

Основы КТ-визуализации. Часть 1. Просмотр и количественная оценка изображений

*Хоружик С.А.^{1,2}, Михайлов А.Н.²

¹Республиканский научно–практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова (РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова), отделение лучевой диагностики.

²Белорусская медицинская академия последипломного образования (БелМАПО), кафедра лучевой диагностики.

Fundamentals of CT visualization. Part 1. Images viewing and quantification

Kharuzhyk S. A., Mikhailov A. N.

Реферат

В статье, подготовленной в формате лекции, освещены основные вопросы, связанные с визуализацией двухмерных КТ-изображений. Даны рекомендации по выбору окна визуализации, измерению плотностей, расстояний и других способах количественной оценки, вытекающих из цифровой природы КТ-изображений.

Abstract

In a paper prepared in the format of lectures, the basic questions related to the visualization of two-dimensional CT images are covered. Recommendations provided on the choice of the visualization window, densities and distances measurement and other methods of quantitative evaluation, resulting from the digital nature of CT images.

Введение

В последние годы происходит широкая популяризация высоких технологий в медицине и лучевой диагностике в частности. Применительно к КТ – это функциональные методы исследований, виртуальная реальность, двухэнергетическая КТ, использование плоскопанельных детекторов, гибридные технологии. Значительная масса публикаций посвящена именно этим темам.

Вместе с тем, есть ряд причин, которые требуют уделять внимание и базо-

вым вопросам КТ-техники и интерпретации изображений [1, 3, 5], а именно:

- хорошими специалистами не становятся сразу. Ежегодно в наши отделения, на кафедры приходят врачистажеры, для которых виртуальная эндоскопия хоть и весьма интересна (особенно зрелищна!), но не характеризует рутинную работу отделения лучевой диагностики;
- даже специалисты с многолетним стажем работы порой, усвоив на на-

*Хоружик С. А.

Для корреспонденции: П.ос. Лесной, 223040 Минский район, Беларусь, РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова, отделение лучевой диагностики, Хоружуку С. А.
Тел.: +7 +375 17 2653291. электронная почта: skharuzhyk@nld.by

чальных этапах профессиональной деятельности ошибочные установки, пользуются ими в последующие годы;

- третья причина сформулирована в народной пословице: «повторение – мать учения».

Авторы данной статьи предлагают на мгновение отвлечься от высоких технологий и просто посмотреть не двухмерные КТ-изображения. Данная публикация основана на личном многолетнем опыте работы в кабинетах КТ и преподавания на кафедре лучевой диагностики Белорусской медицинской академии последипломного образования.

КТ-изображения по своей природе являются цифровыми, т. е. созданными компьютером и отображенными на экране компьютера. Благодаря этому они могут быть подвергнуты разнообразным цифровым манипуляциям, таким как:

- регулировка яркости и контрастности;
- измерение плотностей, расстояний, углов, площади, объема;
- цифровое увеличение;
- вращение, отражение по вертикали и горизонтали;
- добавление указателей (стрелок), подписей;
- цветное картирование, инвертирование (негатив-позитив);
- вырезание участков изображений (сегментация);
- двухмерная и трехмерная реконструкция;
- отправка изображений по сети, запись на цифровые носители информации.

В данной статье рассмотрим основные операции, связанные с просмотром и ко-

личественной оценкой двухмерных КТ-изображений.

Окно визуализации

Средством регулировки компьютерного томографических и других видов цифровых диагностических изображений по яркости и контрастности является так называемое окно визуализации, позволяющее оптимально отобразить на мониторе просмотровой станции часть всего диапазона структур в томографическом срезе в зависимости от их плотности (КТ числа).

Шкала КТ-плотностей (шкала Хаунсфилда) включает 4096 значений – от -1024 до +3071 единиц Хаунсфилда (HU). Экран монитора может отображать максимум 256 оттенков серого. Если бы монитор отображал весь диапазон шкалы Хаунсфилда, то на одну градацию серого цвета пришлось бы $4096/256 = 16$ HU. Это означает, что невозможно было бы отличить по яркости ткани, разность плотностей которых менее 16 HU (например, серое и белое вещество головного мозга). С помощью окна визуализации осуществляется регулировка яркости и контрастности КТ-изображений таким образом, чтобы на экране монитора в шкале серого цвета были видны только ткани требуемого диапазона плотностей – определенного участка шкалы Хаунсфилда. Ткани с меньшей плотностью будут перекрыты черным цветом, ткани с большей плотностью – белым.

Окно визуализации характеризуется параметрами ширины и центра. Ширина окна (англ. window width, W) – это величина разности наибольшего и наименьшего значений КТ чисел, отображаемых на экране монитора в шкале серого цвета. Центр, или уровень, окна

(англ. window level, L) – это значение КТ числа, расположенного по середине между наибольшим и наименьшим значениями отображаемого диапазона КТ чисел. Центр окна должен быть как можно ближе к значению плотности тканей, которые требуется отобразить наилучшим образом. Так, если плотность интересующих тканей попадает в интервал от -100 до +200 HU (диапазон плотностей большинства мягкотканых структур), то ширина окна составит 300 HU, центр окна +50 HU. Пикселям с плотностью -100 HU и меньше в этом случае будет присвоена наименьшая яркость (черный цвет), пикселям с плотностью +200 HU и больше – наибольшая яркость (белый цвет). Ткани с КТ числами в диапазоне от -100 до +200 будут отображены в шкале серого цвета, на одну градацию серого цвета придется $300/256 = 1,2$ HU (рис. 1).

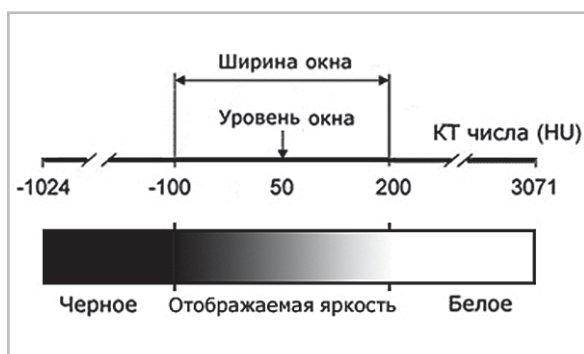


Рис. 1. Схематическое представление окна визуализации с параметрами ширины 300 HU и центра 50 HU. В таком окне будут визуализироваться (отображаемая яркость) в шкале серого цвета ткани, имеющие плотность в диапазоне от -100 до +200 HU. Тканям с плотностью менее -100 HU присваивается черный цвет, тканям с плотностью более +200 HU присваивается белый цвет.

КТ-изображение, представленное в данном окне визуализации, показано на рис. 2а.

Такое окно, служащее для визуализации нормальных и патологических изменений в мягких тканях, принято называть мягкотканым (рис. 2а).

Окно, в котором наилучшим образом визуализируется легочная ткань, называют легочным (рис. 2б).

Наконец окно, в котором наилучшим образом визуализируется плотные структуры (кости, кальцинаты), называют костным (рис. 2в).

Большинство программ просмотра КТ-изображений имеют предустановленные (рекомендованные производителем) параметры окон визуализации. Примерные значения параметров окна при наиболее частых видах КТ-исследований представлены в табл. 1 [7].

На практике обычно используют плавную регулировку параметров ширины и центра окна в зависимости от конкретной цели исследования, особенностей монитора и привычек индивидуального специалиста.

Правилом должен оставаться просмотр всех КТ-изображений как минимум в двух окнах – мягкотканном и костном, а при исследованиях органов грудной полости – еще и в легочном.

При КТ грудной полости ранее использовали совмещение легочного и мягкотканного окон на одном изображении – так называемое двойное окно.

При этом на границах перепада плотностей появлялись темные обводки (рис. 3).

На современных сканерах возможность двойного окна визуализации, как правило, не предусмотрена.

Сужение (уменьшение ширины) окна делает КТ-изображение более контрастным, поскольку в этом случае на одну градацию серого цвета приходится меньше КТ чисел.

Параметры окна визуализации при наиболее частых видах КТ – исследований

Таблица 1.

Область исследования	Ширина окна, HU	Центр окна, HU
Головной мозг: - супратенториальные отделы - задняя черепная ямка - костное окно	0 – 90 140 – 160 2000 – 3000	40 – 45 30 – 40 200 – 400
Шея: - мягкотканное окно - костное окно	300 – 500 2000 – 3000	0 – 30 200 – 400
Грудная полость: - мягкотканное окно - легочное окно - костное окно	300 – 600 800 – 1600 2000 – 3000	0 – 30 -500 – -700 400 – 600
Брюшная полость: - мягкотканное окно - костное окно	150 – 600 2000 – 3000	30 – 60 400 – 600
Органы таза: - мягкотканное окно - костное окно	200 – 600 2000 – 3000	30 – 60 400 – 600



Рис. 2. КТ-изображение органов грудной полости в (а) мягкотканном (ширина 300 HU, центр 50 HU), (б) легочном (ширина 1200 HU, центр -600 HU) и (в) костном (ширина 2000 HU, центр 400 HU) окнах. В легочном окне хорошо видна эмфизема легких, в мягкотканном окне можно оценить структуру очага в правом легком.

Такая визуализация особенно полезна при исследованиях паренхиматозных органов (например, печени), помогая лучше видеть низкоконтрастные образования (рис. 4).

Измерение плотностей

Количественная оценка плотностей (денситометрия) является одним из важнейших преимуществ КТ перед другими методами лучевой диагностики, такими как рентгенография, ультразвуку-

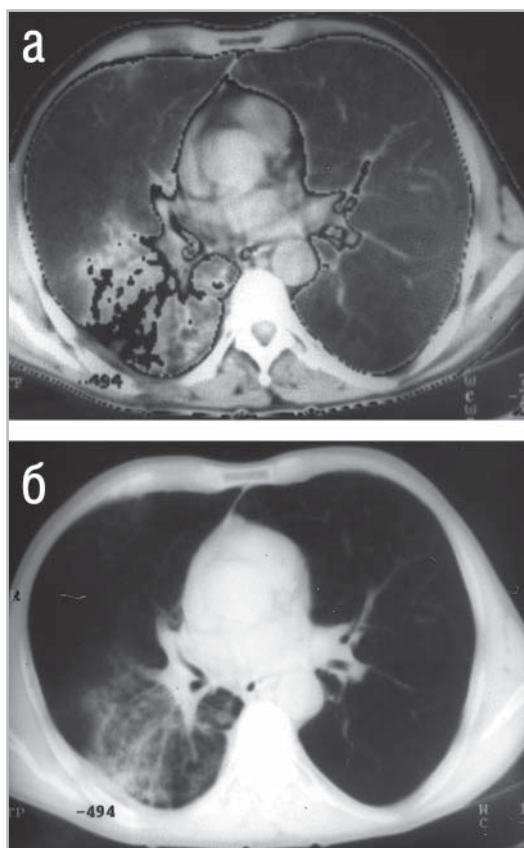


Рис. 3. КТ-исследование органов грудной полости пациента с постлучевым пневмонитом, представленное в двойном (а) и легочном (б) окне. Визуализация в легочном окне позволяет лучше оценить интенсивность и структуру изменений в нижней доле правого легкого, без влияния искусственных темных обводок, определяемых в двойном окне.

вое исследование и МРТ. Образования, КТ-плотность которых равна плотности окружающих тканей, называют изоденсивными (например, некоторые опухоли), плотность которых выше плотности окружающих тканей – гиперденсивными (кальцинат в легком), при плотности

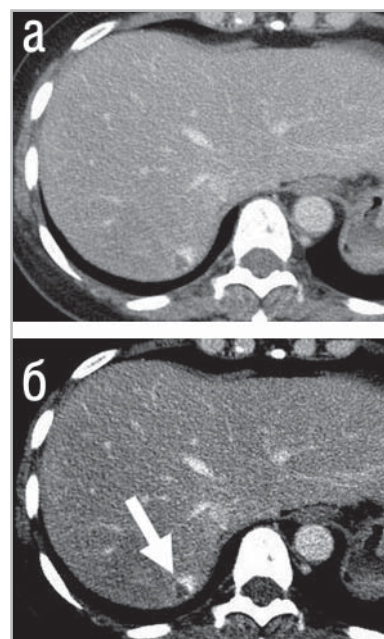


Рис. 4. Мягкотканное окно визуализации с шириной 350 HU (а) и 180 HU (б). При меньшей ширине окна опухоль в печени видна лучше (стрелка), т. к. изображение более контрастно.

ниже плотности окружающих тканей – гиподенсивными (киста в почке).

Для измерения КТ-плотностей используют инструмент ROI (англ. region of interest, зона интереса), который может иметь форму круга, овала, прямоугольника или быть неправильной формы.

В зависимости от настроек программы при измерении плотностей могут отображаться (рис. 5):

- среднее значение плотностей всех вокселей, включенных в зону интереса (англ. mean);
- стандартное отклонение значений плотностей вокселей в зоне интереса (англ. standard deviation, SD);

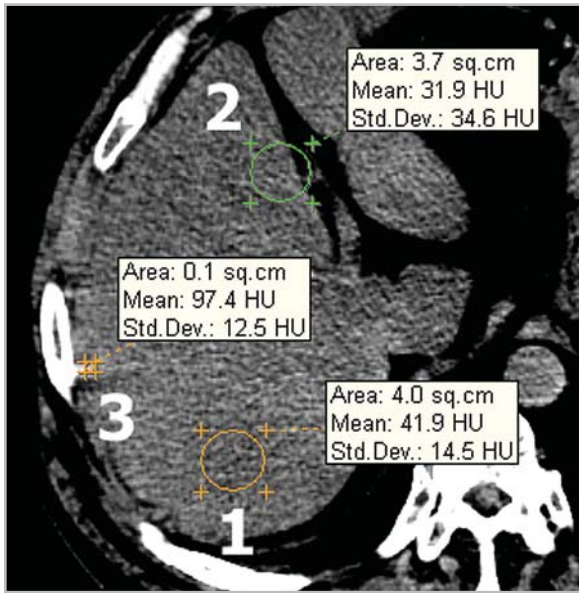


Рис. 5. Влияние расположения зоны интереса на корректность измерения плотности печени. ROI 1 расположена правильно – в однородном участке паренхимы – и имеет достаточный размер. Плотность печени составляет $41,9 \pm 14,5$ HU, где 41,9 – среднее значение плотности, 14,5 – стандартное отклонение. ROI 2 расположена неправильно – включает жировую клетчатку междолевой щели, в результате чего среднее значение плотности снизилось, а стандартное отклонение слишком велико (измерение некорректно). ROI 3 также расположена неправильно – в зоне артефакта под ребром, из-за чего имеет место искусственное завышение плотности до 97,4 HU.

- минимальное и максимальное значения плотностей вокселей в зоне интереса;
- площадь зоны интереса (англ. area).

Наибольшее значение в диагностике имеет среднее значение плотности, но следует обращать внимание и на стандартное отклонение, характеризующее степень разброса (неоднородность) плотностей. Значение SD обычно указывается второй цифрой через знак «±» или «/» после среднего значения плотности.

Слишком большое стандартное отклонение может говорить о неоднородности структуры объекта, неправильном размещении ROI либо недостаточном качестве КТ-изображений. В этих случаях к интерпретации среднего значения плотности необходимо относиться с осторожностью. Ориентиром величины SD при измерении плотности однородных объектов может служить значение не более 10-15 HU [2, 4].

Для повышения достоверности измерений плотностей необходимо учитывать следующие обстоятельства:

- размер ROI должен быть достаточно большим, чтобы снизить вклад в измерение «выскакивающих» – слишком высоких или слишком низких – значений плотности отдельных вокселей (ROI 1 на рис. 5);
- ROI следует размещать в наиболее однородном участке, не включая соседние органы или неоднородности в структуре органа, например, сосуды в паренхиме печени, участки некроза в опухоли (ROI 2 на рис. 5);
- не следует размещать ROI в зоне артефактов, например под ребром (ROI 3 на рис. 5) или вблизи сердца (рис. 6);
- достоверность измерения плотности снижается при уменьшении размера очага и увеличении толщины среза, поскольку в этих случаях возрастает эффект усреднения (рис. 7).

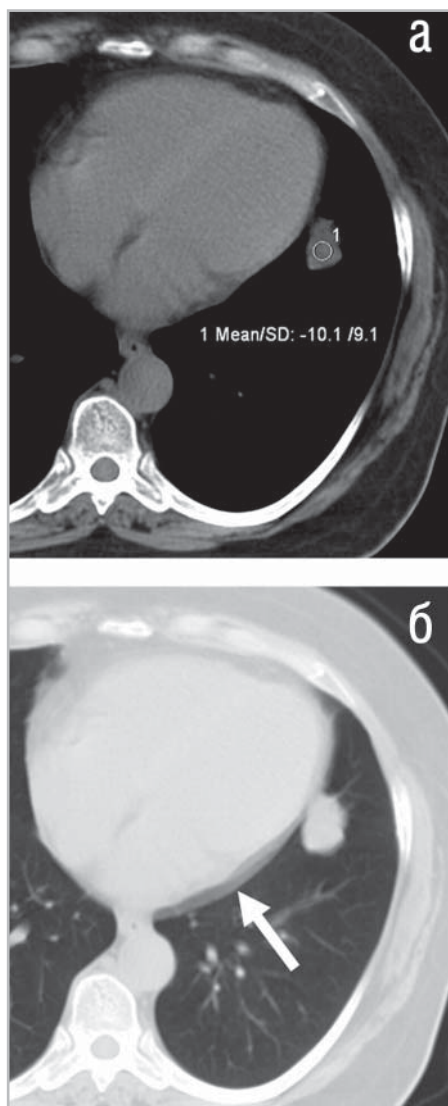


Рис. 6. Влияние артефактов сердечной пульсации на измерение плотности.
 (а) Плотность эхинококковой кисты в паракардиальном отделе левого легкого составила $-10,1$ HU, что не соответствует действительности (плотность аналогичных кист в печени $+5$ HU);
 (б) Причиной искажения плотности являются артефакты сердечной пульсации, определяемые на изображении в легочном окне как многоконтурность по периметру сердца (стрелка).

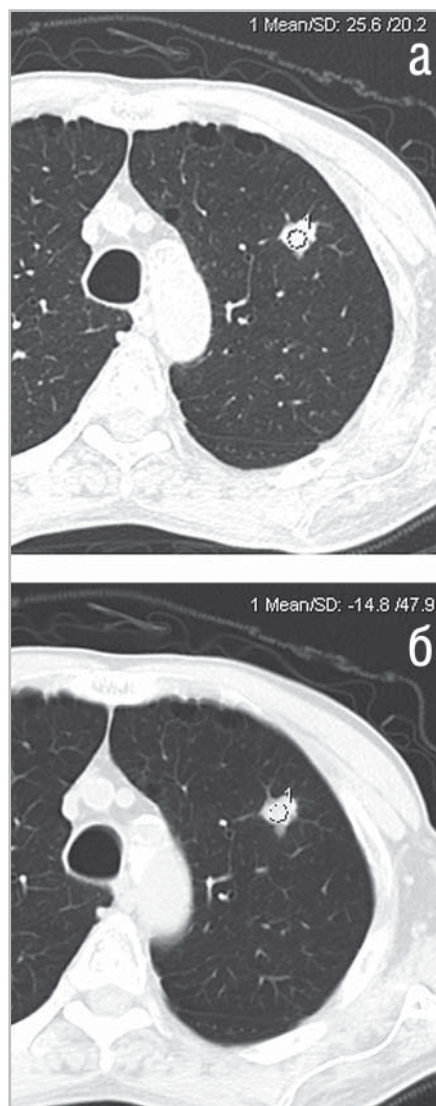


Рис. 7. Влияние толщины среза на измерение плотности.
 (а) При толщине среза $1,5$ мм плотность очага в легком составляет $25,6 \pm 20,2$ HU.
 (б) При толщине среза 5 мм имеет место занижение плотности до $-14,8 \pm 47,9$ HU за счет попадающей в толстый срез окружающей легочной ткани (эффект усреднения). Некорректность измеренного значения плотности подтверждается большим стандартным отклонением.

Еще одним способом анализа КТ-плотностей является использование гистограмм, применяемых главным образом для научного анализа информации (рис. 8).

Для избежания диагностических ошибок значения плотности необходимо интерпретировать в сочетании с другими КТ-симптомами. Примером ситуаций, в которых не стоит опираться исключительно на денситометрию, являются изоденсивные патологические образования:

- плотность узла фокальной узловой гиперплазии может практически не отличаться от плотности паренхимы печени, для его выявления следует обращать внимание на симптомы смещения сосудов и выбухание капсулы;
- большинство фибромиом матки не отличаются по плотности от миометрия, следует обращать внимание на выбухание контура органа. Мелкие фибромиомы не будут выявлены при КТ, но замечательно визуализируются при МРТ;
- некоторые метастазы в печени могут быть пропущены при обычном КТ-исследовании, но выявляться после внутривенного введения йодсодержащего контрастного вещества;
- посттравматическая оболочечная гематома и зона ишемического инсульта в головном мозге проходят в своем развитии изоденсивную стадию, но могут быть выявлены по симптомам смещения структур мозга и сужению борозд.

Еще одним примером, показывающим относительную ценность КТ-денситометрии, является аденома надпочечника, плотность которой соответствует

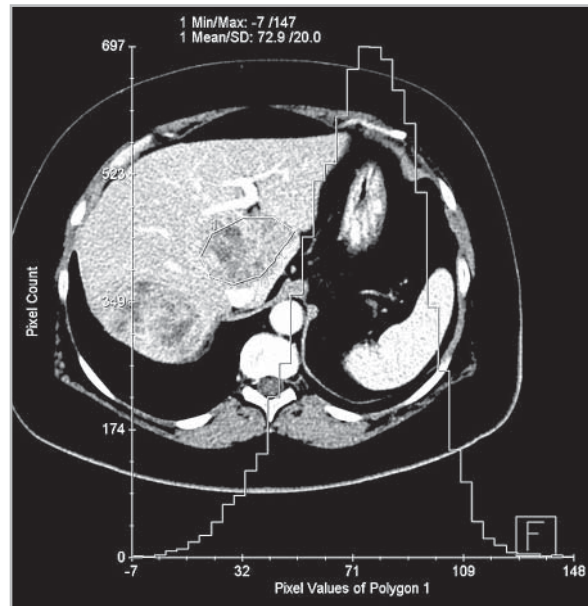


Рис. 8. Анализ плотности опухоли печени с помощью гистограммы.

Средняя плотность опухоли внутри выделенной зоны интереса составляет $72,9 \pm 20,0$ HU.

На гистограмме по оси x откладываются значения плотностей всех вокселей в ROI от минимального (-7 HU) до максимального (148 HU), а по оси y – количество вокселей соответствующей плотности.

жидкости. Такая нетипично низкая для мягкотканной опухоли плотность обусловлена наличием липидов. Незнание этой особенности может привести к неверному заключению «киста надпочечника».

Все эти примеры характеризуют недостаточную контрастную разрешающую способность КТ-визуализации. По данному параметру МРТ во многих случаях имеет преимущество перед КТ.

Наконец, не следует забывать о зависимости КТ-чисел от напряжения в рен-

теновской трубке. При сканировании пациента на разных томографах или том же аппарате с различными значениями киловольт плотность одного и того же образования может отличаться (больше киловольты – ниже плотность).

Измерение расстояний

Размер нормальных и патологических структур является вторым важнейшим количественным параметром, наряду с плотностью, включаемым в описание практически любого КТ-исследования.

На корректность измерения на КТ-изображениях расстояний влияют:

- подготовка пациента к исследованию (например, толщина стенок желудка зависит от степени его наполнения и содержимого – оптимально вода или йодсодержащее контрастное вещество; при заполнении пищей дифференциация стенок может ухудшаться);
- методика сканирования: качество задержки дыхания, толщина среза, использование внутривенного контрастного усиления.

Так, визуализация и, соответственно, измерение некоторых опухолей оптимальны лишь в определенную фазу контрастного усиления: метастазы инсулиномы в печени лучше видны в артериальной фазе контрастного усиления (рис. 9), а метастазы рака ободочной кишки – в порто-венозной. Выполнение следующих простых рекомендаций обеспечит однотипность и воспроизводимость измерений расстояний:

- для надежной визуализации (без усреднения) и достоверного измерения толщина среза должна быть в два раза меньше размера измеряемой структуры [6]. Т. е. при толщине

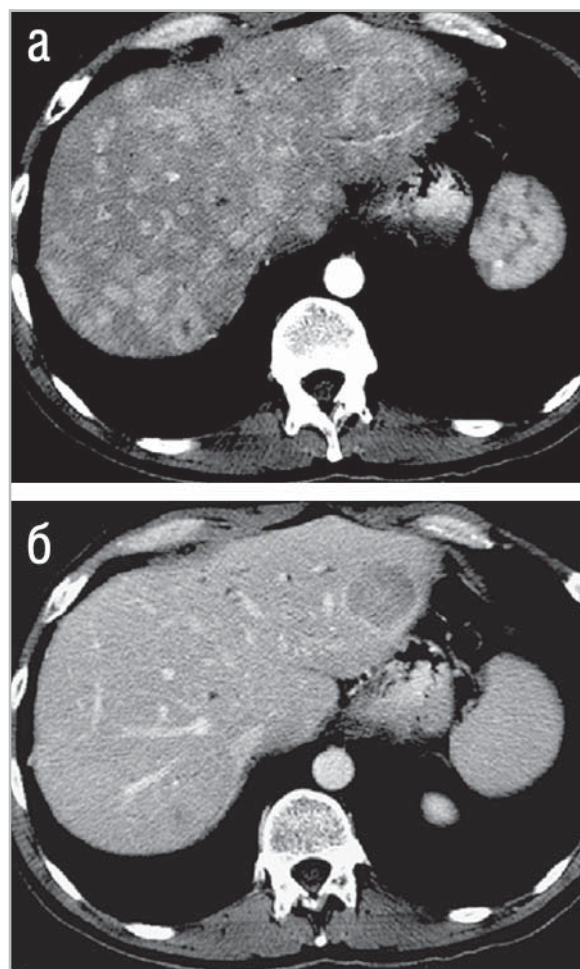


Рис. 9. Влияние фазы контрастного усиления на выявление и измерение метастазов инсулиномы в печени. В артериальной фазе (а) выявляются множественные мелкие метастазы, в порто-венозной фазе (б) – только единичные крупные.

не среза 5 мм достоверными будут измерения очагов, размер которых составляет 10 мм и более. Очаги размером менее ½ толщины среза на КТ-изображениях могут вообще не визуализироваться вследствие эффекта усреднения (рис. 10);

- необходимо использовать окно визуализации, в котором измеряемая структура видна наилучшим образом (например, измерять очаг в легком в легочном окне). При повторных измерениях использовать то же окно визуализации, поскольку в другом окне размер очага может отличаться (рис. 11);
- для образований округлой формы достаточно указать один размер, при неправильной форме обычно указывают два максимальных взаимно перпендикулярных размера в аксиальной плоскости [8] (рис. 12);
- для образований, имеющих максимальный размер не в аксиальной

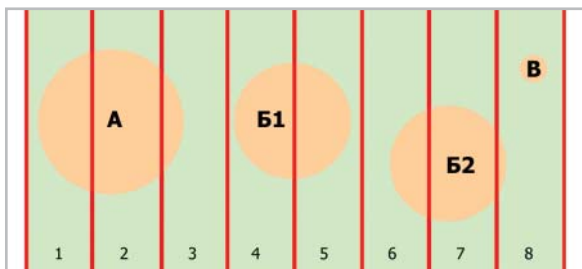
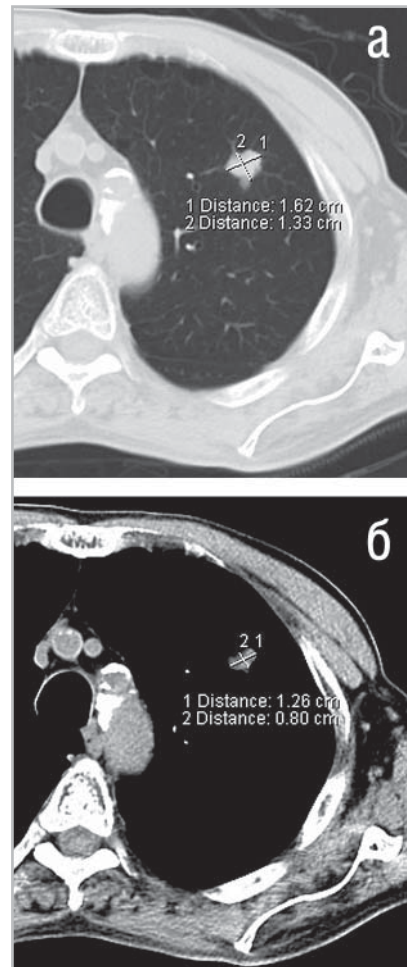


Рис. 10. Влияние толщины среза на измерение очага. Очаг А, диаметр которого более чем в два раза больше толщины среза, полностью попадает в срез 2, в котором его размер будет корректно измерен. В срезы 1 и 3 очаг попадает не полностью, измерение в срезе 1 будет недостоверным, а в срезе 3 очаг вообще не будет виден вследствие эффекта усреднения. Очаг В, размер которого не превышает две толщины среза, будет корректно измерен лишь в том случае, если целиком попадет хотя бы в один из срезов (положение В2, срез 7). В положении В1 размер очага будет недостоверным в обоих срезах 4 и 5 за счет усреднения. Очаг В размером менее 1/2 толщины среза на КТ-изображении вообще не будет визуализироваться вследствие эффекта усреднения.



*Рис. 11. Влияние окна визуализации на измерение очага в легком.
(а) Размеры очага в легочном окне составляют 1,62×1,33 см.
(б) При измерении в мягкотканном окне имеет место искусственное уменьшение размеров до 1,26×0,80 см.*

плоскости, целесообразно указать третий наибольший размер. Необходимо стремиться к тому, чтобы все три размера находились во взаимно перпендикулярных плоскостях.

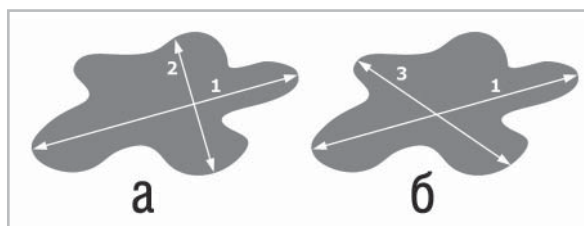


Рис. 12. Измерение образования неправильной формы.

(а) Вначале необходимо измерить максимальный размер образования на срезе (размер 1).

После этого измеряют второй максимальный размер на этом же срезе, строго перпендикулярно к первому (размер 2).

(б) Пример неправильного измерения. Размер 3 измерен неправильно (хотя он и больше размера 2), т. к. не перпендикулярен размеру 1.

Наиболее высоки требования к точности измерений в онкологии. Продолжение, прекращение или изменение схемы лечения часто напрямую зависит от динамики размеров злокачественной опухоли после проведенного курса лечения. Некорректное измерение может стать причиной неправильной тактики и, как следствие, иметь негативные последствия для здоровья пациента и экономики здравоохранения (например, ошибочный отказ в дальнейшем лечении или, напротив, продолжение неэффективной схемы химиотерапии). Поэтому международными организациями разработаны рекомендации по измерению и оценке эффективности лечения злокачественных опухолей – так называемые критерии RECIST (response evaluation criteria in solid tumours, критерии оценки регрессии солидных опухолей) [6].

Помимо стандартизации измерений (см. рекомендации выше) важными моментами критериев RECIST являются:

- рекомендация в целях оценки эффективности лечения измерять лишь один максимальный размер опухоли до и после лечения;
- четкая категоризация эффективности лечения злокачественных опухолей в зависимости от степени их уменьшения (табл. 2).

Так, о прогрессировании опухолевого процесса можно говорить лишь при увеличении максимального размера опухоли более чем на 20 % (т. е. при увеличении с 50 до 59 мм следует говорить о стабилизации, а не прогрессировании). Это имеет важное практическое значение, поскольку даже при полной стандартизации измерений два врача при измерении одного и того же образования неправильной формы могут получить несколько отличающиеся размеры. По этой причине рекомендуется самостоятельно измерять опухоль при текущем и более ранних КТ-исследованиях, а не опираться на измерения опухоли при предыдущих исследованиях, выполненные другим врачом. Такой алгоритм работы подразумевает наличие предыдущих КТ-исследований в цифровом формате.

Измерение углов, площади и объема

Измерение углов, площади и объема находит применение в особых случаях, нередко связанных с необходимостью научного анализа информации. Примерами клинических ситуаций, требующих указанных измерений, являются:

- измерение угла сколиоза или кифоза позвоночника (для этого необходимо построение реконструкций в

Критерии оценки регрессии опухолей RECIST

Таблица 2.

Степень регрессии	Критерий
Полная	Полное исчезновение опухоли
Частичная	Уменьшение максимального размера опухоли более чем на 30 %
Стабилизация	Уменьшение максимального размера менее чем на 30 % или увеличение до 20 %
Прогрессирование	Увеличение максимального размера более чем на 20 % или появление новых опухолей

коронарной или сагиттальной плоскостях соответственно);

- измерение площади гематомы при внутримозговом кровоизлиянии для принятия решения о необходимости нейрохирургического вмешательства;
- измерение объема метастазов в печени как один из критериев принятия решения о выполнимости хирургической резекции.

Измерение объема (вольюметрия) может выполняться в ручном или автоматическом режиме. Первый способ подразумевает следующую последовательность действий:

- обведение контура образования на каждом КТ-срезе;
- программа рассчитывает площадь обведенного участка на каждом срезе;
- умножаем площадь образования на каждом срезе на толщину среза;
- суммируем полученные значения.

До проведения подобных расчетов необходимо убедиться, что срезы прилегают друг к другу без взаимного наложения или пропусков между ними. Недостатком такого способа является его трудоемкость.

Для автоматического расчета объема необходима специальная программа, которая выделяет ткани в указанном

диапазоне плотностей. Необходимым условием работы программы автоматической вольюметрии является отличие плотности образования от плотности окружающих тканей или наличие достаточно четкой границы между ними. Данный способ позволяет измерить объем быстрее, чем вручную, но может быть использован не во всех случаях и быть менее точным, например, если структура опухоли неоднородна, т. е. не попадает в узкий диапазон плотностей.

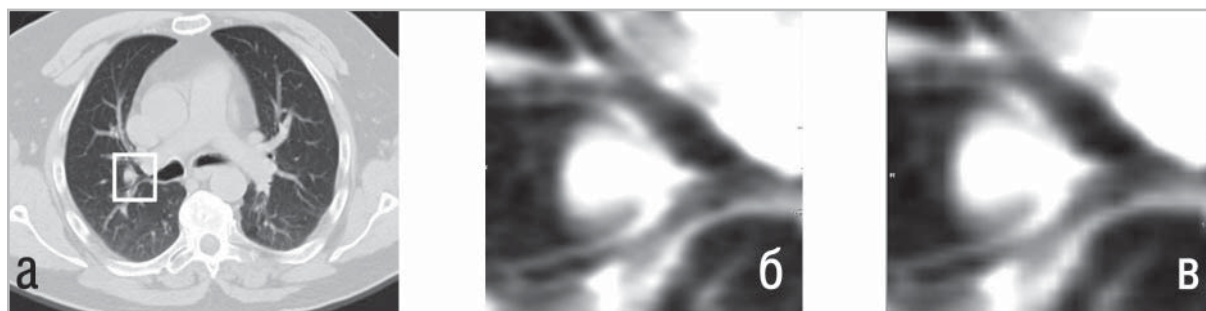
Увеличение изображений

Для увеличения изображения или его участка можно использовать два способа: цифровое увеличение или реконструкцию из сырых данных с меньшим полем реконструкции. Оба способа служат для улучшения рассмотрения деталей изображения, но решают они эту задачу по-разному.

Для понимания сути вопроса уместно заметить, что пространственная разрешающая способность КТ-изображений определяется размером пикселя. Пиксель – это наименьший цифровой элемент КТ-изображения, видеть детали менее размера пикселя невозможно. Чтобы узнать размер пикселя, необходимо размер поля реконструкции разделить на размер матрицы реконструкции, которая в современных томографах составляет 512×512. Например, если при КТ грудной полости исходное поле ре-

конструкции 40×40 см, то размер пикселя составит $400 \text{ мм} / 512 = 0,8 \times 0,8$ мм. Если сделать прицельную реконструкцию участка этого изображения с уменьшенным полем реконструкции 4×4 см,

размер пикселя составит $40 \text{ мм} / 512 = 0,08 \times 0,08$ мм, чем достигается улучшение пространственного разрешения в 10 раз по сравнению с исходным изображением (рис. 13).



*Рис. 13. На КТ-изображении органов грудной полости с полем реконструкции 40×40 см размер пикселя составляет 0,8 мм.
 (б) В случае прицельной реконструкции зоны интереса размером 4×4 см (белый квадрат) размер пикселя уменьшается до 0,08 мм, что позволяет рассмотреть больше деталей без потери качества изображения.
 (в) При цифровом увеличении происходит растяжение пикселей без изменения их размера, в результате чего на изображении появляется пикселизация, видимая как зазубренность стенок бронхов.*

В противоположность такому подходу при цифровом увеличении (зуммировании) изображение растягивается аналогично рассмотрению деталей под лупой. Размер пикселя и, следовательно, пространственная разрешающая способность, при этом не меняются. В результате на изображении может появиться пикселизация, т. е. становятся видны растянутые квадратики-пиксели (рис. 13).

Прицельная реконструкция из сырых данных может быть запланирована до начала КТ-сканирования либо сделана после его окончания, но только до момента стирания сырых данных. При отсутствии сырых данных остается лишь

возможность цифрового увеличения изображений.

Заключение

Мы живем в эпоху перехода на цифровые технологии практически во всех областях повседневной реальности и науки. В данной статье рассмотрены основные принципы визуализации и количественной оценки КТ-изображений, вытекающие из их цифровой природы. Большинство из указанных возможностей применимы и к другим видам медицинских диагностических изображений – цифровым рентгенограммам, УЗИ, МРТ, ядерной медицины. Гораздо более сложным и наглядным способом представле-

ния КТ-данных является их двухмерная и трехмерная реконструкция, что станет темой следующей публикации.

Список литературы

1. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография: Учебное пособие: пер. с англ.; под ред. А.В. Зубарева, Ш.Ш. Шотемора. М.: МЕДпресс-информ, 2007. 712 с.
2. Тарутин И. Г., Хоружик С. А., Чиж Г.В. Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике: сб. норматив. док. / сост. Н.А. Артемова [и др.]. Мн., 2009. С. 92-119.
3. Труфанов Г., Рудь С. Рентгеновская компьютерная томография. Руководство для врачей: Фолиант, 2008. 1202 с.
4. Хоружик С. А., Михайлов А. Н. Доза облучения при компьютерно-томографических исследованиях: дозиметрические параметры, измерение, способы снижения, радиационный риск // Вестник рентгенологии и радиологии. 2007. № 6. С. 53-62.
5. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство. 2е изд., перераб. и доп.: М.: Медлит., 2008. 224 с.
6. Eisenhauer E. A., Therasse P., Bogaerts J. New response evaluation criteria in solid tumours: Revised RECIST guideline (version 1.1) // European J of Cancer. 2009. Vol. 45. P. 228-247.
7. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262. – Luxembourg: Office for official publications of EC, 1999.
8. Miller A. B., Hoogstraten B., Staquet M., Winkler A. Reporting results of cancer treatment // Cancer. 1981. Vol. 47. N 1. P. 207-214.