

Количественный анализ очаговых образований в печени при помощи двухэнергетической компьютерной томографии

А. С. Чабан^{*,1}, В. Е. Синуцын²

¹ ООО «МЕДСКАН»

² ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова», МНОЦ «Университетская клиника»

Quantitative Analysis of Focal Lesions in the Liver in Dual-energy Computed Tomography

A. S. Chaban¹, V. E. Sinitsyn²

¹ LLC «MEDSCAN»

² Lomonosov Moscow State University, Quantitative Analysis of Focal Liver Lesions in Dual-energy Computed Tomography

Реферат

Целью данного исследования явилась количественная оценка данных двухэнергетической компьютерной томографии (ДЭКТ) узлов гепатоцеллюлярного рака (ГЦР), метастазов, гемангиом и простых кист. Была проведена количественная оценка данных йодных карт (концентрация йода в очаге, нормализованная концентрация йода в очагах по аорте и паренхиме печени) и оценка виртуальных спектральных кривых очагов.

Данные статистического анализа показали, что все методы количественной оценки данных ДЭКТ в очагах в печени позволяют отличить кисты от гемангиомы и от злокачественных образований (метастазы и узлы ГЦР). Возможно отличить гемангиомы от кист и от злокачественных образований (метастазы и узлы гепатоцеллюлярного рака). Однако нельзя отличить узлы печеночно-клеточного рака и метастазы между собой.

Ключевые слова: двухэнергетическая компьютерная томография, метастаз, киста, гемангиома, гепатоцеллюлярный рак.

* Чабан Артем Сергеевич, врач-рентгенолог, ООО «МЕДСКАН».
Адрес: 109052, г. Москва, ул. Нижегородская, д.83, стр.1.
Тел.: +7 (916) 307-05-12. Электронная почта: chabanartem91@gmail.com

Chaban Artem Sergeevich, Radiologist, LLC «MEDSCAN».
Address: 83-1, ul. Nizhegorodskaya, Moscow, 109052, Russia.
Phone number: +7 (916) 307-05-12. E-mail: chabanartem91@gmail.com

Abstract

The study aims to quantify the DECT data for hepatocellular carcinoma (HCR), metastases, hemangiomas, and simple cysts. Quantitative assessment of the data of iodine maps (concentration of iodine in the focus, normalized concentration of iodine in the focus on aorta and liver parenchyma) was carried out and evaluation of the virtual spectral curves of the lesions was performed.

Statistical analysis of the results showed that all methods for quantitative assessment of DECT data in liver foci allow to distinguish cyst from hemangioma and from malignant tumor (metastases and HCR nodes). Furthermore, it is possible to distinguish hemangioma from cyst and from malignant tumor (metastases and nodes of hepatocellular cancer). However it is impossible to distinguish the nodes of hepatocellular cancer and metastasis between themselves.

Key words: Dual-energy Computed Tomography, Metastasis, Cyst, Hemangioma, Hepatocellular Carcinoma.

Актуальность

В настоящее время компьютерная томография (КТ) широко используется как метод визуализации в диагностике очагового поражения печени. Ключевую роль в оценке образований в печени с помощью КТ играет визуальный анализ и характер накопления контрастного препарата. Однако в большинстве случаев требуется морфологическая верификация очаговых образований печени [4].

Высокое клиническое значение в дифференциальной диагностике образований в печени имеет оценка гемодинамических параметров тканей, которая на сегодняшний день возможна с помощью перфузионной КТ. Однако из-за высокой эффективной дозы лучевой нагрузки применение данного метода ограничено [12].

Двухэнергетическая компьютерная томография (ДЭКТ) является новым перспективным методом диагностики очаговых поражений печени. Возможность проведения количественного анализа улучшает диагностику и дифференцирование очагов в печени, способствуя повышению чувствительности и специфичности метода по сравнению с традиционной КТ [10]. В зарубежной

и отечественной литературе имеется ряд публикаций, посвященных преимуществам ДЭКТ в диагностике образований в печени. Авторы данных работ утверждают, что ДЭКТ облегчает обнаружение очагов в печени [9], позволяет улучшить качество изображений [5] и снизить артефакты [4], а также заменить нативные изображения на виртуальные бесконтрастные [10]. Йодные карты, виртуальные бесконтрастные и монохромные изображения способны улучшить диагностику образований в печени, что в дальнейшем может повлиять на оценку эффективности лечения онкологических заболеваний [11].

Серии монохромных изображений могут быть созданы при обработке данных, полученных в режиме двухэнергетического сканирования [10]. Данная методика позволяет оценить размеры поражения и анализировать химический состав измененных и неизмененных тканей с помощью двухэнергетического индекса, отражающего спектральную характеристику веществ.

Данные ДЭКТ также могут быть представлены в виде виртуальных спектральных кривых (ВСК) с последую-

шим расчетом коэффициента поглощения тканями рентгеновского излучения на разных энергетических уровнях (от 40 до 140 keV). При этом наблюдается различное поглощение рентгеновских лучей одной и той же тканью. Зависимость поглощения излучения тканью рентгеновских лучей на разных энергетических уровнях выражается в виде отношения единиц Хаунсфилда к энергетическому уровню. Таким образом, ВСК позволяют оценить и охарактеризовать спектральную плотность ткани и очагов в печени [2].

Принцип работы ДЭКТ-сканеров основан на том, что определенные материалы обладают уникальным коэффициентом поглощения излучения, характерным только для данного материала (кальций, йод, золото, гадолиний) или ткани (жир, кровь, муцин), что позволяет получить изображения, отражающие плотности материала. Именно этот принцип лежит в основе построения йодных карт и виртуальных бесконтрастных изображений, которые могут быть получены путем вычитания основных материалов: вода (-йод), тем самым получая бесконтрастные изображения, и йод (-вода), получая йодные карты. С помощью данного программного обеспечения стала возможной оценка концентрации вещества (йода) в области интереса на изображениях, отражающих плотности материала, т. е. на йодных картах, что может предоставить дополнительную информацию об очагах в печени [7].

Цель: выявить различия между узлами гепатоцеллюлярного рака (ГЦР), метастазами, гемангиомами и простыми кистами при помощи количественного анализа данных ДЭКТ.

Материалы и методы

В период с октября 2015 г. по февраль 2017 г. было обследовано 62 пациента (30 мужчин и 32 женщины, средний возраст — 59 ± 14 лет, от 36 до 87 лет). Всех пациентов обследовали при помощи двухэнергетическом компьютерном томографе с одним источником излучения, при этом исследование органов брюшной полости было выполнено в нативную, артериальную, отсроченную фазы контрастирования в одноэнергетическом (традиционном) режиме, а в портовенозную фазу контрастирования была проведена ДЭКТ при помощи метода быстрого переключения напряжения на рентгеновской трубке. Средняя эффективная доза облучения для 4-фазного сканирования составляла $38,25 \pm 5,4$ мЗв, из них средняя эффективная доза сканирования в одноэнергетическом режиме составляла $8,65 \pm 3,8$ мЗв, а средняя эффективная доза двухэнергетической фазы — $12,3 \pm 4,9$ мЗв (характеристика пациентов представлена в табл. 1).

Отбор пациентов осуществлялся на основании следующих критериев включения: возраст старше 18 лет, наличие или подозрение на очаговое поражение в печени в анамнезе (метастазы, узлы ГЦР, кисты, гемангиомы). Пациенты включались в исследование в случае наличия гистологического заключения очагового поражения в печени, в случаях динамического наблюдения очагов или в тех случаях, когда КТ-признаков достаточно для уверенного суждения генеза очагов. Из 62 пациентов, включенных в исследование, у 14 (22,6 %) пациентов определялись кисты печени, у 49 (79 %) пациентов диагностированы метастазы в печени, у 12 (19,4 %) пациентов верифицирован ГЦР, у 12 (19,4 %) пациентов имелись

Таблица 1

Параметры пациентов и обнаруженных образований в печени

Параметры пациентов	Очаговые образования в печени			
	ГЦР	Метастазы	Кисты печени	Гемангиомы
Отношение полов (муж./жен.)	3/9	20/41	7/7	4/8
Средний возраст, лет	66	73	39	42
Средняя эффективная доза для 4-фазного сканирования, мЗв	45,1	41,1	36,05	31
Средняя эффективная доза одно-энергетического сканирования, мЗв	12,3	10,2	8,7	7,05
Средняя эффективная доза двух-энергетического сканирования, мЗв	14,7	13,6	10,9	10

гемангиомы в печени. В исследования не включались более 5 очагов от 1 пациента. Количество очагов, включенных

в исследование: 14 кист, 14 гемангиом, 12 узлов ГЦР, 77 метастазов. Параметры очагов представлены в табл. 2.

Таблица 2

Количественные параметры очагов в печени

Параметры очагов	ГЦР	Метастазы	Кисты печени	Гемангиомы
Средний размер очагов, см	2,1	3,5	1,2	1,4
Количество очагов, включенных в исследование	12	77	14	14
Критерий постановки диагноза очагов	Морфологическая верификация	Морфологическая верификация основной опухоли, типичные признаки метастатического поражения печени при многофазной КТ	Отсутствие накопления контрастного препарата при многофазной КТ	Типичный характер распределения контрастного препарата в очаге при многофазной КТ

Критериями невключения являлись наличие очагов другой этиологии, размеры образования менее 1 см, выраженные артефакты от движения паци-

ента, почечная недостаточность, аллергические реакции на йодосодержащие препараты в анамнезе, отказ пациента от проведения исследования.

Два пациента были исключены из исследования. При этом у 1 пациента на КТ-изображениях отмечались выраженные артефакты от движения в портальную фазу контрастирования. Другой пациент был исключен из исследования в связи с отсутствием очагового поражения в печени по данным мультифазовой КТ.

Все пациенты с метастатическим поражением печени имели верифицированную первичную опухоль.

КТ-протокол

КТ органов брюшной полости была проведена пациентам в нативную, артериальную и портовенозную фазы контрастирования. Исследование проводилось на аппарате General Electrics Healthcare Discovery CT750 HD по стандартному КТ-протоколу с использованием режима двухэнергетического сканирования (Gemstone Spectral Imaging (GSI) в портовенозную фазу контрастирования. В качестве стандартных изображений портовенозной фазы контрастирования использовались виртуальные монохромные изображения на 78-keV энергетическом уровне, которые в большей степени соответствуют «традиционным» полихромным КТ-изображениям на 120 kVp [6].

Количественный анализ

ДЭКТ-изображений

Обработка данных ДЭКТ осуществлялась на рабочей станции Advantage Workstation Volumeshare 5 с построением йодных карт и серии виртуальных монохромных кривых.

Йодные карты пациентов

У каждого пациента была измерена концентрация йода в областях интереса

в паренхиме печени, очагах поражения и аорте (рис. 1). Циркулярная область интереса устанавливалась на весь участок локального поражения, не заходя за край поражения. Для каждого пациента значения концентрации йода (выраженные в мг/мл) очагов и паренхимы печени были разделены на значение концентрации йода в аорте данного пациента и на значение концентрации йода в паренхиме печени. Это позволило усреднить полученные показатели, устраняя выраженный разброс показателей, связанный с частотой и силой сердечных сокращений, весом пациента, состоянием сосудов, различными дозами контрастного препарата и другими факторами [14].

Виртуальные спектральные кривые (ВСК)

Для паренхимы и очагов в печени в тех же областях интереса, что и на йодных картах, были построены ВСК от 40 до 140 keV (рис. 2, а, б). Все значения плотности в областях интереса на энергетических уровнях от 40 до 120 keV были записаны в лист Excel с последующим построением графиков. Для каждой кривой высчитывалась количественная оценка аппроксимации по формуле (значение поглощения рентгеновского излучения в области интереса на 40 keV минус значение поглощения рентгеновского излучения в области интереса на 120 keV/80, где 80 — разница между 120 и 40. Стоит отметить, что значения выше 120 keV не учитывались в связи с минимальной разностью между КТ-значениями на высоких энергетических уровнях.

Статистический анализ

Статистический анализ был проведен при использовании программы IBM

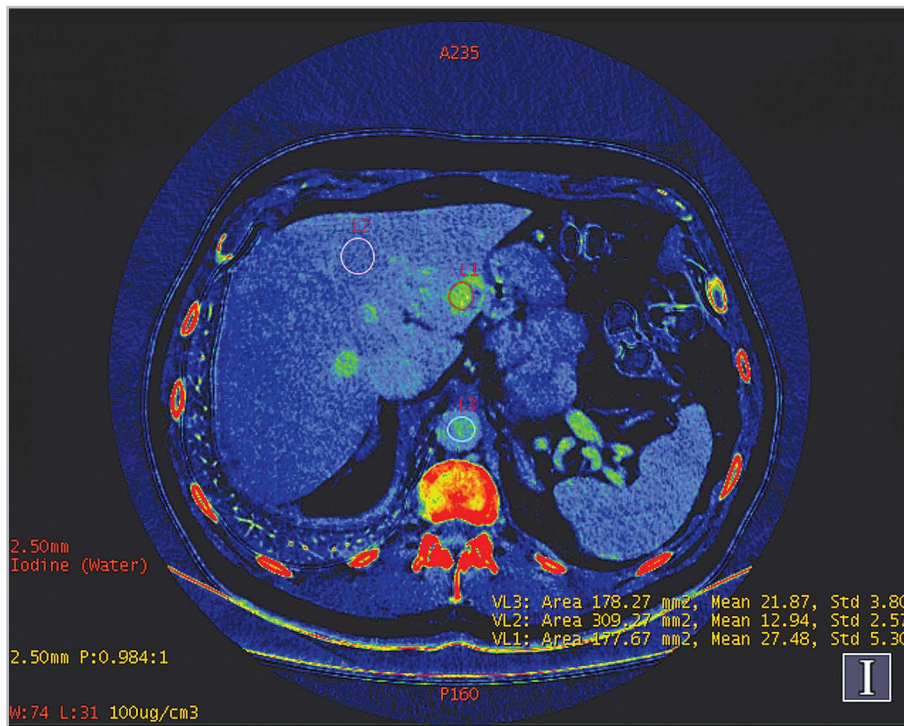


Рис. 1. Компьютерная томограмма. Аксиальная плоскость. Измерение концентрации йода в паренхиме печени и аорте на йодной карте

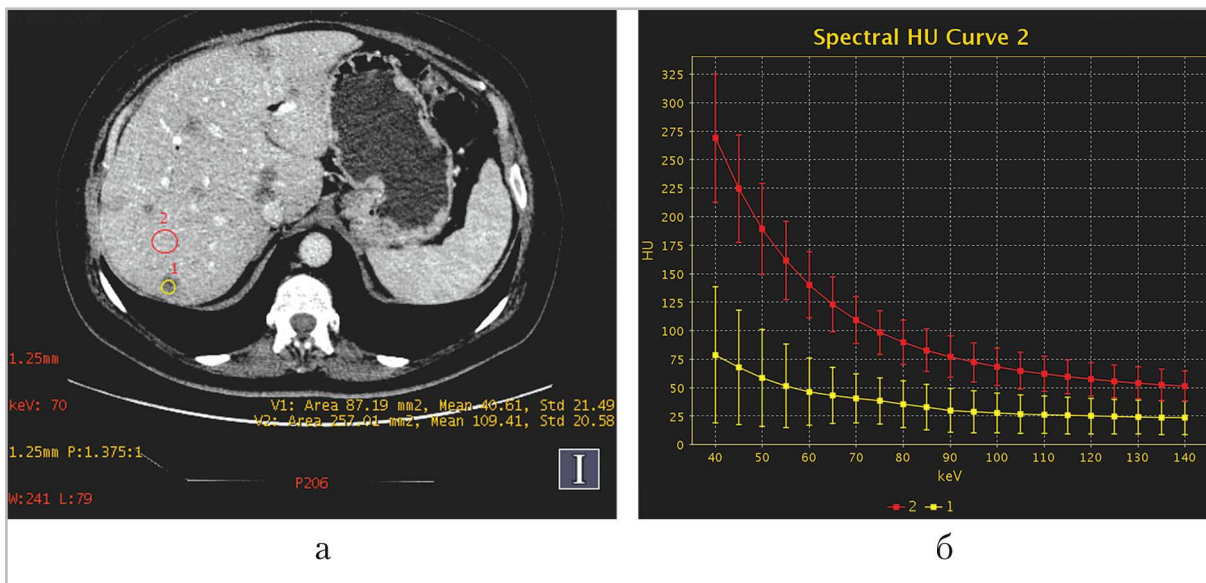


Рис. 2. Компьютерная томограмма (а), аксиальная плоскость, спектральные кривые очагов в печени (б), представлено построение зоны интереса для создания ВСК: желтый ВСК (1) – метастаз, красный ВСК (2) – нормальная паренхима печени

SPSS Statistics 22. Значение p менее чем 0,05 было принято как статистически

значимое. Сравнение количественных показателей очагов в печени проводи-

лось с помощью критерия Краскела — Уоллиса (Н-тест по методу Краскела и Уоллиса). ROC-кривые были использованы для вычисления пороговых значений, необходимых для достоверного различия очагов и выявления их диагностической чувствительности и специфичности.

Результаты и их обсуждение

Средние значения количественной оценки данных ДЭКТ в очагах в печени представлены в табл. 3.

Данные статистического анализа показали, что все методы количественной оценки данных ДЭКТ в очагах в печени (аппроксимация ВСК, концентрация йода в очагах, нормализованная концентрация йода в очагах в печени по аорте и паренхиме печени) позволяют отличить кисты от гемангиомы и злокачественных образований (метастазы и узлы ГЦР). Возможно отличить гемангиомы от кист и злокачественных образований (метастазы и узлы гепатоцеллюлярного рака). Однако нельзя отличить узлы печеночно-клеточного рака и метастазы между собой. Уровень достоверности $p < 0,05$.

При ROC-анализе, используя все методы количественной оценки дан-

ных ДЭКТ в метастазах в печени, различия между метастазами и ГЦР были статистически незначимыми, чувствительность и специфичность составляла около 50 %. Соответственно для дальнейшего анализа очагов группы метастазов и ГЦР объединены в «злокачественные образования».

При значении концентрации йода в диапазоне ≤ 15 и $> 2,3$ чувствительность и специфичность для злокачественных образований составили 95,6 и 82,6 % соответственно.

При значении нормализованной концентрации йода по печени в диапазоне $> 0,11$ и $\leq 1,13$ чувствительность и специфичность для злокачественных образований составили 98,9 и 81,5 % соответственно.

При значении нормализованной концентрации йода по аорте в диапазоне $> 0,06$ и $\leq 1,13$ чувствительность и специфичность для злокачественных образований составили 97,8 и 87,5 % соответственно.

При значении аппроксимации ВСК в диапазоне $> 0,2$ и $\leq 1,64$ чувствительность и специфичность для злокачественных образований составили 94,54 и 100 % соответственно.

Таблица 3

Средние значения количественных методов оценки данных ДЭКТ в очагах в печени

Очаг в печени	Аппроксимация кривых ВСК	Концентрация йода в очагах в печени	Нормализованная концентрация йода в очагах в печени по аорте	Нормализованная концентрация йода в очагах в печени по паренхиме печени
Кисты	$0,09 \pm 0,08$	$1,18 \pm 0,65$	$0,03 \pm 0,02$	$0,06 \pm 0,03$
Гемангиомы	$2,57 \pm 0,38$	$22,09 \pm 9,37$	$0,65 \pm 0,32$	$1,24 \pm 0,7$
Метастазы	$0,93 \pm 0,29$	$9,61 \pm 3,06$	$0,25 \pm 0,08$	$0,51 \pm 0,18$
ГЦР	$1,2 \pm 0,4$	$9,96 \pm 4,1$	$0,23 \pm 0,05$	$0,57 \pm 0,30$

Обсуждение

Компьютерная и магнитно-резонансная томография (МРТ) являются стандартными диагностическими методами в визуализации опухолей в печени. КТ с контрастированием отображает гемодинамические характеристики, необходимые для точной дифференциальной диагностики образований. Несмотря на то что традиционная КТ с контрастированием является высокочувствительным и высокоспецифичным методом, возможны диагностические ошибки при нетипичных очаговых образованиях в печени. Точная дифференциальная диагностика между метастазами, кистами, ГЦР и гемангиомами печени очень важна для выбора правильной тактики лечения пациентов.

Применение количественного анализа с использованием диффузионно-взвешенных изображений (ДВИ), эластографии, КТ- и МРТ-перфузии очагов в печени за последнее время возросло [4]. Эти методы имеют большой потенциал в более точном поиске и верификации опухолевых поражений печени.

Так, в исследовании Э. Д. Акчуриной и соавт. [4] было показано, что ДВИ повышают выявляемость мелких очагов в печени, играет дополнительную роль в дифференциальной диагностике очаговых поражений печени, обладает высокой чувствительностью и специфичностью и может использоваться как качественный метод оценки очагов печени. Однако количественная оценка измеряемого коэффициента диффузии при ДВИ затруднительна за счет разных техник получения изображений и нестандартизованных протоколов ДВИ. Кроме этого, высокую чувствительность и специфичность в диагностике образований в печени демонстрирует МРТ

с применением гепатоспецифического контрастного препарата (гадоксетовая кислота — примовист) [8].

С 2010 г. ДЭКТ начала активно внедряться в различные направления лучевой диагностики. ДЭКТ заняла устойчивые позиции в абдоминальной радиологии, урологии [7] и кардиологии [13].

Исследование, подобное нашему, проводилось Qi Wang et al. при помощи двухэнергетического компьютерного томографа с 2 источниками излучения, где было показано, что данные спектральных кривых могут быть использованы для дифференциальной диагностики гемангиомы, ГЦК, метастазов и простых кист с диагностической специфичностью 100; 65,9; 59 и 100 % соответственно. Кроме этого, в отечественной литературе появились данные о схожем исследовании Е. А. Карловой и соавт. [2], где исследовались 38 пациентов при помощи двухэнергетического компьютерного томографа с 2 источниками излучения (Discovery 750 HD фирмы GE Healthcare). Были исследованы аналогичные показатели ДЭКТ — аппроксимация ВСК, концентрации йода в очагах и нормализованная концентрация йода по печени и аорте. Однако по предварительным результатам Е. А. Карлова и соавт. утверждали, что данные ДЭКТ способны отличать вторичные от первичных образований в печени, что противоречит результатам данной работы и исследованию Qi Wang et al. Более крупные клинические исследования необходимы для выявления пороговых значений ДЭКТ между первичными и вторичными образованиями в печени и выявления чувствительности и специфичности для каждого метода обработки ДЭКТ.

В настоящем исследовании была продемонстрирована возможность двухэнергетического компьютерного томографа с одним источником излучения оценивать спектральные кривые и концентрацию йода очагов в печени. Были выявлены примерно равные возможности оценки очагов в печени с помощью этих методов обработки ДЭКТ изображений.

Как видно по количественной оценке кривых и нормализованной концентрации йода, данные методы количественной оценки позволяют различить кисты и гемангиомы печени от метастазов и узлов ГЦР (т. е. доброкачественные образования от злокачественных) с высокой чувствительностью и специфичностью, однако данные методы не позволяют дифференцировать вторичное поражение печени (метастазы) от первичного (узлы ГЦР), так как метастазы и узлы ГЦР имеют схожие характеристики спектральных кривых и схожие концентрации йода в венозную фазу контрастирования.

В настоящем исследовании использовалась портальная венозная фаза вместо артериальной фазы при двухэнергетическом сканировании, прежде всего потому, что контрастные вещества не могут эффективно распределяться в печени и тканевом пространстве опухолевого поражения в артериальной фазе. Кривая зависимости времени контрастирования от плотности, как правило, не изменяется после достижения пика контрастирования и определяет константу усиления. По этой причине накопление контрастного препарата опухолью в печени в портальную венозную фазу является полноценным и более стабильным.

Стоит отметить, что большинство узлов ГЦР активно накапливают кон-

трастный препарат в артериальную фазу контрастирования, в отличие от большинства метастазов, что делает мультифазную КТ и МРТ с динамическим контрастированием на сегодняшний день основными методами диагностики ГЦР. Однако для однородности групп пациентов было принято решение проведения ДЭКТ в венозную фазу контрастирования всем группам пациентов.

Приведенные результаты демонстрируют существенные различия между уровнями наклона спектральных кривых, количественными данными при обсчете спектральных кривых и нормализованной концентрации йода для гемангиом, ГЦР, метастазов и кист в венозную фазу контрастирования. Недостаток данной методики заключается в перекрытии количественной оценки ГЦР и метастазов.

Настоящее исследование имеет определенные ограничения. Во-первых, в анализе были использованы изображения ДЭКТ, полученные только в венозную фазу контрастирования. ГЦР, гемангиома и метастатические очаги имели различные максимальные пики контрастирования, способные повлиять на уровень наклона спектральных кривых, и должны быть рассмотрены в будущих исследованиях. Во-вторых, исследование не включает в себя другие виды очаговых поражений печени из-за ограниченного количества, эти случаи не могут быть использованы для статистического анализа. В-третьих, исследование не включало задачу определения и оценки эффективности лечения опухолевых поражений печени. В будущем оценка эффективности лечения может быть применена для оценки клинического значения данной методики.

Вывод

По значениям анализа виртуальных спектральных кривых, концентрации йода и нормализованной концентрации йода в очагах в печени с высокой чувствительностью и специфичностью возможно достоверно отличить гемангиомы от кист и злокачественных образований (метастазы и узлы гепатоцеллюлярного рака).

Проведение ДЭКТ только во время одной из фаз контрастирования не позволяет отличить узлы печеночно-клеточного рака и метастазы между собой.

Все методы количественной оценки очагов в печени при помощи ДЭКТ имеют высокую чувствительность и специфичность при дифференциальной диагностике кист от злокачественных образований и гемангиом от злокачественных образований.

Список литературы / References

1. Акчурина Э. Д., Мершина Е. А., Ситицын В. Е. Диффузионно-взвешенные изображения при очаговой патологии печени // Мед. визуализация. 2011. № 2. С. 2–19.
2. Карлова Е. А. и др. Предварительные результаты использования двухэнергетической компьютерной томографии для дифференциальной диагностики очаговых образований печени // Мед. визуализация. 2016. № 1. С. 47–53.
3. Böttcher J. et al. Detection and classification of different liver lesions: comparison of Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI versus multiphasic spiral CT in a clinical single centre investigation // Eur. J. Radiol. 2013. V. 82. № 11. P. 1860–1869.
4. Delesalle M. A. et al. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT // Radiol. 2013. V. 267. № 1. P. 256–266.
5. Lv P. et al. Spectral CT in patients with small HCC: investigation of image quality and diagnostic accuracy // Eur. Radiol. 2012. V. 22. № 10. P. 2117–2124.
6. Matsumoto K. et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improve image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT // Radiol. 2011. V. 259. № 1. P. 257–262.
7. Morgan D. E. Dual-energy CT of the abdomen // Abdom. Imag. 2014. V. 39. № 1. P. 108–134.
8. Rhee H. et al. Differentiation of early hepatocellular carcinoma from benign hepatocellular nodules on gadoteric acid-enhanced MRI // Br. J. Radiol. 2012. V. 85. № 1018. P. 837–844.
9. Robinson E. et al. Dual source dual energy MDCT: comparison of 80 kVp and weighted average 120 kVp data for conspicuity of hypo-vascular liver metastases // Invest. Radiol. 2010. V. 45. № 7. P. 413–418.
10. Silva A. C. et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. // RadioGraphics. 2011. V. 31. № 4. P. 1031–1046.
11. Simons D., Kachelrie M., Schlemmer H. P. Recent developments of dual-energy CT in oncology // Eur. Radiol. 2014. V. 24. № 4. P. 930–939.
12. Stewart E. E. et al. Hepatic perfusion in a tumor model using DCE-CT: an accuracy and precision study // Phys. Med. Biol. 2008. V. 53. № 16. P. 4249–4267.
13. Vliegthart R. et al. Dual-energy CT of the heart // AJR. 2012. V. 199. № 5. Suppl. P. S54–S63.
14. Xiao H. et al. A pilot study using low-dose spectral CT and ASIR (adaptive

statistical iterative reconstruction) algorithm to diagnose solitary pulmonary

nodules // BMC Med. Imag. 2015. V. 15. № 1. P. 54.

Сведения об авторах

Чабан Артем Сергеевич, врач-рентгенолог, ООО «МЕДСКАН».
Адрес: 109052, г. Москва, ул. Нижегородская, д.83, стр.1.
Тел.: +7 (916) 307-05-12. Электронная почта: chabanartem91@gmail.com

Chaban Artem Sergeevich, Radiologist, LLC «MEDSCAN».
Address: 83-1, ul. Nizhegorodskaya, Moscow, 109052, Russia.
Phone number: +7 (916) 307-05-12. E-mail: chabanartem91@gmail.com

Синицын Валентин Евгеньевич, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии факультета фундаментальной медицины ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова».

Адрес: 119991, г. Москва, Ломоносовский пр-т, д. 27, корп. 1.
Тел.: +7 (916) 655-24-64. Электронная почта: vsini@mail.ru

Sinitsyn Valentin Evgenyevich, M. D. Med., Professor, Head of Radiology and Radiotherapy, Faculty of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University.
Address: 27/1, pr-t Lomonosovsky, Moscow, 119991, Russia.
Phone number: +7 (916) 655-24-64. E-mail: vsini@mail.ru

Финансирование исследования и конфликт интересов.

Исследование не финансировалось какими-либо источниками. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.