



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1372>

Воспроизводимость текстурных показателей КТ- и МРТ-изображений гепатоцеллюлярного рака

© Кармазановский Г.Г.^{1, 2}, Шантаревич М.Ю.^{1*}, Сташків В.И.¹, Ревішвили А.Ш.^{1, 3}¹ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава России; 117997 Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27, Российская Федерация² ФГБОУ ВО «РНИМУ им. Н.И. Пирогова» Минздрава России; 117997 Москва, ул. Островитянова, д. 1, Российская Федерация³ ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Минздрава России; 125993 Москва, ул. Баррикадная, д. 2/1, стр. 1, Российская Федерация

Цель исследования: сравнить воспроизводимость текстурных показателей при сегментации двумя рентгенологами КТ- и МРТ-изображений гепатоцеллюлярного рака (ГЦР). Оценить возможность предварительной обработки изображений для повышения воспроизводимости текстурных показателей.

Материал и методы. В исследование было включено 66 пациентов с данными предоперационных КТ- и МРТ-исследований, которым была выполнена хирургическая резекция печени по поводу ГЦР с указанием степени дифференцировки опухоли по данным послеоперационного патоморфологического исследования. Два рентгенолога с опытом абдоминальной визуализации 3 и 6 лет независимо друг от друга проводили сегментацию всего объема опухоли на КТ- и МРТ-изображениях. Расчет текстурных признаков выполнялся как без применения предварительной обработки изображений, так и с применением заданного размера вокселя 1 мм³ (RES) фильтром Лапласа Гаусса, а для КТ-изображений также с ограничением по плотности от 0 до 300 HU (0–300 HU). Согласованность измерений рентгенологами в отношении текстурных показателей была оценена с помощью коэффициента внутриклассовой корреляции 2-го типа (ICC).

Результаты. Наибольший процент воспроизводимых текстурных признаков при применении предварительной обработки изображений отмечался при КТ в артериальную фазу сканирования (0–300 HU + RES) (89,1%), а при МРТ в гепатобилиарную фазу с приведением изображений к изотропному вокселю (86,6%). При этом приведение изображения к изотропному вокселю 1 мм³ повышало процент воспроизводимых текстурных показателей в нативную, артериальную и отсроченную фазы при КТ, а также для T2ВИ, ДВИ и в гепатобилиарную фазу при МРТ.

Заключение. Обе методики (КТ и МРТ) позволяют выявить воспроизводимые текстурные признаки, особенно с приведением изображения к изотропному вокселю. При этом предпочтение стоит отдавать постконтрастным изображениям, в том числе гепатобилиарной фазе. При КТ также целесообразно использовать ограничение по плотности для выделенной области интереса, что позволит избежать влияния на получаемые текстурные признаки прилежащих органов и жировой клетчатки и, таким образом, повысит процент воспроизводимых текстурных признаков.

Ключевые слова: гепатоцеллюлярный рак, КТ, МРТ, текстурный анализ, радиомика

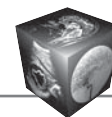
Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Кармазановский Г.Г., Шантаревич М.Ю., Сташків В.И., Ревішвили А.Ш. Воспроизводимость текстурных показателей КТ- и МРТ-изображений гепатоцеллюлярного рака. *Медицинская визуализация*. 2023; 27 (3): 84–93. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1372>

Поступила в редакцию: 15.05.2023.

Принята к печати: 22.07.2023.

Опубликована online: 3.08.2023.



Reproducibility of CT and MRI texture features of hepatocellular carcinoma

© Grigory G. Karmazanovsky^{1, 2}, Mariia Yu. Shantarevich^{1*}, Vladislava I. Stashkiv¹, Amiran Sh. Revishvili^{1, 3}

¹ A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 27, Bolshaya Serpukhovskaya str., Moscow 117997, Russian Federation

² Pirogov Russian National Research Medical University of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 1, Ostrivnyanova str., Moscow 117997, Russian Federation

³ Russian Medical Academy of Continuous Professional Education of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 2/1, bld. 1, Barrikadnaya str., Moscow 125993, Russian Federation

Purpose: To compare the reproducibility of texture features during segmentation of CT and MR images of hepatocellular cancer (HCC) by two radiologists. Evaluate the possibility of images pre-processing to improve the reproducibility of texture features.

Material and methods. We included 66 patients with preoperative CT and MR images, followed by surgical liver resection for HCC, indicating the tumor histologic grade. Two radiologists with 3 and 6 years of abdominal imaging experience independently segmented the entire tumor volume on CT and MR images. The calculation of texture features was performed without the use of images pre-processing and using a spatial resampling with fixed voxel size of 1 mm³ (RES), a Laplace Gaussian filter, and for CT images, also with a density threshold from 0 to 300 HU (0–300 HU). The agreement between measurements of radiologists in relation to texture features was carried out using the type 2 intra-class correlation coefficient (ICC).

Results. The highest percentage of reproducible texture features with the use of image preprocessing was observed with CT in the arterial phase (0–300 HU + RES) (89.1%), and with MRI in the hepatobiliary phase (RES) (86.6%). At the same time, spatial resampling with fixed voxel size of 1 mm³ increased the percentage of reproducible texture features in the native, arterial, and delayed phases in CT, as well as in T2-WI, DWI, and in the hepatobiliary phase for MRI.

Conclusion. Thus, both techniques, CT and MRI, make it possible to extract reproducible texture features, especially with the use of spatial resampling with fixed voxel size. In this case, preference should be given to a post-contrast images, including the hepatobiliary phase. In CT, it is also advisable to use a density threshold from 0 to 300 HU for the selected area of interest, which will avoid affecting the texture features of adjacent organs and adipose tissue and increase the reproducibility of textural features.

Keywords: hepatocellular carcinoma, CT, MRI, texture analysis, radiomics

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Karmazanovsky G.G., Shantarevich M.Yu., Stashkiv V.I., Revishvili A.Sh. Reproducibility of CT and MRI texture features of hepatocellular carcinoma. *Medical Visualization*. 2023; 27 (3): 84–93. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1372>

Received: 15.05.2023.

Accepted for publication: 22.07.2023.

Published online: 3.08.2023.

Введение

Гепатоцеллюлярный рак (ГЦР) является наиболее часто встречающимся первичным злокачественным новообразованием печени [1]. Пятилетняя выживаемость при данном заболевании составляет 16–20%, однако при выявлении на ранней стадии достигает 93% [2, 3]. В этих условиях важную роль играют своевременная постановка диагноза ГЦР и правильная оценка прогноза пациента. КТ и МРТ демонстрируют высокую точность в диагностике данного заболевания [4, 5]. Явные преимущества в диагностике раннего ГЦР продемонстрировало применение ДВИ и МРТ с гепато-

специфическими контрастными препаратами (ГСКП) [6–9].

В целом медицинские изображения, которые рутинно оцениваются рентгенологом, образуются при взаимодействии рентгеновского излучения или магнитного поля с тканями или органами. Данные изображения отражают различные физические характеристики ткани, которые могут быть измерены количественно. В последние годы все больше публикаций посвящено применению текстурного анализа при решении тех или иных диагностических задач. В отечественной литературе одни из первых публикаций были посвящены при-



менению текстурного анализа в диагностике хронической обструктивной болезни легких и остеопороза [10, 11]. В настоящее время более 90% публикаций посвящено применению радиомикки в онкологии, в том числе в диагностике ГЦР [12]. Гетерогенность является одним из ключевых признаков злокачественности новообразования, количественная оценка которой может позволить выявить полезные биомаркеры [13].

Исходя из анализа опубликованных исследований, можно выделить несколько основных направлений применения текстурного анализа в диагностике ГЦР:

- определение степени гистологической дифференцировки опухоли;
- дифференциальная диагностика ГЦР с другими новообразованиями печени;
- оценка микроваскулярной инвазии опухоли;
- оценка прогноза после лечения;
- оценка молекулярных характеристик опухоли.

Однако, несмотря на растущий интерес к проблеме применения текстурного анализа ГЦР, на сегодняшний день рутинное его применение ограничено. Данные ограничения касаются, в первую очередь, отсутствия стандартизированных алгоритмов выполнения текстурного анализа, обуславливающего низкую воспроизводимость полученных текстурных признаков. В большинстве опубликованных работ использовали КТ- и МР-изображения, полученные на одних и тех же аппаратах. В тех исследованиях, когда использовали изображения, полученные на различных аппаратах, применяли методы предварительной обработки изображений и фильтрации с целью снизить влияние различий параметров сканирования на получаемые текстурные признаки, такие как приведение изображений к изотропному вокселю, ограничение по плотности для выбранной области интереса, фильтры Лапласа Гаусса и Вейвлет-фильтрации [14–17].

Кроме того, на сегодняшний день нет единого мнения о том, какая модальность КТ или МРТ, а также какие фазы контрастного усиления и МР-последовательности являются предпочтительными для выполнения текстурного анализа и позволяют выявить наибольшее количество воспроизводимых текстурных признаков [18].

Цель исследования

Сравнить воспроизводимость текстурных показателей при сегментации двумя рентгенологами КТ- и МРТ-изображений ГЦР. Оценить возможность предварительной обработки изображений в повышении воспроизводимости текстурных показателей.

Материал и методы

Общая характеристика пациентов

В исследование включили 66 пациентов (40 мужчин, средний возраст 58 лет, и 26 женщин, средний возраст 61 год) с данными предоперационных КТ- и МРТ-исследований, которым была выполнена хирургическая резекция печени по поводу ГЦР в ФГБУ “Институт хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России в период с июля 2010 г. по июль 2022 г. с последующим указанием степени гистологической дифференцировки согласно классификации ВОЗ.

Критериями включения являлись:

- наличие ГЦР с последующей хирургической резекцией печени в ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, а также данных патоморфологического исследования с указанием степени дифференцировки ГЦР согласно классификации ВОЗ [19];

- наличие выполненного предоперационного КТ-исследования с внутривенным контрастированием и/или МРТ-исследования без внутривенного контрастного усиления, а также с внутривенным контрастированием, в том числе с ГСКП (гадоксетовая кислота);

- наличие в протоколе сканирования T1ВИ, T2ВИ, ДВИ, постконтрастных T1ВИ с подавлением сигнала от жировой ткани на 20-й минуте после введения ГСКП;

- наличие всех четырех фаз контрастного усиления при КТ: нативной, артериальной, венозной и отсроченной.

Критериями исключения являлись:

- невозможность оценки изображений из-за неудовлетворительного качества, артефактов в зоне интереса;

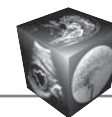
- отсутствие данных о степени дифференцировки ГЦР;

- наличие в анамнезе предшествующего loco-регионарного лечения.

Таким образом, среди 66 пациентов данные и КТ, и МРТ имелись у 21 пациента, только КТ – у 24 пациентов, только МРТ – у 21 пациента. Всего в исследование было включено высокодифференцированных ГЦР – 16, умеренно дифференцированных – 34, низкодифференцированных – 16.

Методика выполнения КТ-исследования

КТ-исследования в нашем Центре выполнялись по стандартному протоколу с использованием компьютерного томографа Philips Ingenuity 64. Применялись приведенные ниже характеристики сканирования: толщина среза 1,5 мм, напряжение на рентгеновской трубке 100 кВ, реконструкционный интервал 0,75 мм. Контрастное вещество



с концентрацией йода 350–370 мг/мл вводилось с помощью автоматического инжектора со скоростью 3,5–4 мл/с и сопровождалось введением 25 мл физиологического раствора с той же скоростью. Для расчета необходимого объема контрастного препарата использовалась формула 1 мл/кг массы тела пациента, но не более 100 мл (максимальный объем контрастного препарата в предзаряженном шприце или в колбе). Исследование с контрастированием выполнялось по методике “bolus tracking” с установкой трекера на уровне диафрагмы с порогом плотности 150 HU на нисходящей грудной аорте со стартом сканирования артериальной фазы на 10-й секунде, венозной фазы на 38-й секунде, отсроченной фазы исследования на 300-й секунде. КТ-исследования в других центрах были выполнены на томографах четырех основных производителей: GE, Philips (модель сканера отличалась от используемой в Центре), Siemens и Toshiba (Canon). Толщина среза составляла от 1 до 5 мм, напряжение на рентгеновской трубке составляло от 100 до 140 кВ (табл. 1).

Таблица 1. Технические характеристики получения КТ-изображений

Table 1. CT-scan parameters

Характеристики Parameters	Всего / Total (n = 45)
Толщина среза, мм Slice thickness, mm	1.5 (±0.9) 1.5 (1–1.5)
Напряжение на рентгеновской трубке, кВ Tube voltage, kV	115.3 (±9.2) 120 (110–120)
100	11 (24.4%)
110	1 (2.2%)
120	31 (68.9%)
130	2 (4.4%)
Фирма-производитель компьютерного томографа Manufacturer	
Philips	27 (60%)
Toshiba	13 (28.9%)
Siemens	3 (6.7%)
GE	2 (4.4%)
Плотность аорты в артериальную фазу, HU Aortic Density in arterial phase, HU	294 (±89.1) 279 (227–374)
Плотность аорты в венозную фазу, HU Aortic Density in venous phase, HU	132.7 (±29) 132 (114–153)

Методика выполнения МРТ-исследования

Включены данные пациентов с выполненными МРТ-исследованиями как в НИИЦ хирургии им. А.В. Вишневского, так и в других медицинских учреждениях по стандартному протоколу МРТ-исследования органов брюшной полости (Т1ВИ, Т2ВИ, ДВИ, постконтрастные Т1ВИ с подавлением сигнала от жировой ткани на 20-й минуте после введения ГСКП) с индукцией магнитного поля 1,5 и 3 Тл и получивших описание от врачей-рентгенологов нашего Центра (консультация диска, второе мнение).

В нашем Центре МРТ-исследования брюшной полости проводились на высокопольных магнитно-резонансных томографах Philips Achieva с индукцией магнитного поля 3 Тл и Philips Prodiva CX с индукцией магнитного поля 1,5 Тл. Протокол сканирования включал в себя следующие последовательности: Т1 TFE (Turbo field echo) в аксиальной плоскости, Т2 TSE (Turbo spin echo) в аксиальной плоскости, DWI в аксиальной плоскости, Т1-THRIVE (E-THRIVE_Post CE для Philips Prodiva CX 1,5T) в аксиальной плоскости. ДВИ получали с респираторной синхронизацией. В исследовании применялись b-факторы 50 и 800 с/мм². ИКД-карты были автоматически построены в соответствии с b-фактором. Во время введения ГСКП пациент находился на столе томографа. Гадоксетовую кислоту объемом 0,1 мл/кг массы тела вводили с помощью автоматического инжектора из предзаряженного шприца со скоростью 3 мл/с с последующим введением болюса физиологического раствора в объеме 25 мл с аналогичной скоростью.

При контрастной МРТ применялась последовательность Т1-THRIVE (E-THRIVE_Post CE для Philips Prodiva CX 1,5 Тл) (T1-weighted high resolution isotropic volume examination) с подавлением сигнала от жировой ткани. С ее помощью получали томограммы в нативную, артериальную (через 20–25 с после введения контрастного препарата), венозную (через 40–60 с), транзитную (через 140–180 с) фазы. Гепатобилиарную фазу получали через 20 мин после введения ГСКП. Параметры сканирования применяемых импульсных последовательностей приведены в табл. 2, 3. Общее время сканирования составляло 20–40 мин.

МРТ-исследования в других центрах были выполнены на томографах четырех основных производителей: GE, Philips (модель томографа отличалась от используемой в Центре), Siemens и Toshiba (Canon).

**Таблица 2.** Параметры импульсных последовательностей (Philips Achieva 3 Тл)**Table 2.** MRI-scan parameters (Philips Achieva 3 T)

Параметры / Parameters	T1 TFE	T2 TSE	DWI	T1 THRIVE
Плоскость сканирования / Slice orientation	Аксиальная	Аксиальная	Аксиальная	Аксиальная
TR	10	1249	1185	3
TE	2.3	80	55	1.42
Расстояние между срезами, мм / Slice gap, mm	0,79	1	1	-1.5
Толщина среза, мм / Slice thickness, mm	7	5	7	1.5
Размер матрицы / Matrix size	220 × 207	256 × 170	124 × 101	252 × 198

Таблица 3. Параметры импульсных последовательностей (Philips Prodiva CX 1,5 Тл)**Table 3.** MRI-scan parameters (Philips Prodiva CX 1,5 T)

Параметры / Parameters	T1TFE	T2 TSE	DWI	E-THRIVE- Post CE
Плоскость сканирования / Slice orientation	Аксиальная	Аксиальная	Аксиальная	Аксиальная
TR	135	629	2175	4.1
TE	2.3	100	77	2
Расстояние между срезами, мм / Slice gap, mm	1	1	1	-1,7
Толщина среза, мм / Slice thickness, mm	6	6	5	1,5
Размер матрицы / Matrix size	292 × 222	320 × 252	140 × 130	236 × 208

Текстурный анализ

Для получения текстурных показателей с целью определения степени дифференцировки ГЦР применяли программное обеспечение the LIFEx application (version v7.3.0, www.lifexsoft.org) [20]. Два врача-рентгенолога с опытом абдоминальной визуализации 3 и 6 лет независимо друг от друга проводили сегментацию всего объема опухоли на КТ- и МРТ-изображениях.

Далее выполняли текстурный анализ 5 МРТ-последовательностей: T1ВИ, T2ВИ, ДВИ ($b = 800$ с/мм²), ADC-карты ($b = 800$ с/мм²), постконтрастных T1ВИ с подавлением сигнала от жировой ткани на 20-й минуте после введения ГСКП, а также 4 фаз контрастного усиления КТ-исследования.

Учитывая опыт предыдущих исследований, также применили различные параметры предварительной обработки изображения [16, 21]. Для каждой фазы КТ-сканирования и МРТ-последовательностей рассчитывались текстурные признаки без применения предварительной обработки изображений и с применением заданного размера вокселя 1 мм³ (RES), с фильтром Лапласа Гаусса и тремя уровнями фильтрации изображений edge, periodic, reflect для получения текстурных показателей более высокого порядка. Кроме того, для каждой фазы КТ-исследования рассчитывались текстурные показатели с различными сценариями обработки: 1) с ограничением по плот-

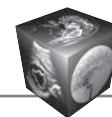
ности от 0 до 300 HU области интереса (0–300 HU) и 2) с ограничением по плотности от 0 до 300 HU области интереса и приведением изображений к изотропному вокселю 1 мм³ (0–300 HU + RES). После сегментации для каждой МРТ-последовательности и каждой фазы КТ-сканирования при каждом варианте обработки изображения рассчитывались по 124 текстурных показателя.

Статистический анализ

Статистический анализ и визуализация полученных данных для определения степени дифференцировки ГЦР проводились с использованием среды для статистических вычислений R 4.1.0 (R Foundation for Statistical Computing, Вена, Австрия). Оценка согласованности измерений рентгенологов в отношении текстурных показателей проводилась с использованием коэффициента внутриклассовой корреляции 2-го типа (ICC). При интерпретации полученных результатов применяли следующие пороги: 0,75–0,9 высокая согласованность, >0,90 очень высокая согласованность.

Результаты

Согласно полученным данным, при анализе распределения оценок согласованности наибольший процент воспроизводимых текстурных показателей (ICC > 0,90) при сегментации двумя рентгенологами и отсутствии предварительной обработки изображения отмечался в венозную фазу



при КТ (73,3%) и в гепатобилиарную фазу при МРТ (82,2%) (табл. 4, 5). Наибольший процент воспроизводимых текстурных признаков при применении предварительной обработки изображений отмечался при КТ в артериальную фазу сканирования с ограничением по плотности от 0 до 300 HU и приведением изображений к изотропному вокселю 1 мм³ (0–300 HU + RES) (89,1%), а при

МРТ в гепатобилиарную фазу с приведением изображений к изотропному вокселю (86,6%). При этом приведение изображения к изотропному вокселю 1 мм³ также повышало процент воспроизводимых текстурных показателей в нативную, артериальную и отсроченную фазы при КТ и для Т2ВИ, ДВИ и в гепатобилиарную фазу при МРТ. При КТ наибольший процент воспроизводимых

Таблица 4. Характеристики распределения оценок согласованности двух радиологов в отношении текстурных показателей КТ-изображений

Table 4. Distribution of segmentation consistency scores by two radiologists for different CT image preprocessing options

Обработка изображения Image preprocessing	Медиана (1–3-й квартиль) Median (1st–3rd quartile)	<0.5	0.5–0.75	0.75–0.9	≥0.9
Нативная фаза / Native phase:					
без обработки / without preprocessing	0.98 (0.69–0.99)	18%	9.8%	8.2%	63.9%
0–300 HU	0.98 (0.96–0.99)	3.4%	13.8%	3.4%	79.3%
RES	0.99 (0.79–0.99)	5%	18.3%	5%	71.7%
0–300 HU + RES	0.98 (0.94–1.00)	1.9%	11.1%	7.4%	79.6%
edge	0.87 (0.68–0.98)	5.2%	31%	17.2%	46.6%
periodic	0.91 (0.75–0.98)	5.2%	20.7%	22.4%	51.7%
reflect	0.87 (0.70–0.98)	5.2%	27.6%	19%	48.3%
Артериальная фаза / Arterial phase:					
без обработки / without preprocessing	0.91 (0.38–0.99)	34.5%	8.6%	5.2%	51.7%
0–300 HU	0.96 (0.87–0.98)	13.3%	8.3%	10%	68.3%
RES	0.98 (0.85–0.99)	3.6%	18.2%	5.5%	72.7%
0–300 HU + RES	0.98 (0.96–0.99)	1.8%	–	9.1%	89.1%
edge	0.85 (0.76–0.98)	8.8%	14%	35.1%	42.1%
periodic	0.86 (0.70–0.98)	10.5%	21.1%	26.3%	42.1%
reflect	0.85 (0.76–0.98)	10.5%	10.5%	36.8%	42.1%
Венозная фаза / Venous phase:					
без обработки / without preprocessing	0.98 (0.90–0.99)	3.3%	13.3%	10%	73.3%
0–300 HU	0.98 (0.97–0.99)	3.5%	–	10.5%	86%
RES	0.98 (0.52–0.99)	25.4%	3.4%	–	71.2%
0–300 HU + RES	0.99 (0.98–0.99)	3.6%	1.8%	14.5%	80%
edge	0.57 (0.19–0.83)	42.4%	27.1%	18.6%	11.9%
periodic	0.78 (0.65–0.98)	20.3%	18.6%	20.3%	40.7%
reflect	0.47 (0.08–0.86)	50%	19%	12.1%	19%
Отсроченная фаза / Delayed phase:					
без обработки / without preprocessing	0.89 (0.68–0.97)	9.8%	18%	27.9%	44.3%
0–300 HU	0.98 (0.96–0.99)	1.9%	5.8%	7.7%	84.6%
RES	0.98 (0.89–0.99)	15%	6.7%	6.7%	71.7%
0–300 HU + RES	0.98 (0.95–0.98)	1.8%	5.5%	12.7%	80%
edge	0.91 (0.73–0.99)	6.8%	18.6%	20.3%	54.2%
periodic	0.91 (0.79–0.99)	10.2%	10.2%	28.8%	50.8%
reflect	0.88 (0.73–0.99)	18.6%	6.8%	25.4%	49.2%

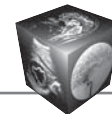
**Таблица 5.** Характеристики распределения оценок согласованности двух радиологов в отношении текстурных показателей МРТ-изображений**Table 5.** Distribution of segmentation consistency scores by two radiologists for different MRI image preprocessing options

Обработка изображения Image preprocessing	Медиана (1–3-й квартиль) Median (1st–3rd quartile)	<0.5	0.5–0.75	0.75–0.9	≥0.9
T1:					
без обработки / without preprocessing	0.92 (0.83–0.99)	12%	7.5%	24.8%	55.6%
RES	0.91(0.84–0.97)	2.3%	3.9%	39.5%	54.3%
edge	0.92 (0.79–0.97)	4%	15.3%	26.6%	54%
periodic	0.90 (0.73–0.97)	1.6%	25.8%	21%	51.6%
reflect	0.93 (0.79–0.99)	0.8%	16.9%	21.8%	60.5%
T2:					
без обработки / without preprocessing	0.94 (0.84–0.99)	1.5%	14.5%	20.6%	63.4%
RES	0.94 (0.90–0.99)	1.6%	3.1%	24%	71.3%
edge	0.87 (0.34–0.98)	27.8%	8.7%	19%	44.4%
periodic	0.93 (0.86–0.99)	–	5.6%	29%	65.3%
reflect	0.93 (0.86–0.99)	1.6%	9.7%	22.6%	66.1%
ДВИ / DWI:					
без обработки / without preprocessing	0.90 (0.69–0.96)	6.8%	27.8%	15.8%	49.6%
RES	0.94 (0.84–0.97)	2.3%	11.6%	22.5%	63.6%
edge	0.92 (0.81–0.96)	1.6%	17.7%	23.4%	57.3%
periodic	0.91 (0.81–0.97)	4.8%	15.3%	25%	54.8%
reflect	0.91 (0.81–0.96)	3.2%	16.1%	25%	55.6%
ИКД / ADC:					
без обработки / without preprocessing	0.89 (0.80–0.96)	1.5%	18.3%	36.6%	43.5%
RES	0.88 (0.80–0.92)	1.6%	8.7%	48%	41.7%
edge	0.91 (0.86–0.97)	0.8%	12.9%	33.9%	52.4%
periodic	0.86 (0.79–0.90)	2.4%	16.9%	57.3%	23.4%
reflect	0.81 (0.75–0.88)	8.9%	16.1%	54%	21%
Гепатобилиарная фаза / Hepatobiliary phase:					
без обработки / without preprocessing	0.99 (0.92–1.00)	–	3.9%	14%	82.2%
RES	0.95 (0.92–0.99)	3.1%	0.8%	9.4%	86.6%
edge	0.95 (0.89–0.99)	2.4%	2.4%	21%	74.2%
periodic	0.94 (0.86–0.99)	2.4%	16.1%	14.5%	66.9%
reflect	0.91 (0.81–0.95)	9.7%	10.5%	29%	50.8%

признаков отмечался во все фазы сканирования при сценариях предварительной обработки, включающих в себя ограничение по плотности от 0 до 300 HU в области интереса.

В целом при использовании предварительной обработки изображений применение постконтрастных фаз КТ (80–89,1%) и гепатобилиарной фазы МРТ (86,6%) демонстрирует сопоставимые результаты в отношении процента воспроизводимых текстурных признаков. Следом за ними идут нативная фаза (79,6%) и T2ВИ (71,3%). Стоит от-

метить, что применение фильтров Лапласа Гаусса хотя и позволяет вычислить дополнительные текстурные признаки более высокого порядка, ни при КТ, ни при МРТ не демонстрировало значительно-го повышения воспроизводимых текстурных признаков по сравнению с неизменными изображениями. Наименьший процент воспроизводимых текстурных признаков отмечался при отсутствии какой-либо предварительной обработки изображений в нативную фазу при КТ (44,3%) и на ИКД-картах при МРТ (43,5%).



Обсуждение

Количество публикаций, посвященных сравнению применения КТ- и МР-изображений для выполнения текстурного анализа, ограничено, а результаты представленных на сегодняшний день работ противоречивы. Так, X. Liu и соавт. (2021) выполнили текстурный анализ КТ-изображений во все четыре фазы сканирования и МР-изображений (постконтрастных T1ВИ с ГСКП и внеклеточными МР-контрастными веществами, T2ВИ SPAIR, ДВИ) для дифференциальной диагностики ГЦР, холангиоцеллюлярного рака (ХЦР) и смешанного гепатохолангиоцеллюлярного рака (ГХЦР). При дифференциальной диагностике ГХЦР с ГЦР и ХЦР применение МРТ показало более высокие значения площади под кривой (AUC 0,77), чем при КТ (AUC 0,64). При этом наиболее информативные показатели были получены в позднюю венозную фазу при МРТ и в отсроченную фазу при КТ. В дифференциальной диагностике ГЦР с ГХЦР и ХЦР обе методики продемонстрировали сопоставимые результаты: наиболее информативные показатели были получены при КТ в нативную фазу (AUC 0,81), а при МРТ – в артериальную фазу (AUC 0,81) [22].

В оценке микроваскулярной инвазии модель, построенная на основе текстурных признаков, извлеченных из КТ-изображений, продемонстрировала сопоставимые результаты по сравнению с моделью на основе МР-изображений (AUC 0,801 vs. 0,804, $p = 0,96$) [23].

Другая группа авторов выполнила сегментацию и текстурный анализ КТ-изображений ГЦР с оценкой всех фаз сканирования и МРТ-изображений (T2ВИ, T1ВИ с ГСКП и ДВИ) для 19 пациентов. Воспроизводимость полученных текстурных показателей при МРТ (91,6 и 79,4%) была выше, чем при КТ (78,5 и 69,2%), как при повторной сегментации одним рентгенологом, так и при сегментации двумя рентгенологами.

Согласно полученным нами данным, при применении предварительной обработки изображений и КТ, и МРТ показали сопоставимые результаты в отношении процента воспроизводимых текстурных признаков. Это может быть обусловлено наличием характерного для ГЦР признака “вымывания”, позволяющего четко визуализировать контуры образования. Применение ограничения от 0 до 300 HU позволило исключить из выделенной области интереса газ, жировую ткань и кальцинаты, что предотвращало влияние прилежащих полых органов и жировой клетчатки на полученные текстурные признаки.

Применение различных фильтров представляет собой численное преобразование значений

пикселей или вокселей с целью получить дополнительные текстурные признаки более высокого порядка. Фильтр Лапласа Гаусса позволяет снизить шум на изображениях и подчеркнуть участки с резким изменением интенсивности. Вейвлет-фильтры преобразовывают изображения с помощью матрицы сложных линейных или радиальных волн, что позволяет разделить и выделить высокочастотный или низкочастотный компоненты изображений [12].

Согласно полученным данным, применение фильтров Лапласа Гаусса ни при КТ, ни при МРТ не влияло на процент воспроизводимых текстурных признаков по сравнению с неизмененными изображениями.

Согласно данным литературы, при текстурном анализе изображений, выполненных с различными параметрами сканирования, в большей степени на воспроизводимость текстурных показателей влияла толщина среза [24]. Предварительная обработка изображений, в частности настройка фиксированного размера вокселя и диапазона уровней серого, позволяет снизить влияние различий параметров получения изображений на текстурные показатели. При сканировании фантома на 8 различных компьютерных томографах с различной толщиной среза среди 213 текстурных показателей 150 были воспроизводимы при различных размерах вокселя, а при заданном размере вокселя $1 \times 1 \times 2 \text{ мм}^3$ воспроизводимость повысилась для 42 показателей и не изменилась для 21 [25]. Так, R. Sun и соавт. (2018) использовали фиксированный размер вокселя 1 мм^3 при текстурном анализе КТ-изображений с толщиной среза 5 мм и менее, что позволило получить диагностическую модель, предсказывающую иммунофенотип опухоли и ответ на иммунотерапию ингибиторами PD-1 и PD-L1 [26].

Наши данные также подтверждают результаты предыдущих исследований: приведение изображения к изотропному вокселю 1 мм^3 позволило повысить процент воспроизводимых текстурных показателей в нативную, артериальную и отсроченную фазы при КТ, а также при T2ВИ, ДВИ и в гепатобилиарную фазу для МРТ.

Заключение

Таким образом, обе методики, и КТ, и МРТ, позволяют выявить воспроизводимые текстурные признаки, особенно при приведении изображения к изотропному вокселю, и требуют дальнейшего изучения. Помимо оценки воспроизводимости текстурных показателей в дальнейшем необходимо также оценить, какое количество предикторов степени дифференцировки позволяет выявить та



или иная методика, а также провести сравнение полученных диагностических моделей. При этом на основании полученных нами данных предпочтение стоит отдавать постконтрастным изображениям, в том числе гепатобилиарной фазе. А при КТ также целесообразно использовать ограничение по плотности для выделенной области интереса.

Участие авторов

Кармазановский Г.Г. – концепция и дизайн исследования, подготовка и редактирование текста, участие в научном дизайне, утверждение окончательного варианта статьи.

Шантаревич М.Ю. – проведение исследования, сбор и обработка данных, обзор публикаций по теме статьи, статистическая обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Сташкив В.И. – проведение исследования, сбор и обработка данных, обзор публикаций по теме статьи, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Ревишвили А.Ш. – утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Karmazanovsky G.G. – concept and design of the study, text preparation and editing, participation in scientific design, responsibility for the integrity of all parts of the article, approval of the final version of the article,

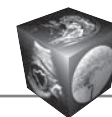
Shantarevich M.Yu. – conducting research, collection and analysis of data, review of publications, statistical analysis, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Stashkiv V.I. – concept and design of the study, conducting research, collection and analysis of data, review of publications, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Revishvili A.Sh. – approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Allemani C., Matsuda T., Di Carlo V. et al. CONCORD Working Group. Global surveillance of trends in cancer survival 2000–14 (CONCORD-3): analysis of individual records for 37 513 025 patients diagnosed with one of 18 cancers from 322 population-based registries in 71 countries. *Lancet*. 2018; 391 (10125): 1023–1075. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)33326-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)33326-3)
2. Hassanipour S., Vali M., Gaffari-Fam S. et al. The survival rate of hepatocellular carcinoma in Asian countries: a systematic review and meta-analysis. *EXCLI J*. 2020; 19: 108–130. <https://doi.org/10.17179/excli2019-1842>
3. Siegel R., Naishadham D., Jemal A. Cancer statistics. 2013. *CA Cancer J. Clin.* 2013; 63: 11–30. <https://doi.org/10.3322/caac.21166>
4. Кармазановский Г.Г., Шантаревич М.Ю. Обзор международных клинических рекомендаций и результатов клинических исследований по диагностике гепатоцеллюлярного рака за 2014–2020 годы. *Анналы хирургической гепатологии*. 2021; 26 (1): 12–24. <https://doi.org/10.16931/1995-5464.2021112-24>
5. Кармазановский Г.Г., Шантаревич М.Ю. The review of international clinical guidelines and clinical trial results for the diagnosis of hepatocellular cancer (HCC) for the period 2014–2020. *Annaly khirurgicheskoy gepatologii = Annals of HPB surgery*. 2021; 26 (1): 12–24. <https://doi.org/10.16931/1995-5464.2021112-24> (In Russian)
6. Ломовцева К.Х. Дифференциальная диагностика образований печени солидной структуры: роль диффузионно-взвешенных изображений и гепатоспецифических контрастных средств: Дис. ... канд. мед. наук. М., 2018. 117 с.
7. Ломовцева К.Х. Differential diagnosis of liver masses of a solid structure: the role of diffusion-weighted images and hepatospecific contrast agents: Dissertation of a candidate of medical sciences. Moscow, 2018. 117 p. (In Russian)
8. Ломовцева К.Х., Кармазановский Г.Г. Диффузионно-взвешенные изображения при очаговой патологии печени: обзор литературы. *Медицинская визуализация*. 2015; 6: 50–60.
9. Ломовцева К.Х., Кармазановский Г.Г. Diffusion-weighted imaging of focal liver lesions: literature review. *Medical Visualization*. 2015; 6: 50–60. (In Russian)
10. Semaan S., Vietti-Viola N., Lewis S. et al. Hepatocellular carcinoma detection in liver cirrhosis: diagnostic performance of contrast-enhanced CT vs. MRI with extracellular contrast vs. gadoteric acid. *Eur. Radiol.* 2020; 30 (2): 1020–1030. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06458-4>. PMID: 31673837
11. An C., Lee C.H., Byun J.H. et al. Intraindividual comparison between gadopentate-enhanced magnetic resonance imaging and dynamic computed tomography for characterizing focal hepatic lesions: a multicenter, multireader study. *Korean J. Radiol.* 2019; 20 (12): 1616–1626. <https://doi.org/10.3348/kjr.2019.0363>
12. Omata M., Cheng A.L., Kokudo N. et al. Asia-Pacific clinical practice guidelines on the management of hepatocellular carcinoma: a 2017 update. *Hepatol. Int.* 2017; 11 (4): 317–370. <https://doi.org/10.1007/s12072-017-9799-9>. PMID: 28620797; PMCID: PMC5491694
13. Гайдель А.В., Зельтер, П.М., Капишников А.В., Храмов А.Г. Возможности текстурного анализа компьютерных томограмм в диагностике хронической обструктивной болезни. *Компьютерная оптика*. 2014; 38 (4): 843–850.
14. Гайдель А.В., Зельтер П.М., Капишников А.В., Храмов А.Г. Possibilities of textural analysis of computed tomograms in the diagnosis of chronic obstructive disease. *Computer optics*. 2014; 38 (4): 843–850. (In Russian)
15. Гайдель А.В., Первушкин С.С. Исследование текстурных признаков для диагностики заболеваний костной ткани порентгеновским изображениям. *Компьютерная оптика*. 2013; 37.1: 113–119.
16. Гайдель А.В., Первушкин С.С. The study of textural features for the diagnosis of diseases of the bone tissue by X-ray images. *Computer Optics*. 2013; 37.1: 113–119. (In Russian)
17. Park H.J., Park B., Lee S.S. Radiomics and Deep Learning: Hepatic Applications. *Korean J. Radiol.* 2020; 21 (4): 387–401. <https://doi.org/10.3348/kjr.2019.0752>
18. Ganeshan B., Miles K.A. Quantifying tumour heterogeneity with CT. *Cancer Imaging*. 2013; 13 (1): 140–149. <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2013.0015>. PMID: 23545171; PMCID: PMC3613789.



14. Liang W., Shao J., Liu W. et al. Differentiating Hepatic Epithelioid Angiomyolipoma From Hepatocellular Carcinoma and Focal Nodular Hyperplasia via Radiomics Models. *Front. Oncol.* 2020; 10: 564307. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.564307>
15. Liu X., Jiang H., Chen J. et al. Gadoteric acid disodium-enhanced magnetic resonance imaging outperformed multidetector computed tomography in diagnosing small hepatocellular carcinoma: A meta-analysis. *Liver Transpl.* 2017; 23 (12): 1505–1518. <https://doi.org/10.1002/lt.24867>
16. Oh J., Lee J.M., Park J. et al. Hepatocellular Carcinoma: Texture Analysis of Preoperative Computed Tomography Images Can Provide Markers of Tumor Grade and Disease-Free Survival. *Korean J. Radiol.* 2019; 20 (4): 569–579. <https://doi.org/10.3348/kjr.2018.0501>
17. Wu M., Tan H., Gao F. et al. Predicting the grade of hepatocellular carcinoma based on non-contrast-enhanced MRI radiomics signature. *Eur. Radiol.* 2019; 29 (6): 2802–2811. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5787-2>
18. Шантаревич М.Ю., Кармазановский Г.Г. Применение текстурного анализа КТ и МР-изображений для определения степени дифференцировки гепатоцеллюлярного рака и его дифференциальной диагностики: обзор литературы. *Research'n Practical Medicine Journal.* 2022; 9 (3): 129–144.
Shantarevich, M.Yu., Karmazanovsky G.G. Application of texture analysis of CT and MR images to determine the degree of differentiation of hepatocellular cancer and its differential diagnosis: a review of the literature. *Research'n Practical Medicine Journal.* 2022; 9 (3): 129–144. (In Russian)
19. WHO Classification of Tumours 5th Edition Digestive System Tumours by WHO Classification of Tumours Editorial Board
20. Nioche C., Orlhac F., Boughdad S. et al. LIFE: a freeware for radiomic feature calculation in multimodality imaging to accelerate advances in the characterization of tumor heterogeneity. *Cancer Res.* 2018; 78 (16): 4786–4789. <https://doi.org/10.1158/0008-5472.CAN-18-0125>
21. Mao B., Zhang L., Ning P. et al. Preoperative prediction for pathological grade of hepatocellular carcinoma via machine learning-based radiomics. *Eur. Radiol.* 2020; 30 (12): 6924–6932. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07056-5>
22. Liu X., Khalvati F., Namdar K. et al. Can machine learning radiomics provide pre-operative differentiation of combined hepatocellular cholangiocarcinoma from hepatocellular carcinoma and cholangiocarcinoma to inform optimal treatment planning? *Eur. Radiol.* 2021; 31 (1): 244–255. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07119-7>
23. Meng X.P., Wang Y.C., Zhou J.Y. et al. Comparison of MRI and CT for the prediction of microvascular invasion in solitary hepatocellular carcinoma based on a non-radiomics and radiomics method: which imaging modality is better? *J. Magn. Reson. Imaging.* 2021; 54 (2): 526–536. <https://doi.org/10.1002/jmri.27575>
24. Hu H.T., Shan Q.Y., Chen S.L. et al. CT-based radiomics for preoperative prediction of early recurrent hepatocellular carcinoma: technical reproducibility of acquisition and scanners. *Radiol. Med.* 2020; 125 (8): 697–705. <https://doi.org/10.1007/s11547-020-01174-2>
25. Shafiq-UI-Hassan M., Zhang G.G., Latifi K. et al. Intrinsic dependencies of CT radiomic features on voxel size and number of gray levels. *Medical physics.* 2017; 44 (3): 1050–1062. <https://doi.org/10.1002/mp.12123>
26. Sun R., Limkin E.J., Vakalopoulou M., et al. A radiomics approach to assess tumour-infiltrating CD8 cells and response to anti-PD-1 or anti-PD-L1 immunotherapy: an imaging biomarker, retrospective multicohort study. *Lancet Oncol.* 2018; 19 (9): 1180–1191. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(18\)30413-3](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(18)30413-3)

Для корреспонденции*: Шантаревич Мария Юрьевна – 117997 Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27. НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского Минздрава России. E-mail: shantarevichm@list.ru

Кармазановский Григорий Григорьевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом лучевых методов диагностики ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России; профессор кафедры лучевой диагностики и терапии медико-биологического факультета ФГБОУ ВО “РНИМУ им. Н.И. Пирогова” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-9357-0998>. E-mail: karmazanovsky@ix.ru

Шантаревич Мария Юрьевна – аспирант ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-4518-4451>. E-mail: shantarevichm@list.ru

Сташків Владислава Ивановна – аспирант ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-7349-1192>. E-mail: vladastashkiv@gmail.com

Ревішвили Аміран Шотаєвич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, директор ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России; заведующий кафедрой ангиологии, сердечно-сосудистой, эндоваскулярной хирургии и аритмологии РМАНПО Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-1791-9163>. E-mail: amirevi@mail.ru

Contact*: Mariia Y. Shantarevich – 27, Bolshaya Serpukhovskaya str., Moscow 117997, Russian Federation. A.V. Vishnevsky Medical Research Center of Surgery the Ministry of Health of the Russian Federation. E-mail: shantarevichm@list.ru

Grigory G. Karmazanovsky – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Radiation Methods of Diagnostics of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery; Professor of radiology department of Pirogov Russian national research medical university, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-9357-0998>. E-mail: karmazanovsky@ix.ru

Mariia Y. Shantarevich – Postgraduate student of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-4518-4451>. E-mail: vladastashkiv@gmail.com

Vladislava I. Stashkiv – Postgraduate student of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-7349-1192>. E-mail: vladastashkiv@gmail.com

Amiran Sh. Revishvili – Academician of the Russian Academy of Science, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Director of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery; Head of the Department of Angiology, Cardiovascular, Endovascular Surgery and Arrhythmology, Russian Medical Academy of Continuous Professional Education of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-1791-9163>. E-mail: amirevi@mail.ru