

Проблема точности денситометрических показателей в современной многослойной компьютерной томографии

Громов А.И., Петряйкин А.В., Кульберг Н.С., Ким С.Ю.,
Морозов С.П., Сергунова К.А., Усанов М.С.

ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии» ДЗ г. Москвы, Россия

The Problem of X-Ray Attenuation Estimation Accuracy in Multislice Computed Tomography

Gromov A.I., Petraikin A.V., Kulberg N.S., Kim S.Yu.,
Morozov S.P., Sergunova K.A., Usanov M.S.

Radiology Research and Practical Center, Department of Healthcare Moscow, Russia

Цель исследования: определить закономерности некорректных измерений показателей ослабления рентгеновского излучения при многослойной компьютерной томографии (МСКТ).

Материал и методы. Проанализированы данные 100 пациентов, которым выполнена МСКТ органов брюшной полости, архивированных в Единую радиологическую информационную систему. Проведено сканирование стандартного водного фантома с различными параметрами. Сканирование проводили на 64-срезовых компьютерных томограмах, все аппараты были калиброваны по воде и воздуху.

Результаты. Обнаружены многочисленные случаи некорректного измерения показателей рентгеновской плотности, в основном в виде их занижения от 4 до 20 ед.Н, более выраженного в периферических отделах области сканирования (FOV). Эти искажения являлись причиной ошибок в виде гипердиагностики диффузных заболеваний печени, поджелудочной железы, почек. Сканирование фантома подтвердило неоднородность распределения значений показателей ослабления рентгеновского излучения в срезе с тенденцией снижения плотности к периферии, что не менялось при увеличении тока трубки со 100 до 500 мА. Более корректные данные измерений отмечены при уменьшении FOV.

Выводы. В настоящее время существует проблема искажения денситометрических данных при МСКТ в основном в виде ложной гиподенсности, более выраженной на периферии FOV вне зависимости от силы тока на трубке. Уменьшение FOV и использование для измерений 5-миллиметровых срезов может повышать точность измерений.

Ключевые слова: компьютерная томография, КТ-денситометрия, ложная гиподенсность, гипердиагностика диффузных заболеваний.

Purpose. Revealing the trends of the inappropriate X-Ray attenuation estimations on MSCT.

Data and Methods. There have been analyzed abdominal CT results of 100 patients, archived in the Radiological Information System of Moscow. The standard water phantom has been scanned also with different parameters. Scans were made on 64-row detectors CT scanners. All devices were calibrated on water and air.

Results. There have been discovered inappropriate estimations of X-Ray attenuation, mainly understating by 4–20 HU, more apparent in peripheral areas of the FOV. These distortions had resulted in the overdiagnosis of diffused diseases of liver, pancreas and kidney. Phantom scans have confirmed that the estimations of X-Ray attenuation coefficient are really inhomogeneous. The trend is the rising understatement from FOV center to periphery. This doesn't depend on the tube current change in range of 100–550 mA. More appropriate estimations were noted using the narrowed FOV.

Conclusions. There is a problem of the inappropriate X-Ray attenuation estimations on MDCT, mainly as the false hypoattenuation, more in the FOV periphery, which does not depend on the tube current. FOV decrease and use of 5-mm slices for measurements may enhance the estimation accuracy.

Key words: Computed Tomography, CT-Densitometry, False X-Ray attenuation, Overdiagnosis of Diffused Diseases.

Введение

В последнее время при проведении компьютерно-томографических исследований мы сталкиваемся со случаями некорректных, а иногда и парадоксальных значений плотности тканей



и патологических структур. Учитывая, что диагностика многих патологических состояний основана на данных о рентгеновской плотности изучаемых объектов или динамики ее изменений при контрастировании, такая ситуация может приводить к ложным заключениям.

Некорректные данные измерения рентгеновской плотности, как правило, являются следствием различных артефактов. Проблема артефактов и борьбы с ними стала широко обсуждаться в литературе после разработки и внедрения в практику многослойных компьютерных томографов. Рассматривается целый ряд артефактов, влияющих на точность передачи значений плотности объектов в компьютерный томограф. В первую очередь – это артефакты увеличения жесткости луча (Beam Hardening Artifacts) [1, 2] и как один из вариантов – охватывающий артефакт (Cupping Artifacts), который возникает в виде повышения плотности по периферии однородного объекта, по форме близкого к цилиндру. Рассматривается несколько методов устранения данного вида артефакта. Это использование фильтров, коррекция по цилиндрическому водному фантому, а также использование специального программного обеспечения (варианты итеративных механизмов реконструкции). Неточная коррекция (недостаточная или избыточная) рентгеновской плотности в срезе, связанная с несоответствием объекта калибровочному фантому, может привести к подобным артефактам при исследовании пациентов [1, 2]. Использование фильтров, размещаемых между источником излучения и объектом сканирования в виде тонкой металлической пластинки или в виде

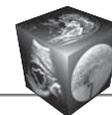
“галстука бабочки”, отсекающих “мягкую” часть спектра излучения рентгеновской трубки, может снизить вклад эффекта увеличения жесткости луча. Также значительное внимание уделяется оценке вклада данного артефакта при проведении денситометрических измерений при проведении микроКТ в эксперименте, предлагаются методики коррекции данного артефакта, основанные на введении дополнительных фильтров [3]. Устранение артефактов от металла, которые вызваны эффектами недостаточного сигнала на детекторах (starvation artifact), рассеянием (scattering artifact), а также увеличенной жесткостью луча, возможно путем использования не только предлагаемых фирмами-производителями технологий снижения артефактов от металла (MAR – metal-artifact reduction), но также некоммерческой технологии MDT (metal-deletion technique) [4]. Последняя использует для снижения артефактов уже реконструированные данные, при этом она оказывается более эффективной [5]. Обсуждаются эффекты псевдоусиления сигнала от кист почек после внутривенного контрастного усиления вследствие артефактов рассеяния и увеличения жесткости луча после накопления контрастного препарата в окружающей паренхиме почки [2]. Кроме проблем, связанных со спектром излучения и особенностями поглощения объектом, существуют артефакты конусного луча (cone-beam artifact). Их причиной является конический характер луча при многослойной компьютерной томографии (МСКТ). С учетом спирального сканирования это приводит к артефактам ветряной мельницы (Windmill Artifact), формированию чередующихся темных

Для корреспонденции: Громов Александр Игоревич – 107076 Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1. Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗ г. Москвы. Тел.: +7-495-276-04-36. E-mail: gai8@mail.ru

Громов Александр Игоревич – доктор мед. наук, профессор, главный научный сотрудник экспертного отдела Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Петрайкин Алексей Владимирович** – канд. мед. наук, врач-рентгенолог консультативного отдела Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Кульберг Николай Сергеевич** – канд. физ.-мат. наук, руководитель отдела разработки средств медицинской визуализации Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Ким Станислав Юрьевич** – канд. мед. наук, заместитель директора по научной работе Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Морозов Сергей Павлович** – доктор мед. наук, профессор, директор Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Сергунова Кристина Анатольевна** – руководитель отдела разработки средств контроля и технического мониторинга Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы; **Усанов Михаил Сергеевич** – научный сотрудник отдела разработки средств медицинской визуализации Научно-практического центра медицинской радиологии ДЗ г. Москвы.

Contact: Gromov Alexander Igorevich – 28/1, Srednyaya Kalitnikovskaya str., 107076, Moscow, Russia. Scientific and Practical Center of Medical Radiology. Phone: +7-495-276-04-36. E-mail: gai8@mail.ru

Gromov Alexander Igorevich – professor, Chief Researcher of Expert Department of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Petraikin Alexei Vladimirovich** – cand. of med. sci., Expert-radiologist of Consultative Department of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Kulberg Nikolai Sergeevich** – cand. of phys.-math. sci., Head of Medical Visualization Tools Development Department of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Kim Stanislav Yurievich** – cand. of med. sci., Assistant Director of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Morozov Sergey Pavlovich** – professor, Director of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Sergunova Kristina Anatolievna** – Head of Technical Monitoring and Control Tools Development Department of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare; **Usanov Mikhail Sergeevich** – Researcher of Medical Visualization Tools Development Department of Radiology Research and Practical Center of Moscow Department of Healthcare.



и светлых полос при реконструкции во фронтальной проекции [2], а также участков завышенной и заниженной плотности, связанных с эффектом частичного объема (Partial Volume Artifacts) [1]. Эти типы артефактов являются специфичными для многослойного спирального сканирования, они также значимо и не всегда предсказуемо могут приводить к ошибкам численных значений рентгеновской плотности объекта.

Большинство из отмеченных артефактов распознаются специалистами при анализе изображений по наличию специфических визуально определяемых эффектов (полосы, кольца и др.). Однако во многих случаях мы сталкиваемся с некорректным представлением рентгеновской плотности, которые нелегко связать с вышеотмеченными артефактами.

Цель исследования

Определить закономерности некорректных измерений показателей ослабления рентгеновского излучения при МСКТ.

Материал и методы

Проанализированы данные 100 МСКТ органов брюшной полости, выполненных в 23 городских поликлиниках города Москвы, объединенных в Единую радиологическую информационную систему (ЕРИС) взрослым пациентам. Исследования выполнялись на 64-срезовых МСК-томографах одной модели (условно обозначена "модель №1"). Все томографы были калиброваны по воздуху и воде специалистами сервисной службы. Во всех случаях сканирование осуществлялось с применением алгоритма снижения эффективной дозы, которая обеспечивает непрерывную регулировку интенсивности рентгеновского излучения (модулируя значения силы тока на трубке) на основании информации, полученной по предварительной сканограмме. Исследования в виде 1-миллиметровых аксиальных срезов архивировались в ЕРИС в формате DICOM 3.0. Для дополнительного анализа денситометрических артефактов использовалось также специально разработанное авторами программное обеспечение.

Экспериментальная часть исследования заключалась в проведении сканирования стандартного фантома, имеющегося в комплекте томографа. Фантом представлял собой 3 заполненных водой пластиковых цилиндра диаметрами 33, 25 и 19 см (рис. 1).

Сканирование осуществлялось в следующих режимах: 120 кВ, 100 мА, в том числе и с уменьшенным FOV, а также с увеличенным током на трубке до 500 мА.

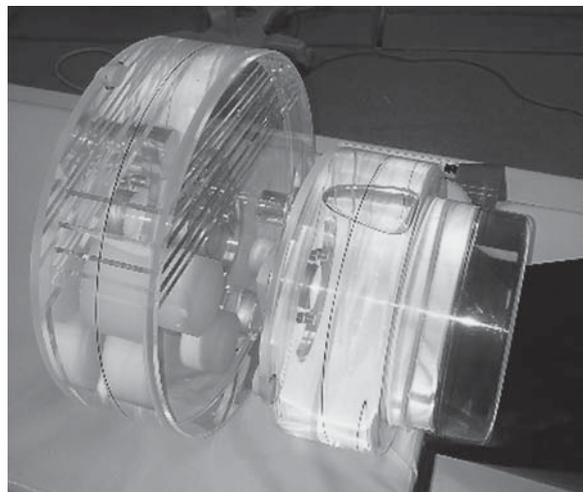


Рис. 1. Общий вид фантома, использованного для сканирования.

Дополнительно проведено сканирование того же фантома на 64-срезовых аппаратах трех других производителей (в описании опытов они представлены номерами: модель №2–4). Сканирование осуществлялось с использованием единого фантома для калибровки. При этом сканирование проводилось в спиральном режиме, с полем обзора FOV, превышающим диаметр наибольшего цилиндра. Анализировались режимы при фиксированных токах на трубке также с модуляцией дозы (изменением тока) вдоль направления сканирования.

Для изучения полученных данных была разработана методика анализа КТ-изображений цилиндра среднего диаметра путем усреднения значений в объемном окне $10 \times 2 \times 2$ воксела (40 вокселей), 10 вдоль оси Z, 4 в аксиальной плоскости, по 2 вдоль осей X и Y. Такие параметрические карты позволяли визуально оценить степень неоднородности распределения значений плотности в поле обзора. На рис. 2 приведены пример построения параметрической карты и ее сравнение с традиционным способом анализа. При большом диапазоне отображаемых значений (см. рис. 2, а) аксиальное изображение фантома представляется однородным (помимо вставок): определить неравномерность можно путем измерения плотности в области интереса. Однако при этом затруднительно оценить общую картину отклонений плотности. При увеличении контраста (см. рис. 2, б) возрастет шум, затрудняющий визуальный анализ. На рис. 2, в показана высококонтрастная параметрическая карта с усреднением данных в объеме 40 вокселей. Отмечается меньшая четкость изображения на карте средних значений, однако становится заметной разница значений плотности в поле обзора. График рас-

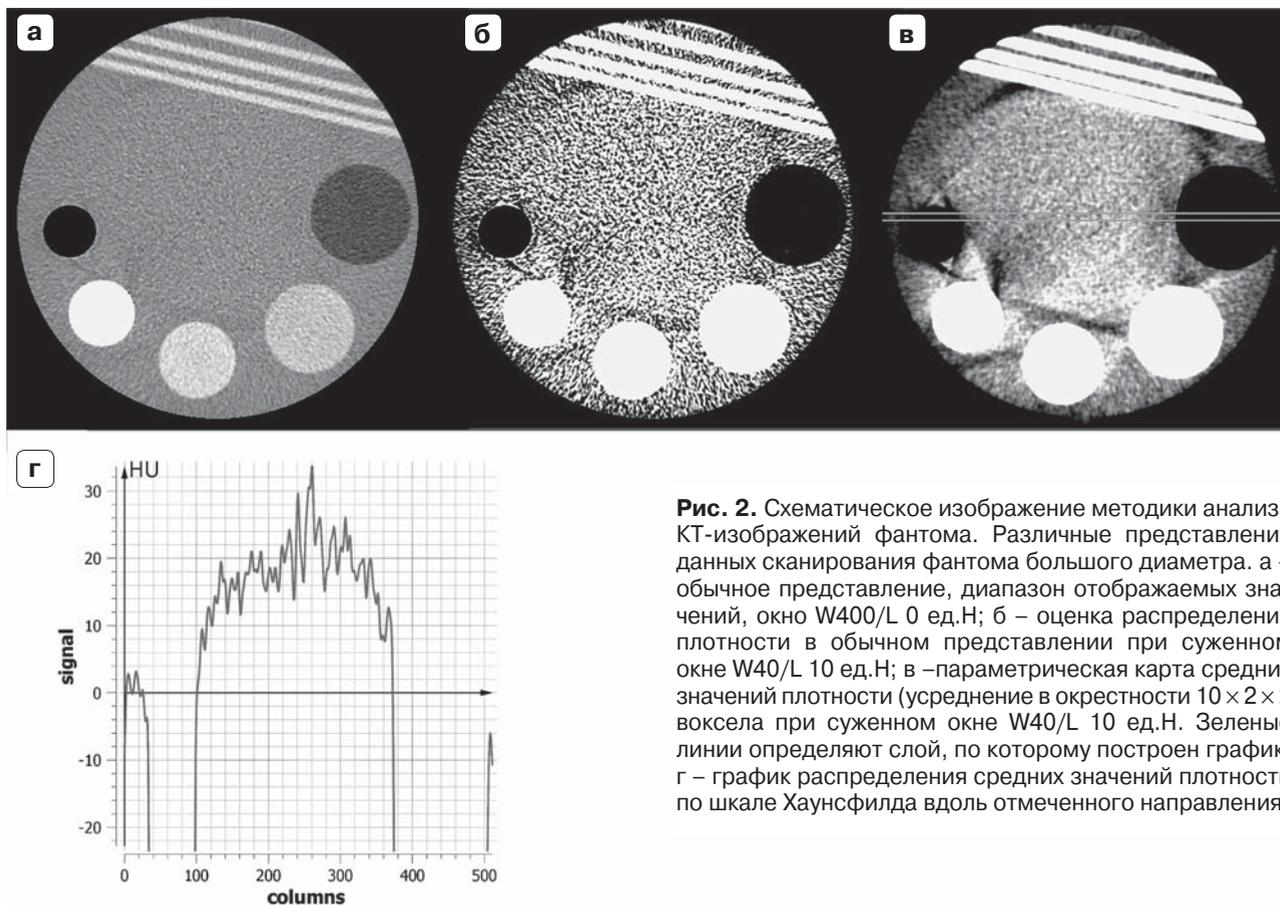


Рис. 2. Схематическое изображение методики анализа КТ-изображений фантома. Различные представления данных сканирования фантома большого диаметра. а – обычное представление, диапазон отображаемых значений, окно W400/L 0 ед.Н; б – оценка распределения плотности в обычном представлении при суженном окне W40/L 10 ед.Н; в – параметрическая карта средних значений плотности (усреднение в окрестности $10 \times 2 \times 2$ воксела при суженном окне W40/L 10 ед.Н. Зеленые линии определяют слой, по которому построен график; г – график распределения средних значений плотности по шкале Хаунсфилда вдоль отмеченного направления.

пределения плотностей для выбранного среза (см. рис. 2, в) позволяет количественно оценить значения этих отклонений.

Результаты

При анализе исследований, архивированных в ЕРИС, обнаружены многочисленные случаи некорректного измерения показателей рентгеновской плотности, прежде всего в виде их занижения. При измерении плотности содержимого 24 кист почек в 20 наблюдениях значения были ниже -4 ед.Н, а в 4 из них достигали значений от -12 до -14 ед.Н (рис. 3, а).

В 2 наблюдениях содержимое кист печени было ниже -12 ед.Н (рис. 3, в). Плотность содержимого желчного пузыря могла составлять -12 ед.Н (рис. 3, г), хотя, безусловно, она должна иметь положительные значения и составлять $0-25$ ед.Н.

Обращал на себя внимание факт, что при измерении плотности паренхимы почек в 92% случаев значения были ниже 30 ед.Н (нижняя граница нормы), в среднем составляя 23 ед.Н (рис. 3, б). В 4 случаях заниженные значения плотности паренхимы почек явились основанием для вынесения в заключение подозрения на “нефрит”.

В 87 наблюдениях плотность паренхимы печени имела значения ниже $+55$ ед.Н, что формально может рассматриваться как проявление патологического процесса, исходя из имеющихся рекомендаций о нормальных значениях плотностей органов [6]. При анализе заключений, сформированных по результатам этих 87 исследований, отмечено, что в 23 случаях врачом-рентгенологом было вынесено суждение о наличии стеатоза печени. При изучении данных сканирования других (качественных) признаков стеатоза: изменение соотношения плотности паренхимы печени и ее сосудов; изменение обычного соотношения плотности паренхимы печени и селезенки, данное патологическое состояние было подтверждено только у 3 пациентов и еще у 5 больных данные были сомнительными. Таким образом, как минимум у 15 больных был ложно установлен факт наличия патологического состояния – стеатоза печени только на основании заниженных значений плотности ее паренхимы.

Средние значения плотности крови, измеренные в брюшном отделе аорты, составили $+26$ ед.Н, что значительно ниже нормативных ($+40...+55$ ед.Н) [6]. При этом средние значения стандартно-

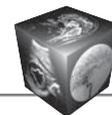


Рис. 3. КТ-изображения органов брюшной полости. Окно просмотра W360/L 50 ед.Н. а – среднее значение плотности содержимого кисты левой почки составляет $-12,3$ ед.Н. Эти показатели значительно ниже реальных для жидкого содержимого кисты, минимальные значения для которых не должны быть ниже -4 ед.Н; б – среднее значение плотности паренхимы правой почки составляет $+15,1$ ед.Н, левой почки – $+10,9$ ед.Н, что значительно ниже минимально рекомендованных табличных значений; в – среднее значение плотности содержимого кисты печени составляет $-12,3$ ед.Н; г – среднее значение плотности содержимого желчного пузыря составляет $-10,9$ ед.Н.

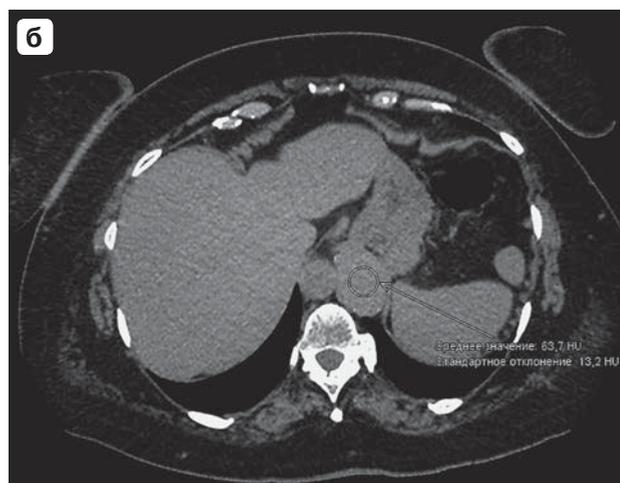
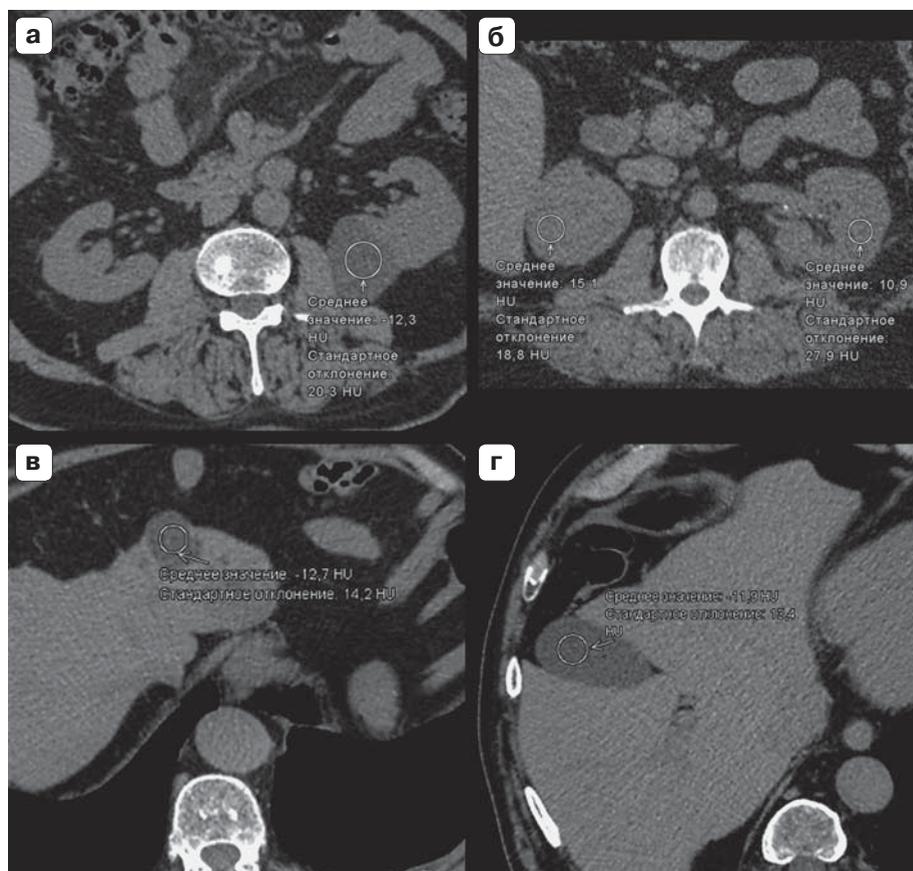


Рис. 4. КТ-изображения органов брюшной полости, сканирование без контрастного усиления с интервалом 6 мин. Окно просмотра W350/L 30 ед.Н. Сканирование по программам “грудной клетки”, FOV 460 мм (а), “брюшной полости”, FOV 400 мм (б). Значения плотности патологического забрюшинного образования: а – $+28$ ед.Н; б – $+63,7$ ед.Н. Разница в показателях составляет 35,7 ед.Н.

го отклонения были значительными и составляли от 15 до 19 ед.Н.

Отмечено, что измеренные плотности объектов могли значительно меняться при повторных сканированиях с переходом на другую программу, с изменением FOV (рис. 4).

В тех случаях, когда архивация полученных в ходе постреконструкции данных в ЕРИС осуществлялась в виде 1- и 5-миллиметровых сканов, отмечалась разница в плотности объектов при проведении измерений с соблюдением координат и площади ROI. При этом в большинстве случаев

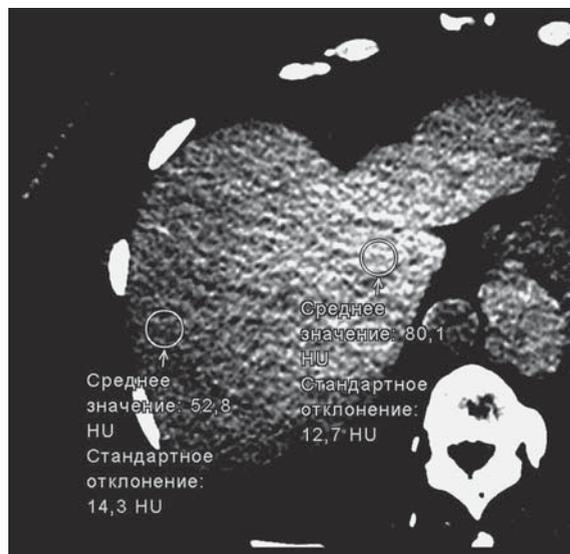
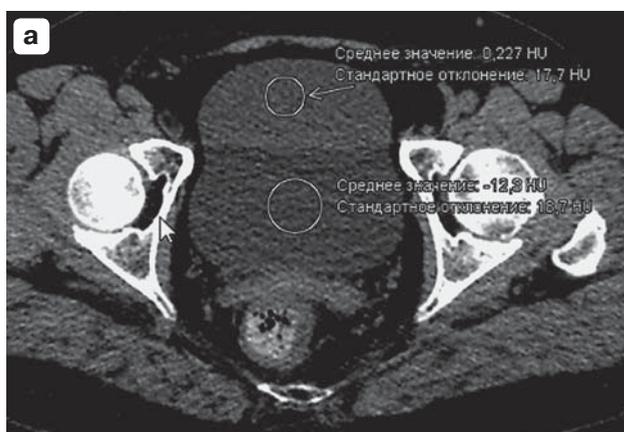


Рис. 5. КТ-изображение органов брюшной полости. Окно просмотра W40/L 69 ед.Н. Обращает на себя внимание визуальная разница в плотности паренхимы печени в отделах, расположенных в центре сканирования и периферических отделах печени. Среднее значение плотности паренхимы печени в центральных отделах +80,1 ед.Н, в периферических отделах +52,8 ед.Н.

имелась тенденция к меньшим занижениям показателей плотности на 5- миллиметровых сканах. Однако какой-либо однозначной закономерности выявить не удалось.

Отмечена разница в значениях при измерении плотности органов в отделах, расположенных в центре и на периферии поля сканирования (FOV). Эта разница составляла в среднем 5 ед.Н. В ряде случаев эта разница была значительной и достигала 25 ед.Н (рис. 5).



Влияние костных объектов на значения плотности органов, располагающихся рядом с ними, известно. Это объясняется артефактом усиления жесткости луча и другими эффектами, обсуждаемыми выше [1, 2]. Степень этого влияния может быть очень значительной. Так, различия плотности содержимого мочевого пузыря на томограммах внутри и вне костного кольца таза могли составлять 15 ед.Н. Однако мы сталкивались с наблюдениями, когда плотность содержимого мочевого пузыря на уровне костей таза была значительно выше, чем вне их (рис. 6, а, б), при этом разница оказывалась очень значительной, достигая 41 ед.Н.

Экспериментальная часть

При сканировании фантома среднего диаметра при обычном поле обзора и токе на трубке 100 мА отмечена неоднородность распределения значений показателей ослабления рентгеновского излучения в срезе с концентрическим снижением плотностей к периферии, что заметно даже визуально при изучении карты средних значений плотности (рис. 7, а, в). График распределения средних значений плотности (рис. 7, б, г) вдоль выбранного профиля демонстрирует их снижение практически во всем объеме с заметным “западением” к периферии.

Еще большее снижение плотности к периферии отмечено при анализе данных сканирования фантома большого диаметра.

Повышение силы тока на трубке до 215 мА при заметном снижении уровня шума не меняло характер распределения средних значений плотности в фантоме среднего диаметра (рис. 7, а, б, в, г).



Рис. 6. КТ-изображения органов брюшной полости. Окно просмотра W300/L 70 ед.Н. а–плотность мочи внутри тазового кольца -12,3 ед.Н, вне его +0,22 ед.Н; б – другое наблюдение. Плотность мочи внутри тазового кольца +33,2 ед.Н, вне его -8,4 ед.Н.

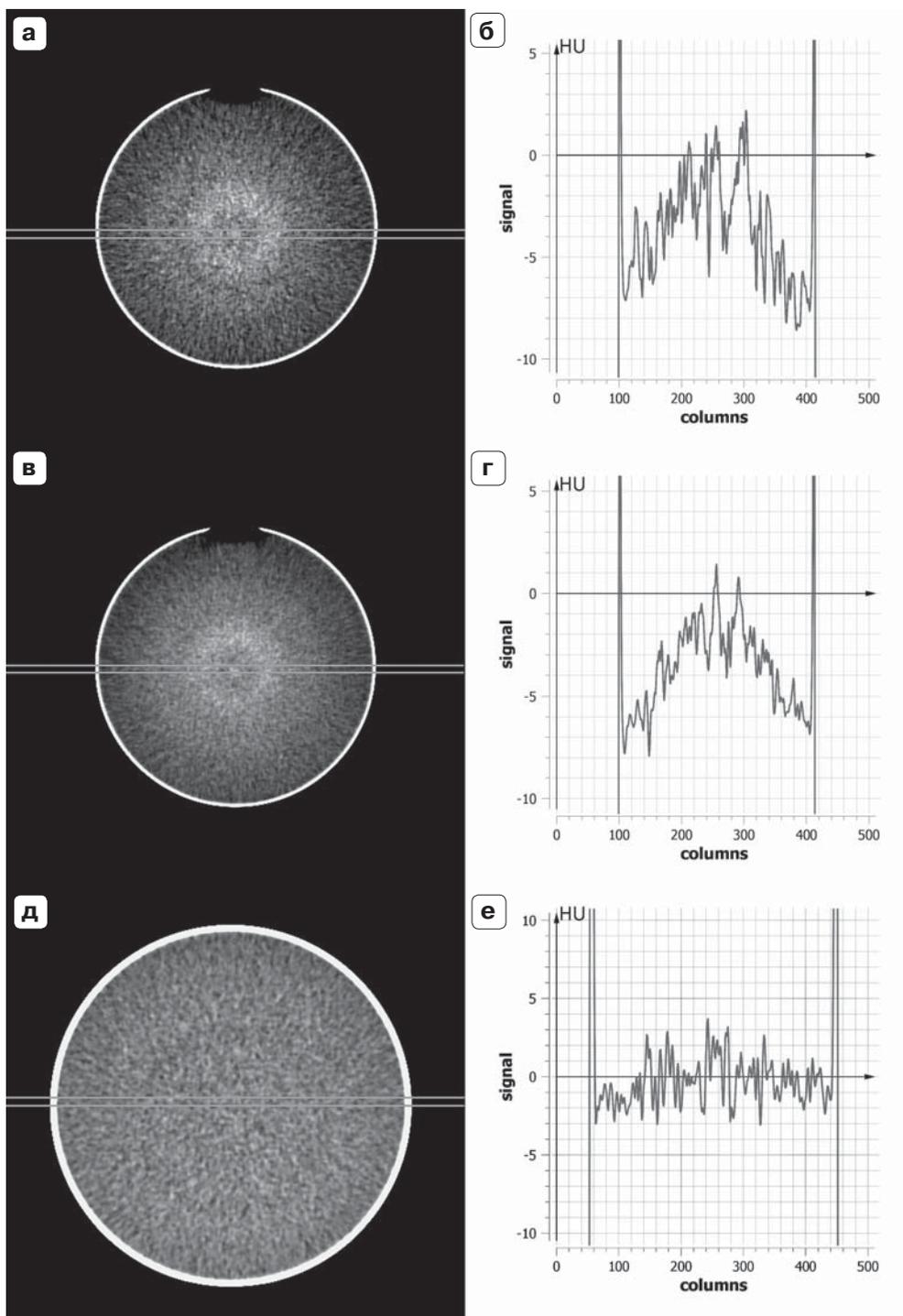
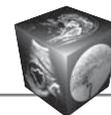


Рис. 7. Изображения при сканировании фантома среднего диаметра при 100 мА. а, в, д – параметрические карты (окно просмотра W15/L -2 ед.Н); б, г, е – распределение плотности вдоль выбранного диаметра; а, б – сканирование при 100 мА; в, г – сканирование при 215 мА; д, е – при уменьшении FOV. Визуально (а, в) отмечается концентрическое снижение плотности фантома от центра к периферии, разброс средних значений снижается при увеличении тока на трубке (сравни а и в, б и г). При увеличении FOV отмечается приближение распределения плотности воды к нулевой линии (д, е).

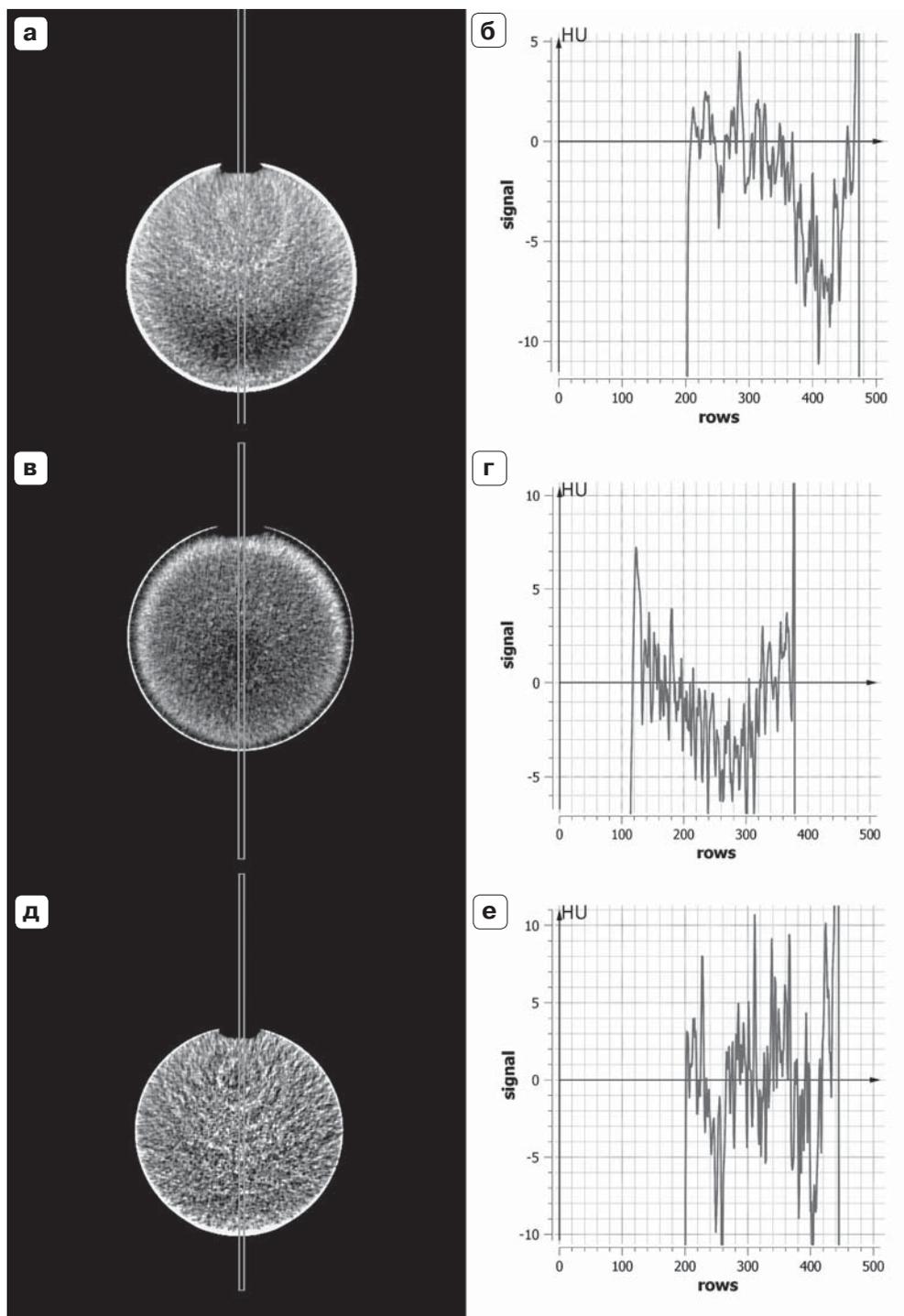
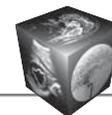


Рис. 8. Изображения при сканировании фантома среднего диаметра при стандартных настройках на томографах других моделей. а, в, г – параметрические карты фантома (окно просмотра W15/L -2 ед.Н); б, г, е – распределение плотностей вдоль выбранного диаметра. Для модели № 2 (а, б) отмечено асимметричное снижение плотностей в периферических отделах области сканирования. Для модели № 3 (в, г) отмечается заметное занижение значений плотности в центре сканирования и кольцо повышенных плотностей на периферии. Для модели № 4 обращают на себя внимание особенность изображения в виде крупнозернистых отклонений плотности (д), расположение кривой на уровне нулевых значений со значительным разбросом в сторону как положительных, так и отрицательных значений (е).



При сканировании фантома среднего диаметра с уменьшенным полем обзора (FOV) отмечены изменение расположения кривой, ее подъем на уровень нулевых значений (рис. 7, д, е).

Однако сканирование фантома большого диаметра с максимально уменьшенным полем обзора (FOV) показало смещение кривой распределения средних значений плотности над нулевой линией до 20 ед.Н.

При сканировании фантома среднего диаметра в томографах других марок и производителей получены следующие результаты.

В томографе модели №2 не отмечено занижения средних значений плотности в центре сканирования, однако наблюдается заметное снижение их к периферии (рис. 8, а, б).

При сканировании фантома в аппарате модели №3 отмечено занижение средних значений плотностей ниже нулевой отметки в центре сканирования и постепенное их повышение к положительным значениям к периферии (рис. 8, в, г).

Сканирование в томографе №4 показало отсутствие какой-либо тенденции к изменению средних значений плотности в фантоме (рис. 8, д, е). Кривая разброса средних значений располагалась на уровне нулевого значения. В то же время отмечен больший, чем в других случаях, разброс средних значений показателей плотности от -8 до +7 ед.Н.

Обсуждение

Представленные данные свидетельствуют о том, что в настоящее время существует проблема точности измерений плотностей при КТ. Эта проблема, с одной стороны, привела к недоверию к такому важному инструменту, как количественные данные при КТ-исследованиях, с другой стороны, явилась причиной диагностических ошибок в ряде конкретных клинических ситуаций. Безусловно, ряд КТ-артефактов (ветряной мельницы, артефактов от металла, шума Пуассона) не представляет сложности для распознавания врачом диагноста, поэтому измерения плотности в данных областях не производятся. Но измерения в регионах, не очевидных на наличие артефактов, могут приводить к диагностическим ошибкам (см. рис. 3–6).

Проведенные клинические и экспериментальные исследования показали, что прежде всего имеет место занижение значений показателей ослабления рентгеновского излучения. Этот факт сам по себе стал причиной диагностических неточностей и ошибок. Так, в приведенных на рис. 3 наблюдениях отмечалось снижение плотности кист различной локализации (см. рис. 3, а, в), паренхи-

мы почек (см. рис. 3, б), содержимого желчного пузыря (см. рис. 3, д) ниже ожидаемых показателей. Отмеченное на рис. 4 значительное изменение плотности объемного образования при нативном исследовании обусловлено разными установками регионов сканирования (а – “грудная клетка”, б – “брюшная полость”). В этом случае имело место разное проявление совокупности влияющих артефактов: усиление жесткости луча, конусного луча, эффектов рассеяния, а также, возможно, использование различных фильтров при переходе к другой программе сканирования и уменьшении FOV. При этом визуально оба изображения удовлетворительного качества.

Следует отметить, что в ряде случаев отмечалась тенденция к снижению плотности однородного объекта к периферии (см. рис. 5), вероятно, в результате “перикалибровки” аппарата при низелировании проявлений артефакта усиления жесткости луча.

В некоторых наблюдениях, например представленных на рис. 6, плотность содержимого мочевого пузыря между костными структурами могла быть сниженной (а), что, естественно, объясняется артефактом усиления жесткости луча между костями таза. Однако в некоторых наблюдениях плотность мочи в области тазового кольца была повышенной (б), что может быть объяснено артефактами, связанными с недостаточным сигналом на детекторах и усилением шума Пуассона (Poisson noise), а также рассеянием и усилением жесткости луча. Модуляция тока на трубке при ротации в аксиальной плоскости не может полностью компенсировать данные артефакты у полных пациентов.

Заниженные значения плотности стали причиной ложной диагностики стеатоза печени в 19% наблюдений, липоматоза поджелудочной железы – в 14%. В 4% всех КТ-исследований почек заниженные значения плотности паренхимы явились причиной ложной диагностики “нефрита”.

При сканировании фантома в одном из аппаратов (модель №1) отмечена тенденция к занижению плотности объекта по периферии (см. рис. 7, а–г), что также связано с неточной калибровкой при компенсации охватывающего артефакта (усиление жесткости луча). При этом увеличение тока на трубке не влияло на характер распределения, однако снижало разброс значений на параметрической карте. Этот эффект усиливается при несоответствии размера объекта и выбранного поля обзора, что, вероятно, обусловлено особенностями фильтрации излучения. Это подтверждается уменьшением артефакта при уменьшении поля обзора. При уменьшении FOV (приближении диа-



метра объекта к размеру окна) кривая распределения плотностей смещается в сторону положительных значений, приближаясь к нулевой линии (см. рис. 7, д, е). Однако она может смещаться более значительно, переводя нормальные значения плотностей в завышенные вследствие гиперкоррекции [1].

При сканировании фантома на томографах разных фирм-производителей было отмечено наличие различных проблем точности отображения значений плотности в моделях №2 и 3. Однако кривая распределения измеренной плотности воды в фантоме была отличной от кривой модели №1 (см. рис. 8 в сравнении с рис.7), что, возможно, определялось различными алгоритмами калибровки по водному фантому, технологиями фильтрации рентгеновского излучения и особенностям реконструкции. Только у аппарата №4 кривая разброса средних значений располагалась на уровне нулевого значения, однако отмечен больший, чем в других случаях, разброс средних значений показателей плотности.

Отмечено, что степень занижения значений плотности зависит от объема объекта, от степени несоответствия реального объекта (пациента) калибровочному фантому, что доказано как при сканировании фантома, так и клиническими наблюдениями.

Полученные данные свидетельствуют, что на распределение показателей ослабления рентгеновского излучения в объектах не влияет значение тока при сканировании. Это опровергает ранее выдвинутую нами гипотезу о том, что причиной некорректных отображений значений показателей ослабления рентгеновского излучения может являться изменение статистики шума [7]. По видимому, целый ряд факторов (артефактов) приводит к искажению реально измеренной рентгеновской плотности по отношению к ожидаемой.

Возможные пути решения данной проблемы могут быть следующие. Безусловно, сканирование пациентов должно осуществляться по рекомендациям фирм-производителей. Выбор поля обзора (FOV) должен максимально соответствовать объекту сканирования, объект следует располагать максимально симметрично относительно изоцентра томографа. Следует использовать модуляцию дозы вдоль направления оси сканирования и в аксиальной плоскости. Для высказывания суждения о снижении плотности органа следует принимать во внимание известные анатомические ориентиры. Так, при постановке диагноза “стеатоз” печени следует принимать во внимание соотношение паренхимы печени и ее сосудов, а также

разницу плотности с денситометрическими характеристиками селезенки. И, безусловно, не следует воспринимать справочные значения плотностей органов в норме как догму.

Выводы

1. В настоящее время существует проблема искажения значений показателей ослабления рентгеновского излучения при МСКТ на томографах всех наиболее известных производителей. Это приводит к недоверию к важнейшему инструменту КТ и диагностическим ошибкам.

2. Наиболее часто имеет место занижение значений измеряемых плотностей с тенденцией к большему снижению на периферии области сканирования.

3. Отмечено, что значение силы тока не влияет на распределение показателей ослабления рентгеновского излучения, в то время как уменьшение поля обзора повышает точность измерений, однако может делать их завышенными.

4. Для повышения точности денситометрических измерений необходимо рационально уменьшать поле обзора, измерения проводить ближе к центру сканирования в областях, удаленных от костных структур.

Список литературы / References

1. Barrett J.F., Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics*. 2004; 24: 1679–1691.
2. Boas F.E., Fleischmann D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. *Imaging Med*. 2012; 4 (2): 229–240.
3. Meganck J.A., Kozloff K.M., Thornton M.M. et al. Beam hardening artifacts in micro-computed tomography scanning can be reduced by X-ray beam filtration and the resulting images can be used to accurately measure BMD. *Bone*. 2009; 45 (6): 1104–1116.
4. Boas F.E., Fleischmann D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. *Radiology*. 2011; 259 (3): 894–902.
5. Wagenaar D., van der Graaf E.R., van der Schaaf A., Greuter M.J.W. Quantitative Comparison of commercial and non-commercial metal artifact reduction techniques in computed tomography. *PLOS ONE*. 2015; 1: 1–9.
6. Меллер Т.Б., Райф Э. Норма при КТ- и МРТ-исследованиях. М.: МЕДпресс-информ, 2008. 255 с.
Moeller T., Reif E. Normal findings in CT and MRI. М.: MEDpress-inform, 2008. 255 p. (In Russian)
7. Громов А.И., Ким С.Ю., Морозов С.П. и др. Проблема количественных измерений в многослойной компьютерной томографии при использовании систем снижения дозы облучения: Сборник тезисов Юбилейного Конгресса Российского общества рентгенологов и радиологов. М., 2016: 59–60.
Gromov A.I., Kim S.Yu, Morosov S.P. et al. The problem of quantitative measurements in MDCT with dose reduction scanning: Jubilee Proceedings of Congress of the Russian Society of Radiology (RORR). Moscow, 2016: 59–60. (In Russian)