

ЛЕКЦИИ, ОБЗОРЫ

УДК 616-073.7+616.36-006

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов

ВОЗМОЖНОСТИ ДВУХЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ОЧАГОВЫХ ОБРАЗОВАНИЙ ПЕЧЕНИ

^{1,2}А. С. Савельева, ^{1,2}Е. А. Карлова, ¹А. В. Протопопов, ²Н. А. Меркулова,
¹З. М. Тяжельникова

¹Красноярский государственный медицинский университет им. профессора В. Ф. Войно-Ясенецкого, г. Красноярск, Россия

²Красноярский краевой клинический онкологический диспансер им. А. И. Крыжановского, г. Красноярск, Россия

© Коллектив авторов, 2018 г.

Своевременная и точная диагностика очагового поражения печени, несмотря на имеющийся арсенал модальностей лучевого обследования, до сих пор остается сложной задачей. Особую трудность представляют очаги малого диаметра, атипичный характер контрастирования; сочетание множественных образований различного генеза; очаги на фоне диффузных изменений печени; поражения печени, имитирующие новообразования. Метод двухэнергетической компьютерной томографии дает новые алгоритмы анализа, отличные от традиционной КТ. В статье представлен обзор литературы, посвященной использованию качественных и количественных параметров спектрального сканирования в разные фазы контрастного усиления в дифференциальной диагностике очаговых образований печени. Использование низкоэнергетических монохроматических изображений и количественный анализ содержания йода способствуют лучшей визуализации очагов печени и большей уверенности в их дифференциальной диагностике.

Ключевые слова: двухэнергетическая компьютерная томография, очаговое поражение печени, дифференциальная диагностика.

POSSIBILITIES OF DUAL-ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY IN THE DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF FOCAL LESIONS OF THE LIVER

^{1,2}A. S. Saveleva, ^{1,2}E. A. Karlova, ¹A. V. Protopopov, ²N. A. Merkulova, ¹Z. M. Tyazhelnikova

¹Prof. V. F. Voino-Yasenetsky Krasnoyarsk State Medical University, Krasnoyarsk, Russia

²A. I. Kryzhanovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncological Centre, Krasnoyarsk, Russia

Timely and accurate diagnosis of focal lesions of the liver, despite the existing arsenal of radiation examination modalities, still remains a challenge. Particular difficulty is caused by foci of small diameter, an atypical character of contrasting; a combination of multiple formations of different genesis; focus against the background of diffuse liver damage; liver damage, mimicking tumors. DECT method gives new analysis algorithms that are different from traditional CT. The article presents a review of the literature on the use of qualitative and quantitative parameters of spectral scanning in different phases of contrast enhancement in the differential diagnosis of liver focal lesions. The use of low-energy monochromatic images and the quantitative analysis of iodine content contribute to a better detection of liver foci and greater confidence in differential diagnosis.

Key words: dual-energy computed tomography, liver lesion, differential diagnostics.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2018-9-4-13-20>

Введение. Двухэнергетическая компьютерная томография (ДЭКТ) — метод, который использует для получения изображений два различных спектра рентгеновского излучения. Это дает дополнительную информацию о составе исследуемой ткани, позволяет дифференцировать и классифицировать раз-

личные материалы (например, воду, жир, йод, кальций, железо и т.д.), поэтому иногда этот метод называют спектральной компьютерной томографией [1–4]. Для двухэнергетических изображений характерны возможность выбора оптимального соотношения «контраст-шум» и уменьшение различного рода

артефактов, поэтому ДЭКТ обладает большим потенциалом для улучшения визуализации поражения и определения его характеристик по сравнению с традиционной компьютерной томографией (КТ) [5].

Технологии двухэнергетического сканирования.

Основы технологии ДЭКТ и ее перспективы были описаны еще в 1973 г. G. N. Hounsfield, который утверждал, что возможно определение эффективно-го атомного числа материала, если известны коэффициенты поглощения при двух различных значениях энергии — 100 кВ и 140 кВ [6]. Однако применение метода было ограничено необходимостью выполнения двух последовательных сканирований, что сопровождалось удвоенной лучевой нагрузкой и разницей во времени между сбором данных. Клиническое использование ДЭКТ стало возможным с появлением специализированных компьютерных томографов, первый из которых был представлен фирмой Siemens в 2006 г. В двухтрубчатом томографе «Somatom Definition» реализована технология одновременного сканирования двумя источниками рентгеновского излучения с высокой (140–150 кВ) и низкой (80–100 кВ) энергиями, каждому из которых соответствует детектор. Потенциальным недостатком таких систем ДЭКТ является ограниченная оценка всех периферически расположенных структур у крупных пациентов, так как рентгеновские трубки имеют разные поля зрения: если для источника с низкой энергией оно составляет 50 см, то для трубки с высокой энергией ограничено 25–35 см (в зависимости от поколения сканера) [7, 8].

Позже фирмы-производители КТ предложили различные варианты одноисточниковых томографов с возможностью двухэнергетического сканирования. Так, в 2008 г. фирма GE Healthcare представила томограф «Discovery CT 750 HD», в котором технология ДЭКТ осуществляется за счет быстрого переключения напряжения на рентгеновской трубке между 80 и 140 кВ с интервалом между излучениями 0,25 мс во время одного ее оборота, в сочетании с детектором, обладающим высокой чувствительностью и низким «послесвечением». Важно, что эта технология сканирования обеспечивает полное поле ДЭКТ апертурой в 50 см и таким образом позволяет осуществлять одномоментное сканирование в режиме двух энергий без ограничений выборки [9].

Системы с одним источником рентгеновского излучения фирмы Siemens используют либо два последовательных спиральных сканирования при разных значениях кВ и миллиампер, либо двухлучевую технологию. При первом режиме сканирование выполняется с перекрытием: первая спираль использует низкие значения энергии (80 кВ) и маленький шаг (0,6), вторая — высокие значения энергии (130 или 140 кВ) и больший шаг спирали (шаг 1,2); оба набора данных включают полное количество проекций для низкого и высокого энергетических уровней, при этом лучевая нагрузка каж-

дой спирали равна примерно половине дозы обычного сканирования на 120 кВ. При втором режиме сканирования используется принцип Twin beam — «раздвоенный пучок», когда обычный рентгеновский луч с энергией 120 кВ разделяется фильтром (при помощи двух разных материалов: золота и олова) на спектры высоких и низких энергий; сбор данных осуществляется одним детектором, при этом одна половина детектора собирает данные для высокой энергии, другая — для низкой [10].

Одноисточниковые КТ-сканеры фирмы Toshiba используют технологию последовательного двухэнергетического сканирования: рентгеновская трубка переключается между высоким и низким кВ для каждого вращения с непрерывным движением стола для генерации спектров с высокой и низкой энергией. Недостатком является то, что наличие интервала между сканированиями может привести к неправильной регистрации дыхательных и сердечных сокращений и к временному изменению контрастного усиления [7].

Компания Philips предложила принципиально иной вариант, когда технология ДЭКТ реализуется не на уровне источника рентгеновского излучения, а на уровне детекторов. Эта система использует детекторы, которые состоят из двух слоев: поверхностного, который поглощает рентгеновские фотоны с низкой энергией, и глубокого, который поглощает фотоны с высокой энергией [11].

Несмотря на различие в технике получения изображений и сборе первичных данных, подходы к анализу и интерпретации двухэнергетических изображений схожи и не зависят от технологии ДЭКТ. Использование различных алгоритмов постобработки позволяет сгенерировать уникальные, характерные только для ДЭКТ, серии изображений: виртуальные монохроматические изображения при различных уровнях энергии, изображения разделения материалов, виртуальные неконтрастные изображения и изображения, отражающие распределение эффективных атомных чисел, которые используются в разных клинических ситуациях [5–7, 12–14].

Виртуальные неконтрастные изображения получают способом «вычитания плотности йода» из постконтрастных КТ-серий, что позволяет исключить нативное сканирование и уменьшить лучевую нагрузку на пациента при многофазных контрастных исследованиях [9, 15–17]. Оценка эффективных атомных чисел используется, главным образом, в урологии для определения химического состава мочевого конкремента [13, 18]. Основными алгоритмами ДЭКТ, применяемыми для выявления и дифференциальной диагностики образований паренхиматозных органов, в том числе очаговых образований печени, являются виртуальные монохроматические изображения и разделение материалов, на которых необходимо остановиться более подробно.

Алгоритмы анализа изображений ДЭКТ

1. Построение виртуальных монохроматических изображений. На основании двух наборов данных, полученных при сканировании с двумя различными спектрами полихроматического излучения, создаются виртуальные монохроматические изображения (ВМИ, virtual monochromatic images, VMI), которые отражают распределение коэффициентов поглощения в томографическом срезе при предположении, что сканирование осуществлялось монохроматическим рентгеновским излучением с точным значением энергии фотонов, измеряемой в кэВ. Диапазон энергий ВМИ, генерируемых для каждого среза, зависит от поставщика оборудования и составляет 40–140 кэВ на сканерах GE, 40–190 кэВ на различных томографах Siemens и 40–200 кэВ на спектральных сканерах Philips [12].

Клинически важными приложениями являются уменьшение артефактов жесткости пучка, оптимизация качества изображения и уменьшение артефактов от металла [19]. Важнейшим свойством, которое определяет возможность выявления патологических изменений на фоне нормальной ткани, является отношение «контраст-шум» (contrast-to-noise ratio, CNR) [14]. Исследования подтвердили, что ВМИ могут идентифицировать едва различимое усиление контрастности по сравнению с полихроматическими изображениями [20, 21]. В целом, изображения с низкой энергией (40–80 кэВ) отличаются улучшенной контрастностью из-за более высокого ослабления пучка йодом, но имеют больше шума. И, наоборот, изображения с высокой энергией (95–150 кэВ) обеспечивают меньшую контрастность и меньше шума. Появляется возможность выбора монохроматического изображения с оптимальным соотношением «контраст-шум», что способствует лучшей выявляемости поражений, улучшает их характеристические данные. Для исследований, где необходима высокая контрастность между объектом исследования и окружающими тканями (например, КТ-ангиография), используют низкоэнергетические ВМИ (45–55 кэВ). ВМИ средней энергии (60–75 кэВ) идеально подходят для оценки поражений паренхиматозных органов и мягких тканей из-за баланса между адекватным контрастированием и оптимальным соотношением «контраст-шум». Высокоэнергетические ВМИ (95–140 кэВ) используют для устранения/уменьшения артефактов, связанных с металлом [2, 14, 19, 22].

На основе виртуальных монохроматических изображений строится виртуальная спектральная кривая (ВСК, virtual spectral curves, VSC), которая представляет собой кривую зависимости рентгеновской плотности (в единицах Хаунсфилда) от значений энергии. Качественный и количественный анализ спектральных кривых открывает новые возможности в интерпретации полученных данных [23, 24]. Качественный анализ включает оценку формы кри-

вой образования, ее расположение относительно референсных зон, построенных для паренхиматозного органа и аорты. Количественный анализ включает вычисление индекса наклона (ИН) спектральных кривых по формуле, предложенной Q. Wang и соавт. (2014): $ИН = (ROI_{40} - ROI_{110})/70$, где ROI_{40} и ROI_{110} значения плотности в единицах Хаунсфилда, измеренные на ВМИ при 40 и 110 кэВ соответственно [23].

2. Алгоритм разделения материалов. Разделение материалов является базовым алгоритмом ДЭКТ, позволяющим построить карты распределения как основных (вода, йод, кальций, жир), так и дополнительных материалов (например, железо, кровь, гадолиний и др.) в томографическом срезе, а также определить их количество в области интереса.

Основные принципы и методы разложения материалов, клинические применения спектрального анализа описаны различными авторами [1, 3, 5, 13, 14, 22, 25–28]. Так, S. T. Lagoia и соавт. (2016) показали, что материал-специфические изображения отражают распределение и концентрацию данного материала в тканях независимо от присутствующего ей затухания [28]. Основные вещества, составляющие мягкие ткани (водород, кислород, углерод, азот) имеют более низкие атомные числа, чем кальций или другие элементы, присутствующие в следовых концентрациях (железо, медь, цинк, йод, марганец), а также экзогенно вводимые вещества, например, йод- и гадолиний-содержащие контрастные средства. Именно поэтому алгоритмы двухкомпонентного спектрального разложения предполагают, что каждый отображаемый воксел состоит из двух материалов — элементов с низким и высоким атомным числом. Количество этих двух материалов рассчитывается на основе затухающих свойств этих материалов при двух различных энергиях. Затухание каждого материала было предварительно рассчитано на основе его коэффициента ослабления, массы и атомного номера. В зависимости от клинической ситуации любые два материала могут быть выбраны исследователем для двухкомпонентного разложения. Однако материалы со схожими спектральными свойствами будут предоставлять ограниченную информацию, так как изображения плотности массы будут почти одинаковыми [4, 10, 14, 28, 29].

Основной парой материалов, используемой в клинической практике, являются йод и вода. Алгоритм разложения материалов этой пары и возможности реконструкции материал-специфических изображений при ДЭКТ позволяют построить йодные карты, которые отражают распределение йода. Этот элемент в тканях дает большее поглощение рентгеновских фотонов, усиливая ослабление луча и контрастность изображения [1, 4]. При исследовании с контрастным усилением йодные карты, которые можно представить в различных цветовых шкалах, показывают распределение контрастного веще-

ства в томографическом срезе. Качественный анализ йодных карт позволяет с большей уверенностью высказаться о накоплении контрастного вещества в неоднозначных диагностических ситуациях: например, когда затруднены выявление и характеристика образований, имеющих малые размеры или небольшие различия в затухании по сравнению с нормальными тканями; при псевдоусилении в виде ободка на границе «образование-здоровая ткань» [25, 28].

Кроме того, выбрав область интереса (ROI) на йодной карте, можно измерить количество йода в ткани в $\text{мг}/\text{см}^2$ (или концентрацию йода в $\text{мг}/\text{мл}$ в вокселе), тем самым количественно оценить накопление контрастного вещества, не прибегая к анализу усредненных значений рентгеновской плотности в единицах Хаунсфилда. Поскольку материал-специфические изображения йода (йодные карты) не зависят от присущего ткани затухания, они являются более надежным показателем контрастного усиления по сравнению с оценкой значений рентгеновской плотности при традиционных многофазных контрастных исследованиях [26, 30–32].

Lv. Peijie и соавт. (2011) доказали объективность оценки концентрации йода на спектральных изображениях экспериментально: наборы из 14 пробирок, содержащих различные известные концентрации йода, от 0,5 до 50,0 $\text{мг}/\text{мл}$, были отсканированы с помощью протокола ДЭКТ. Концентрация йода, измеренная на йодных картах, сравнивалась с истинной концентрацией в каждой пробирке. Исследователи наблюдали соответствие между концентрацией йода на материал-специфических изображениях и фактическим содержанием йода в пробирке с относительными погрешностями $< 10\%$ [33].

Применение ДЭКТ при диагностике очаговых образований печени. В большом количестве исследований показано значение низкоэнергетических ВМИ и йодных карт для идентификации опухолей различной локализации [2, 3, 6, 7, 14, 18, 22, 27, 32, 34–37]. Работы, посвященные дифференциальной диагностике образований печени, немногочисленны, и, главным образом, связаны с анализом концентрации йода в различных очагах.

Одним из первых исследований, в котором изучались возможности ДЭКТ в дифференциальной диагностике очаговых образований печени, является работа Lv. Peijie и соавт. (2011), в которой проанализированы 65 гиперваскулярных образований размером менее 3 см у 49 пациентов (30 гемангиом и 35 гепатоцеллюлярных карцином (ГЦР), 9 из которых развились на фоне цирроза печени). Сканирование в режиме двух энергий осуществлялось в позднюю артериальную (АФ) и порто-венозную фазы (ПВФ); концентрация йода (IC) для каждого образования (IC_{les}) была измерена на йодных картах и нормализована по IC в аорте (NIC); кроме того, рассчитана разница концентрации йода в очаге в АФ и в ВФ (ICD), а также отношение IC в очаге поражения к IC

в паренхиме печени (LNR). При исследовании получены данные о том, что показатели NIC и LNR оказались весьма чувствительны для дифференцировки гемангиомы от ГЦК независимо от наличия цирроза печени — в группе пациентов с гемангиомами эти показатели были значительно выше в обе фазы контрастирования. Также отмечено, что значение ICD в группе гемангиом почти в четыре раза превышало значение этого показателя у пациентов с ГЦК на фоне цирроза, что, по предположению авторов, связано с высокой долей малых гемангиом, характеризующихся быстрым и полным контрастированием. ROC-анализ показал, что NIC и LNR были особенно значимыми при дифференциации гемангиомы и ГЦК на фоне цирроза, при этом чувствительность, по сравнению с традиционной КТ, повысилась с 87 до 97%, а специфичность — с 89 до 100%. Вместе с тем статистический анализ не выявил достоверной разницы в площадях, находящихся под характеристической кривой между количественным и качественным анализом, что может быть связано с малой выборкой в данном исследовании [33].

При изучении возможностей ДЭКТ в дифференциальной диагностике ГЦК и фокальной нодулярной гиперплазии (ФНГ) Yu. Yu и соавт. (2013) также выявили высокую чувствительность и специфичность показателей NIC и LNR. Концентрация йода увеличивалась в ФНГ и была достоверно выше, чем в ГЦК, как в АФ, так и в ПВФ. С помощью ROC-анализа исследователи определили пороговые значения параметров для повышения диагностической точности метода при дифференцировке ГЦК от ФНГ. При этом рассчитанное пороговое значение 4,33 параметра LNR в АФ привело к 100% чувствительности и специфичности. По сравнению с обычным качественным анализом изображений, применение количественного анализа при спектральной КТ улучшило чувствительность с 83 до 100% и специфичность с 81 до 100%. Тем не менее пороговые значения, полученные в исследовании, были рассчитаны для конкретных по численности групп (58 пациентов, из них 42 — с ГЦК и 16 — с ФНГ) и, вероятно, были переоценены. Авторы отмечают, что точность пороговых значений должна быть подтверждена в исследовании с выборкой большего объема. Кроме того, в этой работе был проведен анализ коэффициента «контраст-шум» (contrast-to-noise-ratio, CNR) на различных энергетических уровнях в АФ и ПВФ двухэнергетического сканирования. Показано, что коэффициент CNR на низких уровнях энергии (40–70 кэВ) существенно выше, чем на высоких уровнях энергии (80–140 кэВ). Оптимальное соотношение «контраст-шум» для выявления ГЦК и ФНГ отмечалось при 50 кэВ в АФ и 70 кэВ в ПВФ. При качественном анализе обычных полихроматических изображений две ГЦК были пропущены, но обнаружены на монохроматических изображениях при уровне энергии 70 кэВ и йодных

картах. Таким образом, в исследовании все ГЦК и ФНГ были обнаружены на 70 кэВ монохроматических изображениях или изображениях на основе распределения йода [38].

Целью следующего исследования Y. Yu и соавт. (2013) было оценить значение спектральной компьютерной томографии в дифференцировании ГЦК и ангиомиолипомы (АМЛ). Авторы проанализировали 45 ГЦК и 8 АМЛ у 53 пациентов, которым была выполнена ДЭКТ в АФ и ПВФ. Для дифференцирования ГЦК и АМЛ исследователями был проведен качественный анализ образований, используя стандартные полихроматические изображения, при этом чувствительность и специфичность составили 84 и 50% соответственно. Количественный анализ с использованием спектральной КТ улучшил как чувствительность, так и специфичность до 100% по сравнению с традиционным качественным и полуквантитативным анализом КТ-изображений. Однако, как и в предыдущем исследовании, авторы отмечают, что пороговые значения для NIC и LNR, основаны на конкретных сравниваемых группах и, следовательно, были переоценены; точность пороговых значений должна быть подтверждена в исследовании с выборкой большего объема, а также, возможно, для различных патогистологических типов ГЦК и других гиперваскулярных образований печени (ФНГ, аденома, гемангиома) [39].

Функциональный аспект спектральной КТ был продемонстрирован в исследовании S. T. Lagoia и соавт. (2016). Авторы представили результаты исследований различного рода регенераторных и диспластических узлов, ГЦК у пациентов с циррозом печени с применением виртуальных монохроматических изображений и количественного анализа йодных карт [28]. Основной идеей их работы было то, что увеличение артериальной васкуляризации и уменьшение портального потока в узлах, которое может быть продемонстрировано при ДЭКТ, прогнозирует переход от пограничных поражений к злокачественным формам в течение определенного периода времени [38, 39]. Этот аспект спектральной КТ и количественный анализ плотности йода в узле печени, который может предсказать его васкуляризацию, составляет основную концепцию их исследования. Авторы впервые попытались идентифицировать ГЦК от других очаговых поражений печени путем количественной оценки распределения йода, установили точку отсечки плотности йода на материал-специфических изображениях в 29,5 мг/дл для диагностики ГЦК, когда обычная КТ не может охарактеризовать природу поражения в цирротической печени, и предложили использовать ее вместо биопсии [28].

Перспективный качественный и количественный анализ аваскулярных (n=20) и сосудистых (n=38) очаговых образований печени провели K. N. Lago и соавт. (2017), сравнивая ДЭКТ и стандартную

одноэнергетическую КТ в порто-венозную фазу сканирования. Плотность в единицах Хаунсфилда была измерена в очаге поражения и в окружающей неизменной паренхиме печени при исходном полихроматическом поглощении и в реконструированных монохроматических изображениях при 40 кэВ, 70 кэВ и 140 кэВ. Были построены и проанализированы спектральные кривые, рассчитаны индекс двойной энергии (dual-energy index, DEI) и коэффициент «контраст-шум» для этих энергетических уровней. DEI рассчитывался по следующей формуле: $HU_A - HU_B / (HU_A + HU_B + 2000)$, где HU_A представляет собой плотность в очаге поражения в HU на самом низком энергетическом уровне, а HU_B — плотность в очаге поражения на самом высоком уровне энергии. Оценка этого показателя, по мнению авторов, может быть очень полезной, поскольку он демонстрирует значительные различия между аваскулярными и сосудистыми образованиями печени. DEI был рассчитан между 70 и 40 кэВ и между 140 и 40 кэВ, получены достоверные различия для аваскулярных и сосудистых образований, при этом значение показателя оказалось значительно выше для гиперваскулярных очагов. Спектральные кривые и DEI могут быть чрезвычайно ценными при дифференцировке гиповаскулярных очагов размером менее 1 см без контрастного усиления и накапливающих контрастное средство, которые часто представляются как неспецифические при традиционной КТ. Кроме того, авторы исследования высказывают идею о возможности значительного снижения лучевой нагрузки, когда, например, диагноз кистозного поражения печени может быть подтвержден или снят с помощью обследования только в ПВФ с использованием техники ДЭКТ, без необходимости многофазного сканирования. Сравнивая коэффициенты «контраст-шум», авторы отметили, что оптимальный энергетический уровень для изучения очагового поражения печени составляет 70 кэВ. Хотя лучшая выявляемость очагов печени наблюдалась на низких уровнях энергии (40 кэВ), что связано с увеличением контрастности ткани. Это исследование также имеет некоторые ограничения: оно проводилось без сравнения данных с МРТ, интервенционными методами, гистологической верификацией; относительно небольшая выборка пациентов; отсутствие анализа артериальной фазы, которая может быть полезна для выявления гиперваскулярных образований; и использования других инструментов ДЭКТ, к примеру, карт разложения материалов на основе йода и воды [20].

Подобные результаты были получены D. Saguso и соавт. (2016), которые сравнивали качество изображения при традиционной КТ с сериями ВМИ от 40 до 100 кэВ с шагом в 5 кэВ, а также при 110, 120, 140 и 190 кэВ. Анализ 49 гиподенсивных поражений в ПВФ показал самое высокое качество изображений ВМИ при 50 кэВ по сравнению

с ВМИ на других энергетических уровнях и традиционной одноэнергетической КТ [21].

Вместе с тем J. Nattenmüller и соавт. (2015) при анализе 21 гиподенсивного образования у пациентов со стеатозом печени не выявили дополнительного диагностического преимущества ДЭКТ перед традиционной КТ в выявляемости очагов [40].

Q. Wang и соавт. (2013) использовали иной подход к анализу двухэнергетических изображений, изучив качественные и количественные характеристики ВСК при очаговых поражениях печени. Авторы включили в свое исследование 121 пациента (у 23 из них была диагностирована гемангиома печени, у 28 — ГЦК, у 40 — метастазы и у 30 пациентов были простые кисты), которым была выполнена ДЭКТ с использованием стандартной трехфазной методики сканирования печени, при этом в ПВФ сканирование проводили в режиме ДЭКТ. В результате спектральные кривые четырех типов поражения печени имели различные базовые уровни: у гемангиом наблюдался самый высокий исходный уровень кривой, которая имела вид гиперболы, ниже ее располагались кривые ГЦК, еще ниже — метастазы, и для кист была характерна плоская кривая. По сравнению со спектральной кривой паренхимы печени, кривая гемангиомы была выше при значении энергий 40–110 кэВ, на уровне 100–110 кэВ эти ВСК, как правило, пересекались, и на более высоких энергетических уровнях кривая гемангиомы опускалась ниже кривой паренхимы печени. Кривые ГЦК и метастазов были ниже ВСК паренхимы печени по всему спектру и параллельны ей на более низких уровнях кэВ. Кривые простых кист были плоскими и значительно отличались по наклону и исходным значениям КТ-чисел от кривых других образований и паренхимы печени. Авторы показали существенные различия между ВСК гемангиом, ГЦК, метастазов и кист печени в ПВФ сканирования. Однако спектральные кривые ГЦК и метастазов были похожи, и значения индекса наклона ВСК частично перекрывались, поэтому эффективность дифференциальной диагностики между этими образованиями была менее удовлетворительной. Тем не менее авторы отметили, что количественный анализ наклона спектральной кривой может быть использован для отличия гемангиом, злокачественных опухолей и кист печени. Диагностическая чувствительность и специфичность анализа ВСК составила для гемангиом 87 и 100%, для ГЦК — 82,1 и 65,9%, для метастазов — 65,9 и 59% и для кист — 44,4 и 100% соответственно [23].

Отмечая существенное увеличение диагностической точности ДЭКТ по сравнению с традиционной КТ, авторы большинства работ указывают на такие ограничения исследований, как небольшое количество пациентов, ограниченность нозологических видов образований печени, а также отсутствие сравнения с методом МРТ, который в настоящее время является эталонным для выявления и диффе-

ренциальной диагностики очагового поражения печени [17, 23, 33, 38, 39].

В 2017 г. появились первые работы, в которых проводилось сравнение диагностической эффективности методов МРТ и ДЭКТ у пациентов с гиперваскулярными образованиями печени. В одной из них D. Muenzel и соавт., проанализировав 236 гиперваскулярных образований (31 из них — доброкачественные, 205 — злокачественные) у 52 пациентов, определили, что материал-специфичные изображения йода обладают более высокой диагностической достоверностью, по сравнению с монохроматическими изображениями при 65 кэВ, и сопоставимы с МРТ в выявлении и дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных образований [41].

В другом исследовании D. Pfeiffer и соавт. попытались определить диагностический потенциал метода ДЭКТ, по сравнению с МРТ, в количественной оценке контрастного усиления путем определения поглощения йода и вымывания контрастного вещества гепатоцеллюлярной опухолью. Авторами был введен параметр комбинированного CNR для оценки вымывания контрастного вещества, полученный из АФ и ПВФ контрастирования ВМИ (65 кэВ), картах количественного распределения йода и при динамической МРТ. Следует отметить, что при анализе ГЦК у 31 пациента наилучшую контрастность между опухолью и окружающей паренхимой печени и высокий комбинированный коэффициент CNR показали материал-специфические изображения йода, по сравнению с ВМИ и даже динамической МРТ. Согласно Li-RADS, вымывание контрастного вещества в ПВФ фазу является важным диагностическим критерием ГЦК, в связи с этим потенциальные возможности ДЭКТ в объективной, количественной оценке этого параметра повышают интерес к методу и его ценность для наблюдения за пациентами с высоким риском развития ГЦК [42].

Выводы. Таким образом, большинство исследователей отмечают высокую эффективность и перспективность использования ДЭКТ в выявлении и дифференциальной диагностике очаговых образований печени. Денситометрические различия между разными типами поражения печени при низких уровнях энергии обеспечивают ускоренное обнаружение очагов, в том числе размером менее 1 см, которые представляют наибольшую трудность на обычных полихроматических изображениях. По мнению многих авторов, дополнительные инструменты ДЭКТ позволяют с большей уверенностью высказаться об этиологии поражения. Однако отсутствие единого подхода к протоколу сканирования (в какую фазу необходимо применение технологии ДЭКТ?), к алгоритмам анализа (какие серии материал-специфических изображений, какие уровни кэВ необходимо просматривать для выявления образования?) и к выбору количественных парамет-

ров (различные показатели концентрации йода, коэффициент вымывания, наклон спектральных кривых, индекс двойной энергии?) при дифференциальной диагностике очаговых поражений печени, требуют проведения дальнейших исследований. И,

наконец, очень важно сравнить точность метода ДЭКТ с МРТ и точность традиционной КТ, чтобы определить место спектральной КТ в алгоритме диагностики как гипо-, так и гиперваскулярных образований печени.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Patino M., Prochowski A., Agrawal M.D. et al. Material separation using dual-energy CT: Current and emerging applications // *Radiographics*. 2016. Vol. 36. P. 1087–1105.
- De Cecco C.N., Schoepf U.J., Steinbach L. et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 3: Vascular, Cardiac, Pulmonary, and Musculoskeletal Applications // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2016. Vol. 41. P. 1–7.
- De Cecco C.N., Darnell A., Rengo M. et al. Dual-energy CT: oncologic applications // *AJR*. 2012. Vol. 199, No 5. P. 98–105.
- Johnson T.R.C. Dual-Energy CT: general principles // *AJR*. 2012. Vol. 199. P. 3–8.
- Silva A.C., Morse B.G., Hara A.K. et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging // *Radiographics*. 2011. Vol. 31. (4). P. 1031–1046.
- Bolus D.N. Dual-Energy Computed Tomographic Scanners: Principles, Comparisons, and Contrasts // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2013. Vol. 37. P. 944–947.
- Mc Collough C.H., Leng S., Yu L., Fletcher J.G. Dual- and multi-Energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications // *Radiology*. 2015. Vol. 276. P. 637–653.
- De Cecco C.N., Darnell A., Macías N. et al. Second-generation dual-energy computed tomography of the abdomen: radiation dose comparison with 64- and 128-row single-energy acquisition // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2013. Vol. 37 (4). P. 543–546.
- Kaza R.K., Raff E.A., Davenport M.S. et al. Virtual Unenhanced Images Generated Using Multimaterial Decomposition from Fast Kilovoltage-switching Dual-energy CT // *Acad. Radiol.* 2017. Vol. 24 (3). P. 365–372.
- Kaufmann S., Sauter A., Spira D. et al. Tin-filter enhanced dual-energy-CT: image quality and accuracy of CT numbers in virtual noncontrast imaging // *Acad. Radiol.* 2013. Vol. 20. P. 596–603.
- Ananthakrishnan L., Rajiah P., Ahn R. et al. Spectral detector CT-derived virtual noncontrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT // *Abdominal Radiology*. 2017. Vol. 42 (3). P. 702–709.
- Siegel M.J., Kaza R.K., Bolus D.N. et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 1: Technology and Terminology // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2016. Vol. 40. P. 841–845.
- Foley W.D., Shuman W.P., Siegel M.J. et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 2: Radiation Dose and Iodine Sensitivity // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2016. Vol. 40. P. 846–850.
- Grajo J.R., Patino M., Prochowski A. et al. Dual energy CT in practice: basic principles and applications // *Appl. Radiol.* 2016. P. 6–12.
- Sosna J., Mahgerefteh S., Goshen L. et al. Virtual nonenhanced abdominal dual-energy MDCT: Analysis of image characteristics // *World J. Radiol.* 2012. Vol. 4 (4). P. 167–173.
- Tian S.F., Liu A.L., Liu J.H. et al. Application of computed tomography Virtual Noncontrast Spectral Imaging in evaluation of hepatic metastases: a preliminary study // *Chin. Med. J.* 2015. Vol. 128, Issue 5. P. 610–614.
- Lee S.H., Lee J.M., Kim K.W. et al. Dual-energy computed tomography to assess tumor response to hepatic radiofrequency ablation: potential diagnostic value of virtual noncontrast images and iodine maps // *Invest. Radiol.* 2011. Vol. 46 (2). P. 77–84.
- De Cecco C.N., Boll D.T., Bolus D.N. et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 4: Abdominal and Pelvic Applications // *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2017. Vol. 41, No 1. P. 8–14.
- Stolzmann P., Frauenfelder T., Pfammatter T. et al. Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: detection with dual-energy dual-source CT // *Radiology*. 2008. Vol. 249. P. 682–691.
- Lago K.N., Vallejos J., Capunay C. et al. Dual-energy computed tomography for the detection of focal liver lesions. Tomografía computada de doble energía para la detección de lesiones focales hepáticas // *Radiologia*. 2017. Vol. 59 (4). P. 306–312.
- Caruso D., De Cecco C.N., Schoepf U.J. et al. Can dual-energy CT improve visualization of hypoenhancing liver lesions in portal venous phase? Assessment of advanced image-based virtual monoenergetic images // *J. Clin. Imaging*. 2016. Vol. 41. P. 118–124.
- Morgan D.E. The Role of Dual-Energy Computed Tomography in Assessment of Abdominal Oncology and Beyond // *Radiol. Clin. N. Am.* 2018. Vol. 56. P. 565–585.
- Wang Q., Shi G., Qi X. et al. Quantitative analysis of the dual-energy CT virtual spectral curve for focal liver lesions characterization // *Eur. J. Radiology*. 2014. Vol. 83 (10). P. 1759–1764.
- Xin X., Zhu B., Chen J. et al. The use of spectral CT imaging in characterization of pleural fluid: a new method to differentiate transudates from exudates // *Chin. J. Radiol.* 2011. Vol. 45 (8). P. 723–726.
- Kim K.S., Lee J.M., Kim S.H. et al. Image fusion in dual energy computed tomography for detection of hypervascular liver hepatocellular carcinoma: phantom and preliminary studies // *Invest. Radiol.* 2010. Vol. 45. P. 149–157.
- Deleslle M. A., Pontana F., Duhamel A. et al. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT // *Radiology*. 2013. Vol. 267 (1). P. 256–266.
- Patino M., Prochowski A., Agrawal M. D. Material separation using Dual-Energy CT: current and emerging applications // *Radiographics*. 2016. Vol. 36. P. 1087–1105.
- Laroya S.T., Bhadoria A.S., Venigalla Y. et al. Role of dual energy spectral computed tomography in characterization of hepatocellular carcinoma: Initial experience from a tertiary liver care institute // *Eur. J. Radiology Open*. 2016. Vol. 3. P. 162–171.
- Kartalis N., Brehmer K., Loizou L. Multi-detector CT: Liver protocol and recent developments // *Eur. J. Radiol.* 2017. Vol. 97. P. 101–109.

30. Anzideia M., Di Martino M., Sacconi B. et al. Evaluation of image quality, radiation dose and diagnostic performance of dual-energy CT datasets in patients with hepatocellular carcinoma // *Clin. Radiol.* 2015. Vol. 70. P. 966–973.
31. Hayashi M., Matsui O., Ueda K. et al. Progression to hypervascular hepatocellular carcinoma: correlation with intranodular blood supply evaluated with CT during intraarterial injection of contrast material // *Radiology.* 2002. Vol. 225. P. 143–149.
32. Zhang Y., Tang J., Xu J. et al. Analysis of pulmonary pure ground-glass nodule in enhanced dual energy CT imaging for predicting invasive adenocarcinoma: comparing with conventional thin-section CT imaging // *J. Thorac. Dis.* 2017. Vol. 9 (12). P. 4967–4978.
33. Peijie Lv., Lin X.Z., Li J. et al. Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: recently introduced spectral CT method // *Radiology.* 2011. Vol. 259 (3). P. 720–729.
34. Jiang T., Zhu A.X., Sahani D.V. Established and novel imaging biomarkers for assessing response to therapy in hepatocellular carcinoma // *J. Hepatol.* 2013. Vol. 58 (1). P. 169–177.
35. Dai Ch., Cao Y., Jia Y. et al. Differentiation of renal cell carcinoma subtypes with different iodine quantification methods using single-phase contrast-enhanced dualenergy CT: areal vs. volumetric analyses // *Abdom. Radiol.* 2018. Vol. 43 (3). P. 672–678.
36. Mengsu Z., Zhou J., Brook O.R. et al. Split-Bolus spectral multidetector CT of the Pancreas: assessment of radiation dose and tumor conspicuity // *Radiology.* 2013. Vol. 269 (1). P. 139–148
37. Morgan D.E., Weber A.C., Lockhart M.E. et al. Differentiation of high lipid content from low lipid content adrenal lesions using single-source rapid kilovolt (peak)-switching dual-energy multidetector CT // *Comput. Assist. Tomogr.* 2013. Vol. 37 (6). P. 937–943.
38. Yu Y., Lin X., Chen K. et al. Hepatocellular carcinoma and focal nodular hyperplasia of the liver: differentiation with CT spectral imaging // *Eur. Radiol.* 2013. Vol. 23. P. 1660–1668.
39. Yu Y., He N., Sun K. et al. Differentiating hepatocellular carcinoma from angiomyolipoma of the liver with CT spectral imaging: a preliminary study // *Clin. Radiol.* 2013. Vol. 68 (9). P. 491–497.
40. Hayashi M., Matsui O., Ueda K. et al. Progression to hypervascular hepatocellular carcinoma: correlation with intranodular blood supply evaluated with CT during intraarterial injection of contrast material // *Radiology.* 2002. Vol. 225. P. 143–149.
41. Matsui O. Imaging of multistep human hepatocarcinogenesis by CT during intra-arterial contrast injection // *Intervirolgy.* 2004. Vol. 47. P. 271–276.
42. Nattenmüller J., Hosch W., Nguyen T.T., Skornitzke S. Hypodense liver lesions in patients with hepatic steatosis: do we profit from dual-energy computed tomography? // *Eur. Soc. Radiol.* 2015. Vol. 25. P. 3567–3576.
43. Muenzel D., Grace C.L., Hei Sh.Y. et al. Material density iodine images in dual-energy CT: Detection and characterization of hypervascular liver lesions compared to magnetic resonance imaging // *European Journal of Radiology.* 2017. Vol. 95. P. 300–306.
44. Pfeiffer D., Parakh A., Patino M. et al. Iodine material density images in dual-energy CT: quantification of contrast uptake and washout in HCC // *Abdom. Radiol.* 2018. Vol. 43. P. 3317–3323.

Поступила в редакцию: 22.12.2018 г.

Контакт: Карлова Елена Анатольевна, elenakarlova67@gmail.com

Сведения об авторах:

Савельева Анастасия Сергеевна — ассистент кафедры лучевой диагностики ИПО ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России, врач-рентгенолог рентгенологического отделения КГБУЗ «Красноярский краевой клинический онкологический диспансер им. А. И. Крыжановского»; 660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, д. 1;

Карлова Елена Анатольевна — кандидат медицинских наук, доцент кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России, врач-рентгенолог рентгенологического отделения КГБУЗ «Красноярский краевой клинический онкологический диспансер им. А. И. Крыжановского»; 660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, д. 1; e-mail: elenakarlova67@gmail.com;

Протопопов Алексей Владимирович — доктор медицинских наук, заведующий кафедрой лучевой диагностики ИПО ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России; 660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, д. 1;

Меркулова Наталия Абдуманнабовна — заведующая рентгенологическим отделением КГБУЗ «Красноярский краевой клинический онкологический диспансер им. А. И. Крыжановского»; 660113, г. Красноярск, 1-я Смоленская ул., д. 16;

Тяжельникова Зоя Михайловна — кандидат медицинских наук, доцент кафедры лучевой диагностики ИПО ФГБОУ ВО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого» Минздрава России; 660022, г. Красноярск, ул. Партизана Железняка, д. 1.