

Предварительные результаты использования двухэнергетической компьютерной томографии для дифференциальной диагностики очаговых образований печени

Карлова Е.А.^{1,2}, Савельева А.С.², Меркулова Н.А.¹, Никель А.В.¹

¹ Красноярский краевой клинический онкологический диспансер им. А.И. Крыжановского, Красноярск, Россия

² Красноярский государственный медицинский университет им. профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого, Красноярск, Россия

Preliminary Results of Dual-Energy CT Usefulness for Focal Liver Lesions differential Diagnosis

Karlova E.A.^{1,2}, Saveleva A.S.², Merkulova N.A.¹, Nikel A.V.¹

¹ A.I. Kriganovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Krasnoyarsk, Russia

² V.F. Voyno-Yasensky Krasnoyarsk State Medical University, Krasnoyarsk, Russia

Цель исследования: изучить возможности применения двухэнергетической компьютерной томографии (ДЭКТ) в дифференциальной диагностике очаговых образований печени.

Материал и методы. Проанализировано 59 очаговых образований печени у 38 пациентов с различными онкологическими заболеваниями, которым была проведена МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением на многосрезовом компьютерном томографе Discovery 750 HD фирмы GE Healthcare. Порто-венозная фаза выполнена в режиме двухэнергетического сканирования и проанализирована с помощью специального программного пакета GSI Volume Viewer. Алгоритм анализа включал синтез серий виртуальных монохроматических изображений, построение виртуальных спектральных кривых, построение йодной карты с количественной оценкой содержания йода в образованиях.

Результаты. Во всех очаговых образованиях и в паренхиме печени независимо от гистологического строения спектральная кривая имела вид гиперболы и характеризовалась более высокими значениями плотности и резким изгибом вверх при низких значениях энергии (80–40 кэВ), была относительно плоской при высоких значениях энергии (140–120 кэВ), но отмечалась зависимость индекса наклона кривой от вида исследуемой ткани или опухоли: кривые злокачественных новообразований всегда были ниже, а кривые гемангиом ниже спектральных кривых паренхимы печени. Мы получили статистически достоверную разницу показателей, вычисляемых при ДЭКТ (индекс наклона виртуальной спектральной кривой, абсолютная и нормализованные по аорте и паренхиме печени концентра-

ции йода), не только между гемангиомами и злокачественными образованиями печени, но и между первичными и вторичными опухолями.

Выводы. Наш первый опыт показывает, что использование спектральной компьютерной томографии с быстрым переключением двух энергий на одной трубке дает нам новые инструменты, с помощью которых мы можем существенно повысить эффективность компьютерной томографии в выявлении и дифференциальной диагностике очаговых образований печени.

Ключевые слова: двухэнергетическая компьютерная томография, новообразования печени.

Purpose: to assess the usefulness of the spectral dual-energy CT for the differential diagnosis of focal liver lesions.

Material and methods. 59 of focal liver lesions in 38 patients with various oncological diseases who underwent CT with intravenous bolus contrast enhancement with Multislice CT scanner, Discovery 750 HD GE Healthcare were analyzed. Porto-venous phase was performed in dual energy mode scanning and analyzed using a special software package GSI Volume viewer. The analysis included the synthesis of virtual monochromatic series of images, the construction of spectral curves, construction of iodine maps with quantitative assessment of iodine content.

Results. All focal lesions in the liver parenchyma, irrespective of the histological structure, the spectral curve was hyperbola, characterized by higher values of density and sharply curve upwards at low values of energy (80–40 keV) was relatively flat at high values of energy (140–120 keV), but noted the dependence of the index of the slope of the curve from the studied tissue or tumors: malignant neo-



plasmas curves were always below, and the curves of the spectral curves below hemangiomas of the liver parenchyma. We have statistically significant difference indicators at DECT (index of the slope of the spectral curve, absolute and normalized to the aorta and liver parenchyma iodine concentration), not only between hemangiomas and malignant tumors of the liver, but also between primary and secondary tumors.

Conclusion. Our first experience shows that Use of spectral CT with fast tube voltage switching gives us new tools with which we can significantly increase the efficiency of the computer tomography in the detection and differential diagnosis of focal liver lesions.

Key words: dual-energy Computed Tomography, liver lesions.

Введение

Своевременная и точная диагностика очагового поражения печени, несмотря на быстрое развитие медицинских технологий, до сих пор остается сложной задачей. Особенную актуальность этот вопрос приобретает у онкологических больных, когда выбор метода лечения напрямую зависит от распространенности опухолевого процесса, в частности от наличия метастазов в печени [1]. Важную роль играет не только выявление злокачественных новообразований печени, как первичного, так и вторичного характера, но и их дифференциальная диагностика с доброкачественными процессами (гемангиомами, локальными стеатозами, кистами и т.п.), которые нередко встречаются у онкологических пациентов и не требуют специального лечения. Основными методами уточняющей диагностики очаговых образований печени являются многосрезовая компьютерная томография (МСКТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ) с внутривенным контрастным усилением [2, 3]. Диагностика и дифференциальная диагностика опухолей печени при этих методах основана на морфологических особенностях и характере накопления контрастного вещества [4]. МСКТ с внутривенным

болюсным контрастным усилением является надежным методом диагностики очаговых образований печени при типичном накоплении контрастного вещества [5]. Но в клинической практике нередко возникают ситуации, когда для уверенной дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований необходимо использование всего комплекса дорогостоящих методов лучевой диагностики, а зачастую только морфологическое исследование приводит к правильному диагнозу [4–7]. Как правило, это связано с атипичным контрастированием и/или небольшими размерами образований [7, 8].

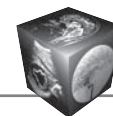
Большой интерес вызывает изучение возможностей применения для дифференциальной диагностики очаговых образований печени новых инструментов ультразвуковой диагностики, КТ и МРТ, появившихся в последние годы, таких как эластография, КТ-перфузия, диффузионно-взвешенная МРТ [9, 10]. Отличительной особенностью этих методов является возможность не только качественного, но и количественного анализа различных параметров, характеризующих доброкачественные и злокачественные процессы. С появлением в 2006 г. специализированного компьютерного томографа Somatom Definition фирмы Siemens с двумя источниками рентгеновского излучения и в 2008 г. – Discovery 750 HD фирмы GE стало возможным широкое использование метода двухэнергетической компьютерной томографии (ДЭКТ), клинические возможности которого далеко не изучены. Термин “двухэнергетическая компьютерная томография” описывает метод КТ, который использует для получения данных сканирования два различных спектра фотонов рентгеновского излучения. Анализ поглощения не одного, а двух спектров позволяет получить дополнительную информацию о химическом составе тканей, поэтому этот метод называют также спектральной

Для корреспонденции: Карлова Елена Анатольевна – 660133 Красноярск, ул. 1-я Смоленская, д. 16. Красноярский краевой онкологический диспансер им. А.И. Крыжановского. Тел.: +7-913-834-47-68. E-mail: elenakarlova67@gmail.com

Карлова Елена Анатольевна – канд. мед. наук, врач-рентгенолог рентгенологического отделения Красноярского краевого онкологического диспансера им. А.И. Крыжановского; ассистент кафедры лучевой диагностики ИПО Красноярского государственного медицинского университета им. профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого МЗ РФ, Красноярск; **Савельева Анастасия Сергеевна** – ассистент кафедры лучевой диагностики ИПО Красноярского государственного медицинского университета им. профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого МЗ РФ, Красноярск; **Меркулова Наталия Абдуманнабовна** – заведующая рентгенологическим отделением Красноярского краевого онкологического диспансера им. А.И. Крыжановского, Красноярск; **Никель Антон Валерьевич** – врач-рентгенолог рентгенологического отделения Красноярского краевого онкологического диспансера им. А.И. Крыжановского, Красноярск.

Contact: Karlova Elena Anatolevna – Smolenskaya, 16, Krasnoyarsk, Russia, 660133, A.I. Kriganovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncology Dispensary. Phone: +7-913-834-47-68. E-mail: elenakarlova67@gmail.com

Karlova Elena Anatolevna – cand. of med. sci., radiologist of Rentgenology department of A.I. Kriganovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncology Dispensary, assistant of Radiology department V.F. Voyno-Yasenetckiy Krasnoyarsk State Medical University, Krasnoyarsk; **Saveleva Anastasiya Sergeevna** – assistant of Radiology department V.F. Voyno-Yasenetckiy Krasnoyarsk State Medical University, Krasnoyarsk; **Merkuloba Nataliya Abdumannabovna** – Chief of Rentgenology department of A.I. Kriganovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Krasnoyarsk; **Nikel Anton Valerevich** – radiologist Rentgenology department of A.I. Kriganovsky Krasnoyarsk Regional Clinical Oncology Dispensary, Krasnoyarsk.



КТ. В результате этого появляется возможность получить наборы изображений, взвешенные по воде и йоду, а также синтезировать из них (для каждого томографического среза) виртуальные монохроматические изображения для уровней энергии от 40 до 140 кэВ. Клиническое значение виртуальных монохроматических изображений состоит в том, что серии с низкими значениями кэВ отличаются высокой контрастностью. Это улучшает выявление образований малого диаметра (меньше 5 мм), слабо отличающихся по контрастности от паренхимы печени на стандартных компьютерных томограммах [11].

Разница коэффициентов поглощения рентгеновского излучения (плотности) при различных значениях энергии позволяет создавать виртуальную спектральную кривую (ВСК), с помощью которой можно анализировать химический состав образования. Возможность количественного определения содержания йода в ткани (мг/мл ткани) значительно повышает точность оценки накопления контрастного вещества, а построение виртуальных йодных карт позволяет быстро, используя цветовую шкалу, оценивать распределение йода в срезе, что ускоряет диагностику [12].

Эти инструменты делают ДЭКТ новым перспективным методом количественной оценки и значительно расширяют возможности КТ [13, 14]. Согласно литературным данным, использование ДЭКТ в онкологии ускорило и повысило точность анализа и диагностики в целом, а следовательно, и уверенность врачей в сделанных заключениях [12, 15]. Но эти литературные источники немногочисленны, применение ДЭКТ для диагностики заболеваний печени находится на стадии изучения. Поэтому мы попытались проанализировать наш пока еще небольшой опыт использования ДЭКТ для дифференциальной диагностики очаговых образований печени у пациентов, наблюдающихся в онкологическом диспансере.

Цель исследования

Изучить возможности применения ДЭКТ в дифференциальной диагностике очаговых образований печени.

Материал и методы

Проанализировано 59 очаговых образований печени у 38 пациентов с различными онкологическими заболеваниями, находившихся под наблюдением в Красноярском краевом онкологическом диспансере с апреля по октябрь 2015 г. По полу пациенты распределялись следующим образом: мужчин было 15, женщин – 24; возраст пациентов колебался от 23 до 77 лет. Проведен анализ

14 гемангиом, размер которых колебался от 3,7 до 30 мм (в среднем составляя $18,5 \pm 8,3$ мм); 5 гепатоцеллюлярных карцином (ГЦК) размерами от 25,9 до 192,4 мм ($129,5 \pm 64,6$ мм); 40 метастазов диаметром от 7,3 до 34 мм ($22,05 \pm 8,9$ мм). У всех пациентов с ГЦК диагноз подтвержден гистологически. Во всех гемангиомах наблюдалось типичное, однозначно трактуемое накопление контрастного вещества при классическом четырехфазном КТ-исследовании. При метастатическом поражении у всех пациентов были данные о первичном опухолевом процессе: в 13 случаях это были метастазы рака молочной железы, в 27 – рака толстой кишки.

Исследование проводилось на многосрезовом компьютерном томографе Discovery 750 HD фирмы GE Healthcare с возможностью двухэнергетического сканирования. Технология ДЭКТ в этом томографе реализована за счет быстрого переключения напряжения между 80 и 140 кВт на рентгеновской трубке с интервалом между излучениями 0,25 мс за время одного ее оборота. Высокая частота переключения обеспечивает точную временную и пространственную регистрацию данных для различных спектров рентгеновского излучения, что обеспечивает независимость набора данных от физиологических движений (перистальтики, пульсации сосудов, дыхания). Кроме того, томограф оснащен уникальными детекторами Gemstone, созданными из кристаллов граната в сочетании с редкоземельными металлами. Они отличаются высокой скоростью ответа на сигнал и малым временем послесвечения, что обеспечивает высокую частоту сбора данных. Благодаря этим детекторам технология двухэнергетического сканирования в компьютерном томографе Discovery 750 HD называется GSI (Gem stone imaging).

Для внутривенного болюсного контрастного усиления применяли неионное контрастное вещество Омнипак 320 в количестве 1,5 мл на 1 кг массы тела пациента, которое вводилось через венозный кубитальный катетер со скоростью 3 мл/с. У всех пациентов выполняли трехфазное сканирование: преконтрастное, в артериальную (АФ) и портально-венозную (ПВФ) фазы. При необходимости исследование дополнялось сканированием в отсроченную фазу (через 180–300 с после окончания ПВФ). Запуск сканирования в АФ, которое выполнялось по стандартному протоколу, осуществлялся вручную после достижения плотности контрастного вещества 100 ед.Н в брюшной аорте. Через 30 с после конца АФ автоматически запускалось сканирование в ПВФ, которое выполнялось в двухэнергетическом режиме при силе тока

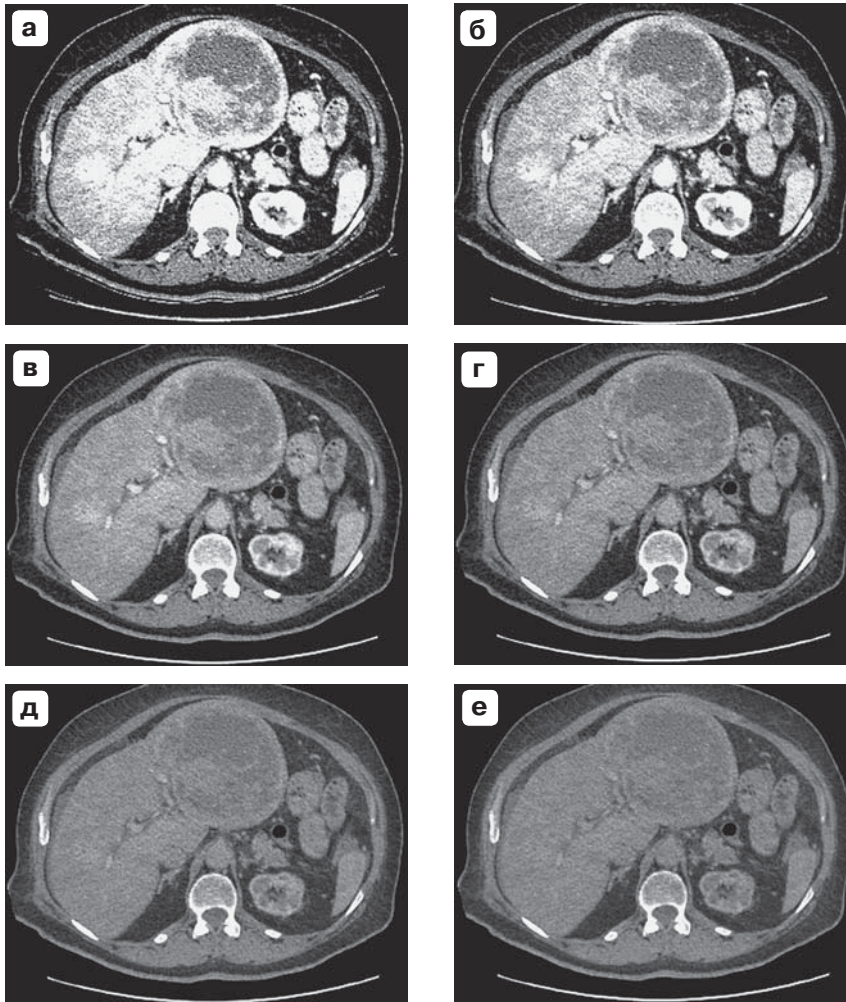


Рис. 1. Пациентка К. с гистологически верифицированной ГЦК левой доли печени с интраорганным метастазом в правую долю. Серия виртуальных монохроматических КТ-изображений с различными значениями энергии (а – 40 кэВ, б – 52 кэВ, в – 75 кэВ, г – 90 кэВ, д – 110 кэВ, е – 140 кэВ). Изображения при низких значениях энергии характеризуются высокой контрастностью и уровнем шума. При увеличении энергии уровень шума и контрастность уменьшаются. Оптимальное по соотношению контраст/шум изображение при 52 кэВ.

600 мА, времени ротации рентгеновской трубки 0,6 с, питче 0,9; данные реконструировались с толщиной среза 1,25 мм при стандартном алгоритме реконструкции. Отсроченное сканирование выполняли по обычной технологии без использования режима ДЭКТ.

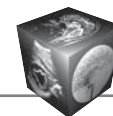
Анализ изображений, полученных в ПВФ, осуществлялся на рабочей станции AW Volum Share 5 с помощью специального программного пакета GSI Volume Viewer с использованием следующих алгоритмов:

1. Синтез серий виртуальных монохроматических изображений. После построения виртуальных монохроматических изображений для уровней энергии от 40 до 140 кэВ выбирали наиболее оптимальную серию по соотношению контраст/шум. Монохроматические изображения при этом значении энергии (как правило, 52–75 кэВ) отличались высокой контрастностью, что позволяло более точно выявлять мелкие образования, отчетливо видеть участки интенсивного накопления контрастного вещества в очаговых образованиях

печени и использовать их для последующего количественного анализа (рис. 1).

2. Построение ВСК. ВСК – это кривая поглощения, отражающая зависимость рентгеновской плотности от значения энергии. Прежде всего проводился качественный анализ ВСК: оценивали форму кривой очагового образования и ее расположение относительно ВСК кривых паренхимы печени и аорты. Количественная оценка заключалась в вычислении индекса наклона (ИН) этих кривых по формуле, предложенной Q. Wang и соавт. [14]: $ИН = (ROI_{40} - ROI_{110}) / 70$, где ROI_{40} и ROI_{110} – значения плотности ткани в единицах Хаунсфилда, измеренные в области интереса при значениях энергии монохроматических изображений 40 и 110 кэВ соответственно.

3. Построение йодной карты с количественной оценкой содержания йода в образовании. Используя алгоритм разложения материалов, строится йодная карта, отражающая распределение йода (и соответственно контрастного вещества) в нормальных тканях и патологических образова-



ниях, которая может быть представлена в различных цветовых шкалах. Качественный анализ накопления контрастного вещества подтверждался количественно, так как при выборе области интереса (ROI) мы оценивали не рентгеновскую плотность в единицах Хаунсфилда, а количество йода (JC) в ткани в 100 мг/см^3 (рис. 2). Кроме того, чтобы минимизировать зависимость JC в патологическом образовании (JCles) от времени контрастирования, нормализовывали его по концентрации йода в аорте (JCao), по формуле, предложенной P. Lv и соавт. [13]: NIC (нормализованный коэффициент концентрации йода в образовании) = JCles/JCao . Оценивали также используемый этими же авторами индекс отношения содержания йода в новообразовании к содержанию йода в нормальной паренхиме печени: $\text{LNR} = \text{JCles}/\text{JC}_{\text{liv}}$.

Все измерения плотности в очаговых образованиях проводили на участках максимального ее повышения в серии оптимальных по соотношению контраст/шум монохроматических изображений, а JC – на участках максимального накопления контрастного вещества на йодной карте. На этом же уровне очерчивались области интереса в паренхиме печени (на максимально однородном участке, без визуализируемых сосудов) и аорте. Для каждого образования эти измерения выполнялись трижды на трех последовательных срезах. При оценке количественных показателей учитывалось среднее арифметическое этих измерений.

Результаты и их обсуждение

Во всех очаговых образованиях независимо от гистологического строения спектральная кривая имела вид гиперболы и характеризовалась более высокими значениями плотности и резким изгибом вверх при низких значениях энергии (80–40 кэВ), была относительно плоской при высоких значениях энергии (140–120 кэВ), но отмечалась зависимость ИН кривой от вида исследуемой ткани или опухоли. Результаты количественного анализа очаговых образований печени при ДЭКТ представлены в таблице.

Результаты количественного анализа очаговых образований при ДЭКТ

Показатель ДЭКТ	Печень (n = 48)	Аорта (n = 48)	Гемангиомы (n = 14)	ГЦК (n = 5)	Метастазы (n = 40)		
					рака молочной железы (n = 12)	рака толстой железы (n = 27)	без учета первичной опухоли (n = 40)
ИН	$2,33 \pm 0,68$	$4,43 \pm 1,06$	$3,69 \pm 1,29$	$2,09 \pm 0,65$	$1,37 \pm 0,48$	$1,11 \pm 0,39$	$1,19 \pm 0,43$
JC	$21,68 \pm 6,58$	$41,67 \pm 9,83$	$33,48 \pm 11,27$	$19,65 \pm 6,31$	$12,62 \pm 4,53$	$10,23 \pm 3,58$	$11,0 \pm 4,02$
LNR	–	–	$1,75 \pm 0,77$	$0,92 \pm 0,22$	$0,61 \pm 0,27$	$0,48 \pm 0,19$	$0,52 \pm 0,23$
NIC	–	–	$0,79 \pm 0,18$	$0,45 \pm 0,07$	$0,29 \pm 0,11$	$0,29 \pm 0,11$	$0,27 \pm 0,1$

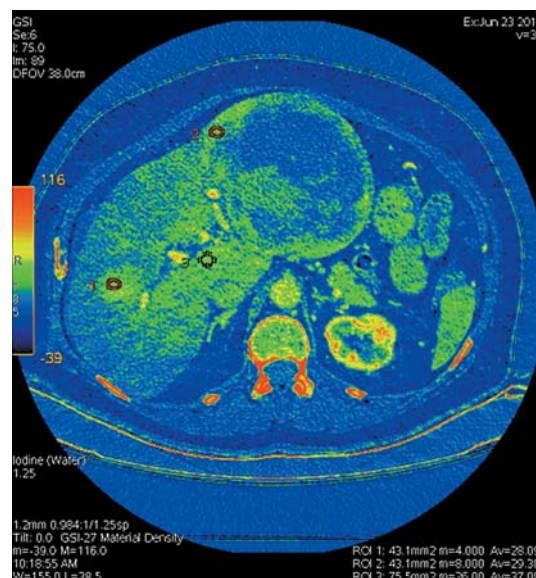


Рис. 2. Пациентка К. с гистологически верифицированной ГЦК левой доли печени с интраорганным метастазом в правую долю на фоне цирроза печени. Виртуальная йодная карта, представленная в шкале Rainbow GE. Улучшенная контрастность изображения и визуализация образований в печени. На них и в области нормальной паренхимы печени (I сегмент) размещены области интереса, в нижнем правом углу выведены значения содержания йода.

Как видно из таблицы, среди очаговых образований печени наиболее высокое значение ИН ВСК наблюдали при гемангиомах печени ($3,69 \pm 1,29$), при этом отмечалось статистически значимое ($p < 0,05$) различие ИН гемангиом и ИН ВСК паренхимы печени и злокачественных новообразований. При низких значениях энергии (40–70 кэВ) плотность гемангиом была близка к плотности аорты, но ниже нее, и всегда была выше плотности паренхимы печени. При 90–110 кэВ происходило пересечение ВСК аорты и гемангиомы, и при высоких значениях энергии (120–140 кэВ) плотность гемангиомы во всех анализируемых случаях незначительно превышала плотность аорты. При высоких значениях энергии не было существен-

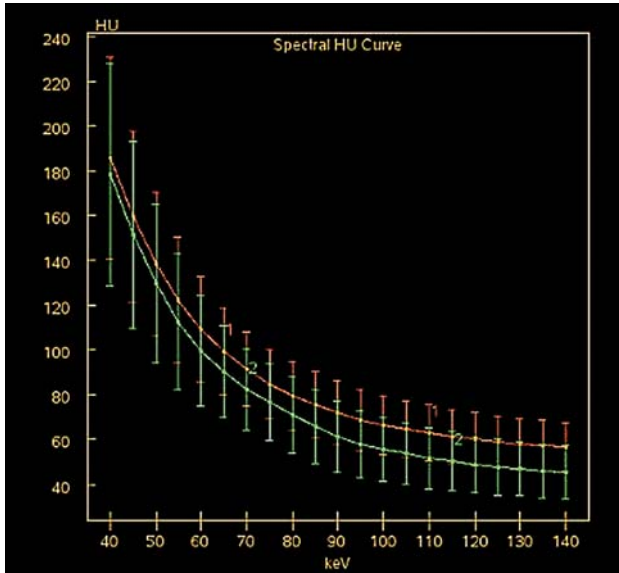


Рис. 3. Спектральные кривые ГЦК (зеленого цвета) и паренхимы печени (красного цвета). ВСК ГЦК расположена несколько ниже ВСК паренхимы печени и практически параллельна ее ходу.

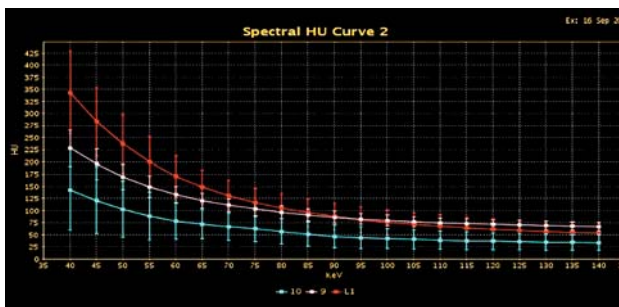


Рис. 4. Спектральные кривые гемангиомы (красного цвета), нормальной паренхимы печени (розового цвета), метастаза рака толстой кишки (голубого цвета). ВСК значительно отличаются при низких значениях кэВ, при этом кривая гемангиомы расположена значительно выше, а метастаза – значительно ниже паренхимы печени. При высоких значениях энергии (140–100 кэВ) кривые имеют практически плоский характер.

ных отличий плотности гемангиомы от паренхимы печени.

Спектральные кривые злокачественных образований на всем протяжении были ниже ВСК печени и параллельны спектру паренхимы при высоких значениях энергии. Ближе всех к паренхиме печени ($IN = 2,23 \pm 0,68$) располагалась кривая ГЦК ($IN = 2,09 \pm 0,65$), статистически значимых различий между IN этих ВСК не было (рис. 3). Вместе с тем различия IN ВСК метастазов ($1,19 \pm 0,43$) и паренхимы печени были статистически значимы ($p < 0,05$), при этом более низкой плотностью и меньшими значениями IN отличались метастазы рака толстой кишки ($1,11 \pm 0,39$). Спектральные

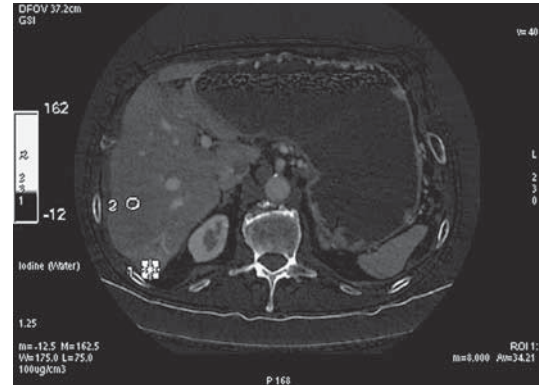
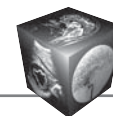


Рис. 5. Виртуальная йодная карта, представленная в серой шкале. В правом нижнем углу указано значение концентрации йода в гемангиоме VI сегмента печени.

кривые гемангиомы, метастаза рака толстой кишки и паренхимы печени представлены на рис. 4.

Аналогично этому, JC в гемангиомах была значительно выше, чем JC в паренхиме печени, ГЦК и метастазах (рис. 5). Наиболее существенной была разница содержания йода в гемангиомах и злокачественных новообразованиях при оценке нормализованных показателей LNR и NIC . Самые низкие показатели JC , LNR и NIC отмечались в метастазах рака толстой кишки ($10,23 \pm 3,58$, $0,48 \pm 0,19$ и $0,29 \pm 0,11$ соответственно), при этом статистически достоверным было не только различие с аналогичными показателями гемангиомы ($33,48 \pm 11,27$, $1,75 \pm 0,77$ и $0,79 \pm 0,18$) и JC в паренхиме печени ($21,68 \pm 6,58$), но и с ГЦК ($19,65 \pm 6,31$, $0,92 \pm 0,22$ и $0,45 \pm 0,07$). Содержание йода в ГЦК в отличие от метастазов отличалось от паренхимы печени незначительно. Следует отметить, что при сравнении метастазов и ГЦК мы получили статистически значимые ($p < 0,05$) отличия всех измеряемых показателей (IN , JC , LNR и NIC), что отличается от литературных данных [14]. Возможно, это связано с малым количеством наблюдений и большим различием размеров образований в группе пациентов с ГЦК.

Таким образом, ДЭКТ дает нам новые инструменты, с помощью которых мы можем существенно повысить эффективность КТ в выявлении и дифференциальной диагностике очаговых образований печени и в пределах одного метода отвечать на вопросы, которые при применении только традиционной МСКТ потребовали бы подключения к обследованию пациентов нескольких модальностей лучевой диагностики. Наше мнение не расходится с данными зарубежных авторов. В последние несколько лет появились работы, посвященные оценке эффективности спектрального сканирования в выявлении и дифференциальной



диагностике таких образований печени, как гемангиома, ГЦК, метастазы и кисты.

Например, в исследовании Q. Wang и соавт. на основании анализа результатов ВСК у 121 пациента с различными новообразованиями печени показано повышение эффективности КТ не только для выявления образований, но и для их дифференциальной диагностики. По данным авторов, чувствительность и специфичность ДЭКТ в диагностике гемангиом составила 87 и 100%, а ГЦК – 65,9 и 59% соответственно [14].

Подобные данные приведены в работе P. Lv и соавт., где показано, что количественный анализ показателей концентрации йода при ДЭКТ повышает чувствительность и специфичность дифференциальной диагностики ГЦК и гемангиом малых размеров по сравнению с обычным КТ-исследованием, с 87 и 89% до 97 и 100% соответственно. Самой высокой чувствительностью и специфичностью обладали показатели нормализованной концентрации йода в образовании и индекса отношения содержания йода в образовании к содержанию в неизменной паренхиме печени, измеренные в ПВФ сканирования, причем высокие статистические показатели сохранялись и у пациентов с циррозом печени [13]. Y. Yu и соавт. определяли значение тех же показателей в дифференциальной диагностике ГЦК и ангиомиелойом (АМЛ) и показали статистически достоверное различие обоих показателей в поздней АФ и ПВФ контрастирования: показатели накопления йода в АМЛ были достоверно выше, чем в ГЦК [16].

Заключение

Наш первый опыт показывает, что ДЭКТ может являться перспективным методом в дифференциальной диагностике очаговых образований печени. Полученные данные свидетельствуют о разнице показателей, вычисляемых при ДЭКТ, не только между гемангиомами и злокачественными образованиями печени, но есть различия этих показателей между первичными и вторичными опухолями, а также метастазами в печень рака молочной железы и толстой кишки. Для получения более достоверных данных необходимо проведение дальнейших исследований, связанное как с увеличением количества пациентов, так и с изучением других форм диффузного и очагового поражения печени.

Список литературы / References

1. Лукьянченко А.Б. Применение МР-томографии в абдоминальной онкологии: Материалы I Российской конференции "Радиология-2000". Москва, 13–16 июня, 2000 г.: 370–371.
2. Kinkel K., Lu J., Both M. et al. Detection of hepatic metastases from cancer of the gastrointestinal tract by using noninvasive imaging methods (US, CT, MR Imaging, PET): a meta-analysis. *Radiology*. 2002; 224: 748–756.
3. Онкология: Национальное руководство; Под ред. акад. РАМН В.И. Чиссова, акад. РАН и РАМН М.И. Давыдова. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. 1072 с.
4. Lim J.H., Choi D., Kim S.H. et al. Detection of hepatocellular carcinoma: value of adding delayed phase imaging to dual-phase helical CT. *Am J. Roentgenol*. 2002; 179 (1): 67–73.
5. Murakami T., Imai Y., Okada M. et al. Ultrasonography, computed tomography and magnetic resonance imaging of hepatocellular carcinoma: toward improved treatment decisions. *Oncology*. 2011; 81 (Suppl. 1): 86–99.
6. Szurowska E., Nowicki T., Izycka-Swieszevska E. et al. Is hepatotropic contrast enhanced MR more effective method in differential diagnosis of hemangioma than multi-phase CT and unenhanced MR? *BMC Gastroenterol*. 2011; 19 (1): 43.
7. Böttcher J., Hansch A., Pfeil A. et al. Detection and classification of different liver lesions: comparison of Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI versus multiphase spiral CT in a clinical single centre investigation. *Eur. J. Radiol*. 2013; 82: 1860–1869.
8. Kim T., Federle M.P., Baron R.L. et al. Discrimination of small hepatic hemangiomas from hypervascular-malignant tumors smaller than 3 cm with three phase helical CT. *Radiology*. 2001; 219: 699–706.
9. Stewart E.E., Chen X., Hadway J. et al. Hepatic perfusion in a tumor model using DCE-CT: an accuracy and precision study. *Phys. Med. Biol*. 2008; 53: 4249–4267.
10. Inan N., Kilinc F., Sarisoy T. et al. Diffusion weighted MR imaging in the differential diagnosis of haemangiomas and metastases of the liver. *Radiol. Oncol*. 2010; 44: 24–29.
11. Wu X., Langan D.A., Xu D. et al. Monochromatic CT image representation via fast switching dual kVp. *Proc. SPIE*. 2009; 7258: 1–9.
12. Fornaro J., Lescka S., Hibbeln D. et al. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights Imaging*. 2011; 2: 149–159.
13. Lv P., Lin X.Z., Li J. et al. Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: recently introduced spectral CT method. *Radiology*. 2011; 259: 720–729.
14. 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. Radiol*. 2014; 83 (10): 1759–1764.
15. Simons D., Kachelrieß M., Schlemmer H.P. Recent developments of dual-energy CT in oncology. *Eur. Radiol*. 2014; 24 (4): 930–939.
16. 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; 68 (9): 491–497.