защищенной интеллектуальной собственностью производителя и наиболее дорогостоящей частью КТ-системы, содержит значительное количество недокументированных особенностей построения изображения, которые могут являться причинами артефактов и погрешностей [2].

Указанные обстоятельства не позволяют исчерпывающе оценить возможности КТ-денситометрии для практических целей, в частности для вычисления объема органа по его рентгеновской плотности. Попытка изучить некоторые феномены, связанные с особенностями КТ-денситометрии, например неравномерность измеряемой рентгеновской плотности, привела нас к необходимости

экспериментального исследования этого метода с использованием физических фантомов.

Цель исследования

Оценка точности КТ-денситометрии как метода измерения рентгеновской плотности объекта, а также факторов, влияющих на результаты измерений.

Материал и методы

В качестве фантомов для КТ-сканирования использовали 4 пластиковых флакона емкостью 0,5, 1,0, 1,5 и 2,0 л с питьевой водой, а также 5 одинаковых флаконов емкостью 0,25 л с растворами йопромаида в концентрации 0, 5,2, 7,6, 10 и 20 мл/л. Сканирование проводили на компьютерном томографе модели Brilliance 64 фирмы Phillips со следующими параметрами: 120 кВ, 200 мА, коллимация срезов 16 × 1,5 мм, питч 0,938, время оборота трубки 0,75 с, матрица изображения 512 × 512. Аксиальные изображения восстанавливались с толщиной срезов 2 мм и инкрементом, равным 1 мм.

Для каждого фантома произведено от 5 до 10 сканов с указанными выше параметрами и последующим измерением рентгеновской плотности содержимого флакона в центральной зоне, наиболее близкой к центру ротации КТ-системы, и двух зонах, расположенных к периферии от центра ротации (рис. 1–4).

Результаты

Водные фантомы. КТ-сканы заполненных водой флаконов различной емкости представлены на рис. 1–4. Центр ротации системы отмечен знаком х. Хорошо заметны различия измеряемой рентгеновской плотности в центральной зоне, наиболее близкой к центру ротации КТ-системы, и зонах, расположенных к периферии от центра ротации.

Как следует из табл. 1, рентгеновская плотность изображения вблизи центра ротации системы нарастает с увеличением объема флакона (рис. 5). Аналогичный феномен наблюдается в верхней периферийной зоне (рис. 6). В нижней периферийной зоне, которая обычно и является зоной интереса при КТ, в объемах 1,5 и 2,0 л рентгеновская плотность приближается к референсной величине (0 HU).

Фантомы с контрастом. С целью изучения влияния диагностических концентраций контраста на рентгеновскую плотность нами выполнено раздельное (рис. 7) и совместное (рис. 8) КТ-сканирование 5 флаконов, содержащих возрастающие концентрации йопромаида. Для каждого раз-



Рис. 1. КТ-скан флакона с водой (0,5 л). В центральной зоне (x – центр ротации системы) плотность составляет –9,6 HU, в средней периферической зоне –14,1 HU, в верхней периферической зоне –4,8 HU.

Fig. 1. CT scan of water bottle (0.5 l). In the Central zone (x – center of rotation of the system) the density is –9.6 HU, in the middle peripheral zone –14.1 HU, in the upper peripheral zone –4.8 HU.

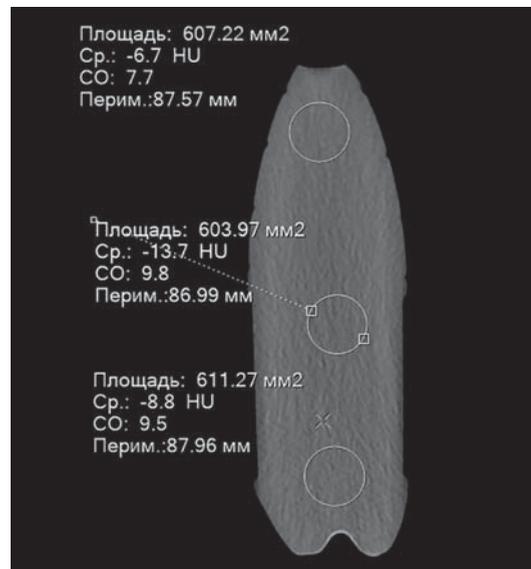


Рис. 2. КТ-скан флакона с водой (1,0 л). В центральной зоне (x – центр ротации системы) плотность составляет –8,8 HU, в средней периферической зоне –13,7 HU, в верхней периферической зоне –6,7 HU.

Fig. 2. CT scan of water bottle (1.0 l). In the Central zone (x – center of rotation of the system) the density is –8.8 HU, in the middle peripheral zone –13.7 HU, in the upper peripheral zone –6.7 HU.

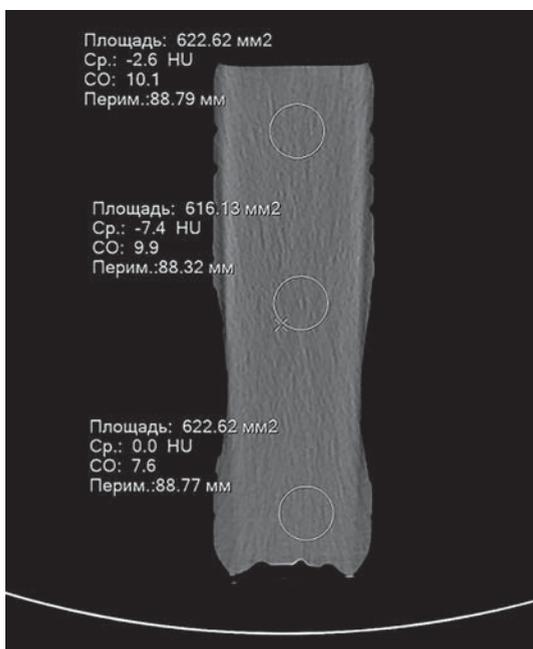


Рис. 3. КТ-скан флакона с водой (1,5 л). В центральной зоне (x – центр ротации системы) плотность составляет –7,4 HU, в верхней периферической зоне –2,6 HU, в нижней периферической зоне 0,0 HU.

Fig. 3. CT scan of water bottle (1.5 l). In the Central zone (x – center of rotation of the system) the density is –7.4 HU, in the upper peripheral zone –2.6 HU, in the lower peripheral zone 0.0 HU.

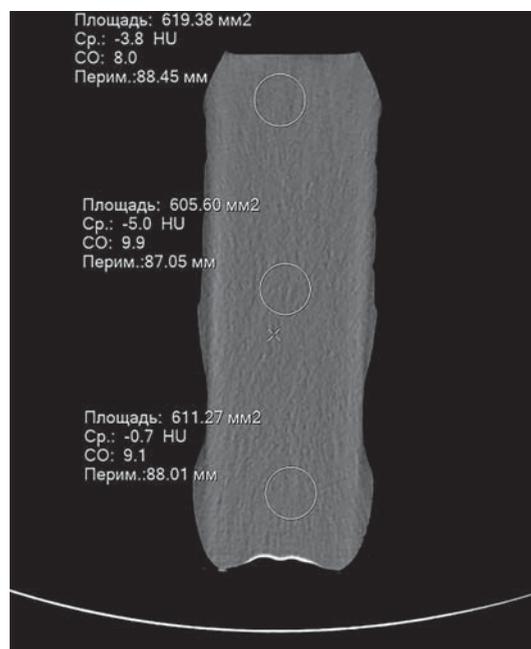


Рис. 4. КТ-скан флакона с водой (2,0 л). В центральной зоне (x – центр ротации системы) плотность составляет –5,0 HU, в верхней периферической зоне –3,8 HU, в нижней периферической зоне –0,71 HU.

Fig. 4. CT scan of water bottle (2.0 l). In the Central zone (x – center of rotation of the system) the density is –5.0 HU, in the upper peripheral zone –3.8 HU, in the lower peripheral zone –0.71 HU.

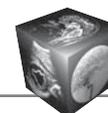


Таблица 1. Результаты измерений КТ-плотности воды в зависимости от объема фантома и расположения зоны замера по отношению к центру ротации КТ-системы

Table 1. Results of measurements of CT density of water depending on the volume of the phantom and the location of the measurement zone in relation to the center of rotation of the CT-system

Объем флакона, л	Рентгеновская плотность, HU (M ± SD)			
	центральная зона	средняя периферийная зона	верхняя периферийная зона	нижняя периферийная зона
0,5	-7,22 ± 4,11	-10,52 ± 6,12	-6,43 ± 1,34	-
1,0	-8,54 ± 1,41	-11,96 ± 1,64	-7,14 ± 1,20	-
1,5	-4,28 ± 2,99	-	-1,34 ± 1,43	-0,68 ± 1,59
2,0	-2,62 ± 4,65	-	-0,96 ± 0,72	-0,96 ± 0,72

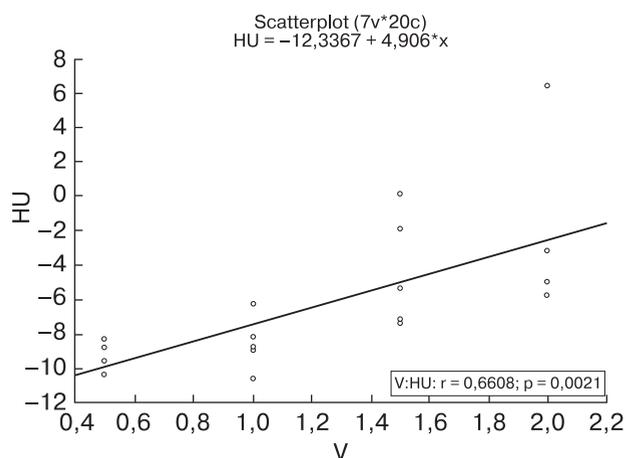


Рис. 5. Зависимость результатов измерения рентгеновской плотности воды от объема флакона вблизи центра ротации КТ-системы.

Fig. 5. The dependence of the x-ray water density measurement results on the volume of the bottle near the center of rotation of the CT system.

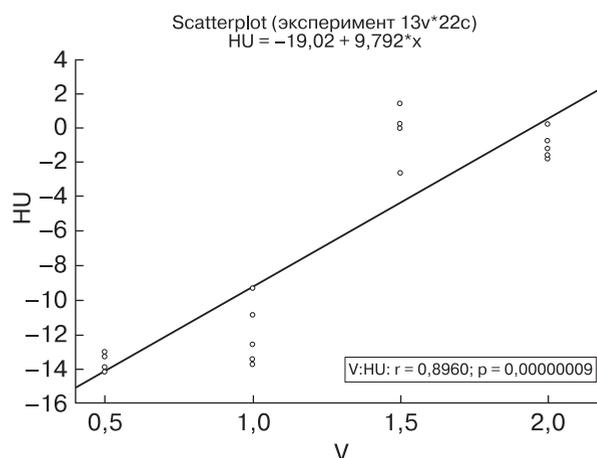


Рис. 6. Зависимость результатов измерения рентгеновской плотности воды от объема флакона для периферийной зоны.

Fig. 6. The dependence of the x-ray water density measurement results on the volume of the vial for the peripheral zone.

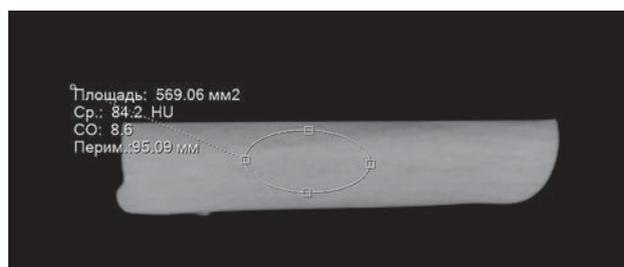


Рис. 7. КТ-скан фантома (флакона 0,25 л) с раствором йопромида в 0,9% растворе хлорида натрия при раздельном сканировании.

Fig. 7. CT-scan of a phantom (bottle 0,25 l) with a solution of iopromide in 0.9% sodium chloride in a separate scan.

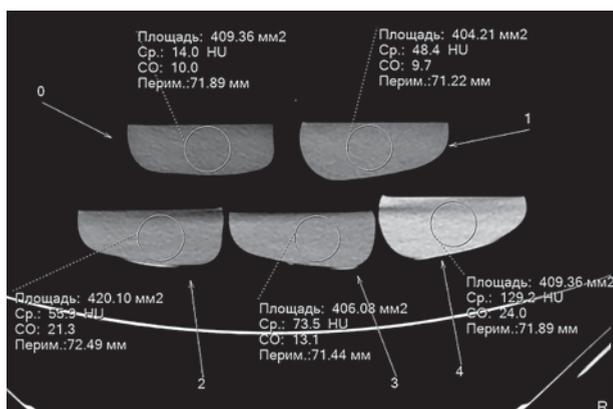


Рис. 8. КТ-скан фантомов с возрастающим содержанием йопромида при совместном сканировании. Нумерация флаконов (0–4) соответствует концентрациям, приведенным в табл. 2 и 3.

Fig. 8. CT-scan of the phantoms with increasing content of iopromide the joint scan. The numbering of the bottles (0–4) corresponds to the concentrations shown in table 2 and 3.



Таблица 2. Результаты измерения рентгеновской плотности растворов йопромида (HU) при раздельном сканировании фантомов

Table 2. The results of measuring the x-ray density of iopromide (HU) solutions with separate scanning of phantoms

КТ-сканы	Номер фантома и концентрация йопромида, мл/л				
	(0) 0	(1) 5,2	(2) 7,6	(3) 10	(4) 20
1	9	47,8	59,9	84,2	140,6
2	7,2	46,4	51,8	83,4	142,3
3	8,4	49,4	51,6	82,7	141,4
4	9,5	50,3	57,5	82,4	140,4
5	9,4	46,8	61,8	82,6	142,7
Среднее, HU	8,70	48,14	56,52	83,04	141,48
Стандартное отклонение	0,94	1,67	4,65	0,70	1,01

ведения выполнено от 5 до 10 измерений на последовательных сканах. Результаты представлены в табл. 2, 3.

Как видно из табл. 2 и 3, стандартное отклонение результатов измерения рентгеновской плотности раствора при нулевой концентрации не превышает 1 HU, т.е. 6,2 –10,1%, при концентрации йопромида 20 мл/л –3 HU (2,3–7,1%). Также следует отметить, что плотность физиологического раствора, измеренная при совместном сканировании 15,68 ± 0,91 HU, была почти вдвое выше, чем при раздельном, 8,70 ± 0,94 HU.

Напротив, средняя плотность раствора контраста 20 мл/л при совместном сканировании равнялась 129,84 ± 3,04 HU, тогда как при раздельном сканировании составляла 141,48 ± 1,01 HU.

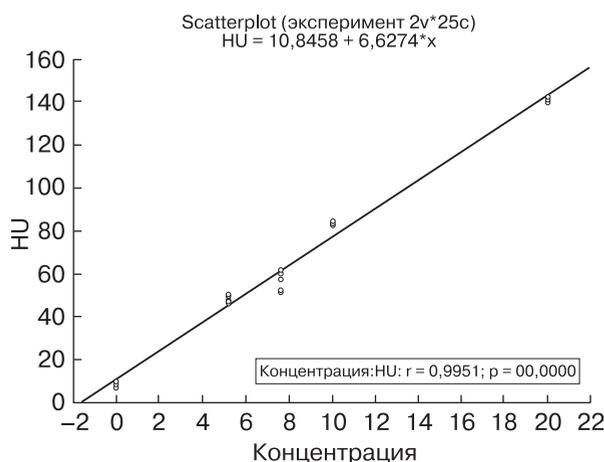


Рис. 9. Зависимость рентгеновской плотности изображения (HU) от концентрации йопромида (мл/л) при раздельном сканировании фантомов.

Fig. 9. Dependence of the X-ray density of the image (HU) on the iopromide concentration (ml/l) with the separate scanning of phantoms.

Таблица 3. Результаты измерения рентгеновской плотности растворов йопромида (HU) при совместном сканировании фантомов

Table 3. The results of measuring the x-ray density of iopromide (HU) solutions with co-scanning phantoms

КТ-сканы	Номер фантома и концентрация йопромида, мл/л				
	(0) 0	(1) 5,2	(2) 7,6	(3) 10	(4) 20
1	14	48,4	55,9	73,5	129,2
2	14,4	48,9	54,8	69,9	129,4
3	15,3	48,2	52,5	69,5	125,8
4	15,6	48,4	56,2	72	128,5
5	17,1	49,4	55,5	72,3	129,5
6	16,3	48,6	54,9	74,1	129,2
7	16,8	48,9	57,9	74,6	131,4
8	15,8	49,5	55,3	74,9	127,9
9	15,9	49,8	58,8	74,7	129,5
10	15,6	50,9	65,3	76	138
Среднее, HU	15,68	49,1	56,71	73,15	129,84
Стандартное отклонение	0,91	0,78	3,29	2,06	3,03

В графическом представлении на рис. 9 при раздельном сканировании видна линейная зависимость, описываемая уравнением регрессии $HU = 10,85 + 6,627 \cdot C$ ($r = 0,996$; $p < 0,00001$). График зависимости плотности от концентрации при совместном сканировании (рис.10) имеет меньший угол наклона и описывается уравнением регрессии $HU = 16,41 + 5,663 \cdot C$ ($r = 0,997$; $p < 0,00001$).

Сопоставление результатов отдельного и совместного КТ-сканирования фантомов приведено

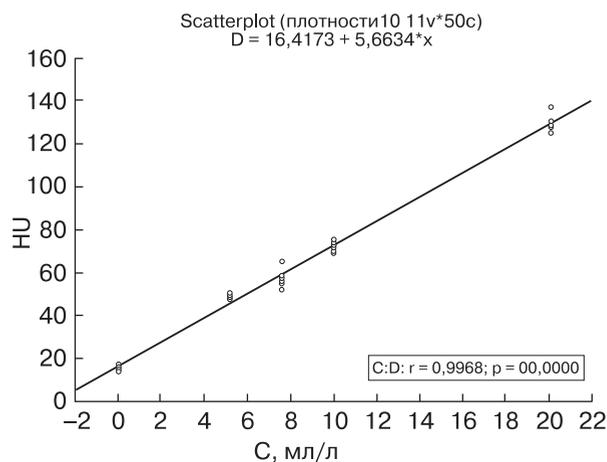


Рис. 10. Зависимость рентгеновской плотности изображения (HU) от концентрации йопромида (мл/л) при совместном сканировании фантомов.

Fig. 10. Dependence of the X-ray density of the image (HU) on the concentration of iopromide (ml/l) during the co-scanning of phantoms.

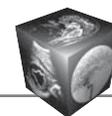


Таблица 4. Сопоставление рентгеновской плотности фантомов, измеренной при раздельном и совместном КТ-сканировании

Table 4. Comparison of x-ray density of phantoms measured with separate and joint CT scan

Вид исследования	Параметр	Концентрация йодомида, мл/л				
		0	5,2	7,6	10	20
Раздельное КТ-сканирование	Среднее, HU	10,05	48,14	56,52	83,04	141,48
	Стандартное отклонение	2,08	1,67	4,65	0,70	1,01
Совместное КТ-сканирование	Среднее, HU	15,68	49,1	56,71	73,15	129,84
	Стандартное отклонение	0,91	0,78	3,29	2,06	3,03
	Разница средних значений	-5,63	-0,96	-0,19	+9,89	+11,64

в табл. 4, из которой следует, что рентгеновская плотность КТ-изображений фантомов с малыми концентрациями йодомида (<10 мл/л) при совместном сканировании оказывается завышенной по сравнению с раздельным сканированием: при отсутствии контраста на 5,6 HU, при концентрации контраста 5,2 мл/л на 0,96 HU. При более высоких концентрациях контраста плотность растворов оказывается заниженной на 9,9 HU при 10 мл/л и на 11,6 HU при 20 мл/л.

Артефакты

На всех сканах хорошо прослеживается неоднородность плотности фантомов, которая обусловлена в первую очередь собственными шумами сенсоров (более заметно на изображениях с малой плотностью), а также вычислительными шумами (ошибками вычислений) при построении матриц плотностей.

Кроме того, как можно видеть на рис. 11, имеются артефакты в виде темных полос на линиях продолжения горизонтальных уровней содержащего флаконов. Еще одним интересным артефактом является “подтягивание” краев горизонтальных уровней контраста к центру ротации системы,

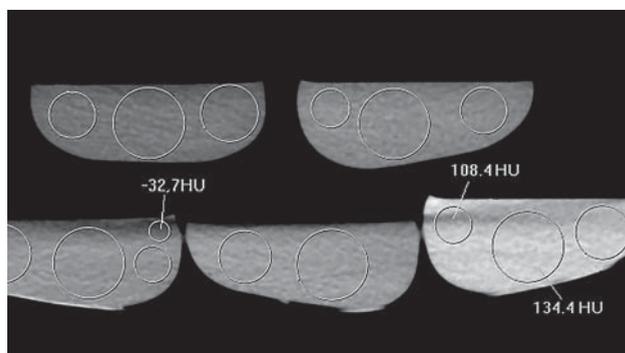


Рис. 11. Неоднородность плотности и артефакты на совместном скане фантомов с различными концентрациями контраста.

Fig. 11. Density heterogeneity and artifacts on a joint scan of phantoms with different concentrations of contrast.

темы, хорошо заметное на рис. 11 и превышающее величину естественного мениска.

Обсуждение

Рентгеновская плотность в единицах Хаунсфилда (HU) связана с линейными коэффициентами ослабления следующим соотношением:

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{\text{wat}}}{\mu_{\text{wat}} - \mu_{\text{air}}} \cdot 10^3, \quad (1)$$

μ_x – линейный коэффициент ослабления исследуемой ткани (вещества);

μ_{wat} – линейный коэффициент ослабления воды;

μ_{air} – линейный коэффициент ослабления воздуха.

Из формулы (1) следует, что разница рентгеновских плотностей тканей, выраженная в единицах Хаунсфилда (HU), должна быть прямо пропорциональна разнице линейных коэффициентов ослабления:

$$\Delta HU = HU_1 - HU_2 = \frac{\mu_{x1} - \mu_{x2}}{\mu_{\text{wat}} - \mu_{\text{air}}} \cdot 10^3.$$

При энергии излучения 0,1 МэВ линейные коэффициенты ослабления составляют для воды $\mu_{\text{wat}} = 0,531 \text{ см}^{-1}$, для воздуха $\mu_{\text{air}} = 0,658 \text{ см}^{-1}$ и $\mu_{\text{wat}} - \mu_{\text{air}} = -0,127$ [3].

$$\Delta HU = \frac{\mu_{x1} - \mu_{x2}}{-0,127} = -7,874 \cdot 10^3 \Delta \mu_x \quad \text{или}$$

$$\Delta \mu_x = -1,270 \cdot 10^{-4} \Delta HU$$

Геометрические аспекты. Рассмотрим геометрическую схему прохождения узкого рентгеновского пучка при КТ-сканировании контрастного прямоугольного объекта, изображенную на рис.12. Наши рассуждения будут справедливы и при использовании коллимированного веерного пучка в современных многосенсорных системах. В этом случае центральный луч веерного пучка проходит через ось ротации КТ-системы. Траектория перемещения рентгеновской трубки и сенсоров выглядит в виде окружности с центром ротации O.

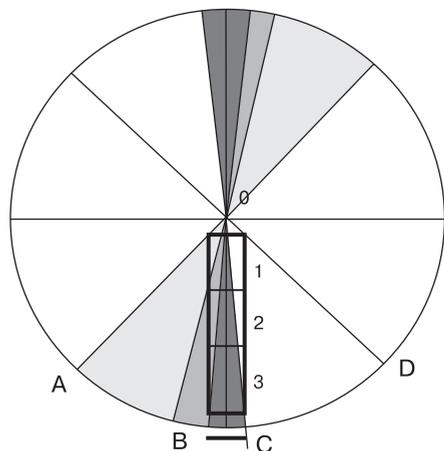


Рис. 12. Геометрическая схема КТ-сканирования прямоугольного объекта.

Fig. 12. Geometrical scheme of CT scan of a rectangular object.

При ротации трубки на 360° узкий пучок рентгеновского излучения проходит через исследуемый объект дважды: при расположении излучателя над объектом и при расположении излучателя под объектом в пределах угла AOD. Лучи, идущие за пределами этого угла, через объект не проходят.

В первом случае при построении изображения нижней зоны объекта (зона 3) на сенсоры поступает только излучение, прошедшее через зоны объекта 1 и 2. Во втором случае рентгеновский пучок проходит сначала через зону 3 и далее через зоны 2 и 1. Таким образом, в обоих случаях в построении изображения участвует пучок, прошедший ослабление по всей высоте объекта в пределах угла, обозначенного красным цветом.

При построении изображения объекта в зоне 1 участвует рентгеновский пучок из более широкого угла, не всегда проходящий через зоны 2 и 3 (в пределах углов, обозначенных желтым и зеленым цветом).

Если принять во внимание полихроматический спектр излучения трубки, а также тот факт, что более длинноволновая часть спектра испытывает большее ослабление, можно предположить, что энергия пучка, зафиксированная сенсорами, для зоны 1 будет выше, чем для зоны 3. Из этого следует, что плотность изображения в зоне 1 также будет ниже, чем в зоне 3. Различия плотности зон 1, 2 и 3 будут возрастать с повышением рентгеновской контрастности объекта. В случае, если объект имеет меньшее ослабление, чем окружающая среда, может наблюдаться обратное явление: возрастание измеряемой плотности от периферии к центру ротации системы.

Таким образом, различия измеряемой плотности зон изображения от центра ротации системы к периферии вполне могут быть обусловлены изложенными особенностями построения изображения при сканировании. К сожалению, мы не располагаем какой-либо информацией относительно программной коррекции плотности КТ-изображений.

Выводы

1. КТ-денситометрия является высокочувствительным методом измерения рентгеновской плотности элементов изображения, позволяющим различать плотности тканей в пределах нескольких единиц HU.

2. Относительная погрешность измерения рентгеновской плотности элементов изображения в диапазоне (окне сканирования) 0–150 HU при энергии пучка 0,12 МэВ не превышает 6%.

3. В нижней периферийной зоне, которая обычно и является зоной интереса при КТ, в сканируемых объемах 1,5 и 2,0 л измеренная рентгеновская плотность воды приближается к референсной величине (0 HU).

4. На результат КТ-денситометрии зоны интереса влияют рентгеновская плотность соседних структур и расположение этой зоны относительно центра ротации КТ-системы.

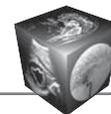
5. При совместном сканировании фантомов различной плотности отмечается их взаимное влияние и появление специфических артефактов в виде темных полос на линиях продолжения горизонтальных уровней и “подтягивание” краев этих горизонтальных уровней контраста к центру ротации системы.

Список литературы

1. Компьютерная томография: Базовое руководство. 3-е изд., перераб. и доп.; Под. ред. М. Хофер. М.: Медицинская литература, 2011. 232 с.
2. Современные виды томографии: Учебное пособие; Под. ред. М.Я. Марусиной и А.О. Казначеевой. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. 132 с.
3. ГОСТ 20426–82. Контроль неразрушающий. Методы дефектоскопии радиационные. Переиздание, 1991 г.

References

1. Computer tomography: A basic guide. 3rd edition revised and supplemented; Ed. M. Hofer. M.: Med.lit., 2011. 232 p. (In Russian)
2. Modern types of tomography: Textbook; Eds M.Ya. Marusina and A.O. Kaznacheeva. SPb.: SPbGU ITMO, 2006. 132 p. (In Russian)
3. GOST 2046–82. Non-destructive testing. Methods of defectoscopy, radiation. Reissue, 1991. (In Russian)



Для корреспонденции*: Калинин Петр Сергеевич – 197758, п. Песочный, Ленинградская область, Ленинградская ул., д. 68. ФГБУ “НМИЦ онкологии имени Н.Н. Петрова”. E-mail: 1_11_1988@mail.ru

Михнин Александр Евгеньевич – доктор мед. наук, ведущий научный сотрудник научного отделения торакальной онкологии ФГБУ “НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова”, Санкт-Петербург.

Калинин Петр Сергеевич – канд. мед. наук, научный сотрудник, врач-рентгенологотделения лучевой диагностики ФГБУ “НМИЦ онкологии имени Н.Н. Петрова”, Санкт-Петербург.

Левченко Евгений Владимирович – доктор мед. наук, заведующий научным отделением торакальной онкологии ФГБУ “НМИЦ онкологии имени Н.Н. Петрова”, Санкт-Петербург.

Ван Тин – аспирант научного отделения торакальной онкологии ФГБУ “НМИЦ онкологии имени Н.Н. Петрова”, Санкт-Петербург.

Contact*: Petr S. Kalinin – 68 Leningradskaya str., Pesochny, 197758, St. Petersburg, Russian Federation. Department of Radiology, N.N. Petrov National Medical Research Center of Oncology. E-mail: 1_11_1988@mail.ru

Aleksandr E. Mihnin – doct. of med. sci., leading researcher at the Department of Thoracic Oncology N.N. Petrov National Medical Research Center of Oncology, St. Petersburg.

Petr S. Kalinin – cand. of med. sci., radiologist at the Department of Radiology N.N. Petrov National Medical Research Center of Oncology, St. Petersburg.

Evgenij V. Levchenko – doct. of med. sci., Head of the Department of Thoracic Oncology N.N. Petrov National Medical Research Center of Oncology, St. Petersburg.

Wang Ting – research fellow, Department of Thoracic Oncology N.N. Petrov National Medical Research Center of Oncology, St. Petersburg.

Поступила в редакцию 11.04.2019.

Received on 11.04.2019.

Принята к печати 13.05.2019.

Accepted for publication on 13.05.2019.