

ко после предшествующих традиционного рентгенологического и, особенно, эндоскопического (с биопсией) методов исследования.

ЛИТЕРАТУРА

1. Заридзе Д.Г.// Арх. патол. — 1992. — № 4. — С. 5—12.
2. Ивашкин В.Т., Калинин А.В.// Клин. мед. — 1993. — № 4. — С. 42—45.
3. Левшин В.Ф., Федичкина Т.П.// Вопр. онкол. — 1991. — № 1. — С. 69—73.
4. Портной Л.М., Дибиров М.П. Лучевая диагностика эндодифтного рака желудка. — М., 1993.
5. Elias E.G.// Md. Med. J. — 1991. — Vol. 40. — P. 1099—1100.

Поступила 21.02.96.

УДК 616.63—006.311.03—073.914.343

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ОЧАГОВЫХ ПОРАЖЕНИЙ ПЕЧЕНИ

Р.Ф. Бахтиозин, А.В. Ильясов, М.М. Ибатуллин, И.Р. Чувашаев,
В.Н. Зинин, К.А. Ильясов, А.Г. Сафиуллин

Республиканский медицинский диагностический центр (главврач — Р.З. Абашев) МЗ РТ,
кафедра лучевой диагностики (зав. — акад. АНТ, проф. М.К. Михайлов)
Казанской государственной медицинской академии последипломного образования

Магнитно-резонансная томография (МРТ) в последнее время становится методом выбора среди неинвазивных способов визуализации печени и диагностики очаговых поражений [1, 3, 4]. Во многом это связано с развитием и применением так называемой улучшенной МРТ, которая включает в себя современную технику сканирования — *градиентное эхо*, *быстрое спиновое эхо*, позволяющие сокращать время исследования и получать томограммы на задержке дыхания с подавлением дыхательных артефактов [2—4]. Нами была поставлена цель оптимизировать метод измерения времен релаксации T_2 и применить ее для дифференциальной диагностики опухолей печени. Релаксационные данные были получены на МР-томографе TOMIKON (Bruker) при помощи стандартной импульсной последовательности MSME (Multi-Slice/Multi-Echo), которая является модификацией широко используемой в ЯМР-спектроскопии метода Карра—Парселла—Мейбаума—Гилла (CPMG). За одно измерение последовательность дает серию эхо-томограмм с различным временем задержки, по которым можно вычислить времена релаксации T_2 для каждой точки объекта [2].

За одно сканирование было получено 8 или 16 эхо-томограмм с интерва-

THE PLACE OF ROENTGEN COMPUTER TOMOGRAPHY IN THE DIAGNOSIS OF ENDOPHYTIC CARCINOMA OF THE STOMACH

A.N. Gorshkov, R.F. Akberov

Summary

The possibilities of roentgen computer tomography in the diagnosis of infiltrative carcinoma of the stomach, especially in the determination of stomach wall enlargement, process occurrence, are estimated positively using the investigations of 45 patients with endophytic carcinoma of the stomach. It should be used after usual roentgen and endoscopic methods.

лами TE , равными 22 мс. Время исследования составляло 12 минут, толщина среза — 10 мм. Для уменьшения эффекта перекрытия соседних срезов сканировали только один срез либо интервал между срезами устанавливали не менее 15 мм.

Времена T_2 рассчитывали путем итеративной подгонки экспоненциальной кривой к амплитудам последовательных эхо-сигналов. Использовали встроенную программу итерации ("Bruker"). Курсором на экране выбирали нужную точку томограммы. Для устранения эффекта неоднородности ткани определяли усредненную амплитуду сигнала по 16 соседним точкам изображения. В результате получили время T_2 -релаксации и величину стандартного отклонения. Удовлетворительным результатом итерации считали стандартное отклонение, не превышавшее 10%.

В тех случаях, когда экспериментальные точки не могли быть описаны одноэкспоненциальной кривой (среднеквадратичное отклонение более 10%), расчет спадов производили по многоэкспоненциальной схеме при помощи внешней итеративной программы "SIM-FIT", адаптированной для работы с компьютером "ASPECT 3000". В качестве входных параметров использовали

амплитуды и времена задержки TE для 16 последовательных эхо-томограмм.

Для получения сигнала ЯМР на спины одновременно воздействуют постоянным магнитным полем и радиочастотным полем, подаваемым в форме кратковременного импульса, при этом вектор суммарной намагниченности M отклоняется от направления магнитного поля.

После выключения РЧ-поля вектор возвращается к прежнему направлению не мгновенно, а по экспоненциальному закону с некоторой постоянной времени T_1 . Данная постоянная, называемая *интершоточным временем релаксации* или просто временем релаксации T_1 , для биологических тканей тела человека лежит примерно в пределах 300—3000 мс и определяется природой тканей.

В то время, когда вектор намагниченности M отклонен от первоначального положения (рис. 1), его проекция на плоскость, перпендикулярную магнитному полю, не равна нулю. Эта поперечная компонента намагниченности M_{xy} также убывает по экспоненциальному закону, но с другим временем релаксации T_2 , которое называют *временем спин-спиновой релаксации*, причем $T_2 < T_1$. Значения T_2 находятся обычно в пределах от 30 до 3000 мс.

В МР-томограммах времена релаксации влияют на характер контраста,

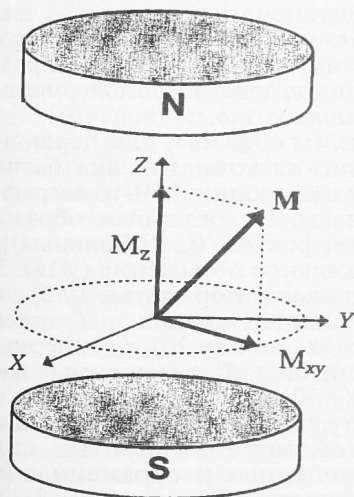


Рис. 1. Разложение вектора намагниченности M на продольную и поперечную составляющие.

однако учитываются при этом лишь на качественном уровне: “ T_1 -взвешенные” изображения — длинные T_1 дают более темное изображение, “ T_2 -взвешенные” изображения — длинные T_2 дают более яркое изображение.

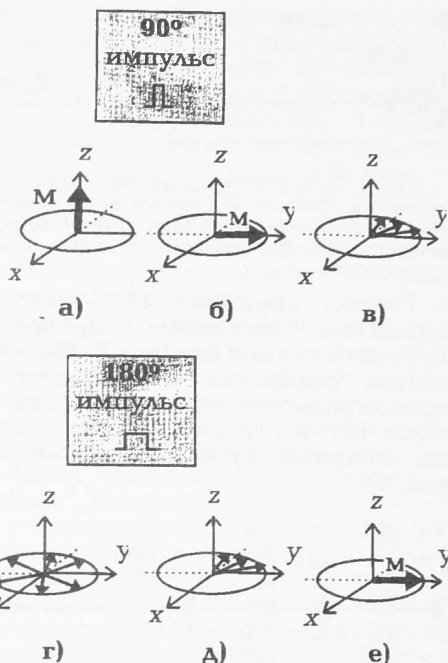


Рис. 2. Расфазирование и рефокусирование спинов в последовательности Карра—Парселла.

Определение времен T_2 основано на измерении сигнала спинного эха. Для получения сигнала вначале подается 90° -импульс, который переводит продольную намагниченность M_0 исследуемой ткани в поперечную плоскость xy (рис. 2 а), при этом возникает поперечная намагниченность M_{xy} (рис. 2 б). Вследствие неоднородности внешнего магнитного поля отдельные спины имеют несколько различающиеся скорости прецессии: некоторые вращаются в плоскости xy быстрее, некоторые медленнее (рис. 2 в), что называется “раскрытием веера намагниченности”. В результате этого “раскрытия” сигнал свободной индукции (ССИ) уменьшается и со временем пропадает. Отдельные компоненты “веера” распределены теперь равномерно по кругу (рис. 2 г), и сигнал ЯМР не поддается измерению. 180° -импульс, подаваемый в момент времени t , обращает направления прецессии всех спинов на противоположное и тем самым заставляет “веер” закрываться (рис. 2 д). Через время $2t$ все спины на какой-то момент оказываются в одной фазе (рис. 2 е), как это было сразу же после 90° -импульса. Возникает “спинное эхо” (рис. 3). После того, как спины к моменту $2t$ вернулись в одну фазу, они снова “разбегаются”, и поэтому сигнал спинного эха имеет форму двух зеркально-симметричных ССИ.

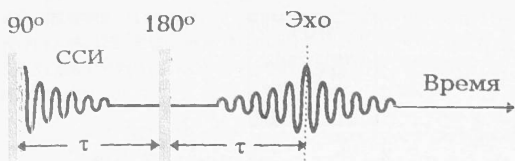


Рис. 3. Импульсная последовательность спинного эха. Спинную систему возбуждают 90° радиочастотным импульсом. Сигнал быстро затухает из-за расфазирования спинов в неоднородном поле.

Рефокусирующий 180°-импульс, подаваемый через время t , приводит к образованию эха в момент $2t$. Повторяя процесс “раскрытия” и “закрытия” вентера многократно с помощью повторяющихся 180°-импульсов, можно по точкам построить кривую T_2 -релаксации (рис. 4).

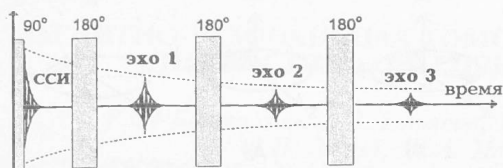


Рис. 4. Импульсная последовательность Карпа—Парселла для измерения времен спин-спинной релаксации T_2 . Интенсивность повторяющихся эхо-сигналов дает кривую спада с временем T_2 .

Были обследованы 173 пациента с заболеваниями печени. Все исследования проводили на МР-томографе (напряженность поля — 0,28Т) ВМТ-1100 (“Bruker”, Германия). Во всех случаях использовали импульсные последовательности *спиновое эхо* и *градиентное эхо* с получением T_1 - и T_2 -взвешенных изображений. По результатам исследований были выявлены характерные для различных очаговых изменений МР-томографические признаки.

По нашим данным, гемангиомы имели следующие типичные признаки на МР-томограммах: 1) однородность структуры (в 54—84% случаев); 2) отчетливость контуров (100%); 3) периферическую, преимущественно подкапсульную локализацию (50—78%); 4) гипоинтенсивность в T_1 -взвешенном изображении (100%); 5) гиперинтенсивность в T_2 -взвешенном изображении (100%); 6) неоднородные гипоинтенсивные участки в T_2 -взвешенных изображениях (10—16%); 7) гиперинтенсивные участки в T_2 -взвешенных изображениях (8—12%); 8) увеличение интенсивности сигнала опухоли с нарастанием количества спиновых эхо при получении T_2 -взвешенного изображения во всех случаях (100%); 9) отсутствие перифокального отека (100%).

При обнаружении совокупности указанных МР-томографических признаков диагностика гемангиом обычно несложна. Однако дифференциальная диагностика становится затруднительной при выявлении так называемых атипичных гемангиом, которые встречаются в 15—25% случаев всех гемангиом, а также при множественном поражении, что требует дифференциации с узловой гиперплазией, аденомой и метастазами в печени. Наименьший диаметр выявленных с помощью МР-томографии гемангиом, составил 10 мм.

При МР-томографии первичный рак печени проявляется по-разному. По нашим данным, на T_1 -взвешенных изображениях опухоль имеет преимущественно гипоинтенсивный сигнал за исключением случаев кровоизлияния в опухоль и наличия жира в опухолевой ткани, которые дают гиперинтенсивный неоднородный сигнал. На T_2 -взвешенных изображениях мы наблюдали умеренно гиперинтенсивный по сравнению с окружающей паренхимой печени сигнал с неоднородностью структуры. Усиление интенсивности сигнала было обнаружено у больных с некротическими изменениями в опухоли, что в последующем было доказано при динамической контрастной МР-томографии и пункционной биопсии опухолей. При инкапсулированных формах рака выявлялся гипоинтенсивный как в T_1 -, так и в T_2 -взвешенных изображениях ободок. Сосудистая инвазия лучше определялась при использовании последовательности *градиентное эхо*.

Таким образом, для первичного печеночно-клеточного рака были характерны следующие МР-томографические признаки: 1) объемное образование с масс-эффектом (у 17 больных); 2) монофокальное поражение (у 16); 3) мультифокальное поражение (у 5); 4) гипоинтенсивный сигнал в T_1 -взвешенных изображениях (у 20); 5) гиперинтенсивный сигнал в T_2 -взвешенных изображениях (у 20); 6) неоднородность структуры опухоли (у 15); 7) участки с повышенной интенсивностью сигнала в T_2 -взвешенных изображениях (вследствие некроза в 11 случаях); 8) гипоинтенсивный сигнал как в T_1 -, так и в T_2 -взвешенных изображениях (наличие капсулы в 7 случаях); 9) гиперинтенсивный сигнал опухоли в T_1 -взвешенном изображении (наличие жира в одном случае); 10) изоинтенсивные очаги в опухоли в T_1 - и T_2 -взвешенных изображениях (фиброз в 5 случаях); 11) гипоинтенсивные сигналы в T_1 - и T_2 -взве-

поинтенсивные сигналы в T_1 - и T_2 -взвешенных изображениях (кальцификация в одном случае).

Итак, первичный печеночно-клеточный рак характеризовался полиморфизмом МР-томографических проявлений, причем наибольшей неоднородностью отличались такие формы рака печени, как гепатобластома, фибролампиллярный рак и первичный рак печени больших размеров с очагами некрозов. По результатам МР-томографии первичный рак печени нам удалось диагностировать у 14 из 21 больного, то есть специфичность метода составила 64%. В остальных случаях на основании анализа томограмм и результатов релаксометрии предположительно был поставлен диагноз метастатического поражения печени (у 4), аденомы (у одного), первичной опухоли печени без указания тканевой дифференциации (у 2). Чувствительность метода составила 90%. В двух случаях нам не удалось выявить мелкие очаги при многоузловой форме первичного рака печени, которые были обнаружены в последующем с помощью АКТПГ и динамической контрастной МР-томографии.

Нами были обследованы 37 больных с метастазами в печень. Источниками метастазирования являлись рак прямой кишки (у 4), рак молочной железы (у 3), рак поджелудочной железы (у 3), рак яичников (у 3), нефробластома (у 1), рак желудка (у 1), аденокарцинома с невыявленной первичной локализацией (у 3), плоскоклеточный рак (у 1), лейомиосаркома (у 1), низкодифференцированный рак (у 1). У остальных больных источник метастазирования установить не удалось. Метастазы, как и первичный рак печени, отличались полиморфизмом МР-томографических проявлений.

При метастазах в печень мы наблюдали следующие МР-томографические признаки: 1) гипоинтенсивный сигнал в T_1 -взвешенных изображениях (в 35 случаях); 2) гиперинтенсивный сигнал в T_2 -взвешенных изображениях (в 35); 3) гиперинтенсивный сигнал в T_1 -взвешенных изображениях (в 2); 4) гиперинтенсивные участки в T_2 -взвешенных изображениях; 5) гипоинтенсивный сигнал в T_2 -взвешенных изображениях (в 2); 6) наличие капсулы (в 4); 7) перифокальный отек (в 25); 8) однородность сигнала (в 30); 9) неоднородность сигнала (в 7).

МР-томография, по нашим данным, оказалась высокочувствительным методом в выявлении метастазов (89%): очаговые изменения удалось обнаружить у

33 из 37 больных, специфичность метода составила 81%. Гипердиагностика метастазов имела место у 4 больных с первично-многоузловой формой рака печени, когда окончательный диагноз был установлен после пункционной биопсии печени. У одного больного за метастаз рака щитовидной железы была принята киста диаметром 15 мм, что было доказано путем контрастной динамической МР-томографии и пункции. У одного пациента метастаз рака желудка и у одного больного метастаз лейомиосаркомы были распценены как гемангиомы печени (в последнем случае в дифференциальной диагностике решающую роль сыграла T_2 -релаксометрия). У одного больного мы наблюдали прорастание лимфосаркомы в левую долю печени. Диагноз был предположительно установлен при МР-томографии печени, желудка и селезенки по неоднородности структуры левой доли печени, повышению интенсивности сигнала в T_2 -взвешенном изображении, утолщению и ригидности стенок желудка после его заполнения водой.

Нами были обследованы 26 больных с кистами печени: у 21 — простые билирные кисты, у 5 — паразитарные поражения (у 4 — эхинококк печени и у одного — альвеококк). Наиболее типичные МР-томографические признаки были обнаружены у больных с так называемыми простыми кистами, которые характеризовались как гипоинтенсивные в T_1 -взвешенных изображениях и гиперинтенсивные в T_2 -взвешенных изображениях очаги с отчетливыми контурами и границами, с однородной структурой. Как и при гемангиомах печени, интенсивность сигнала в T_2 -взвешенных изображениях возрастала по мере увеличения количества эхо.

Для дифференциальной диагностики с гемангиомами, которые имели аналогичные признаки, нами были проведены дополнительные обследования в режиме гидрографии (MYUR), при которых кисты выявлялись как гиперинтенсивные образования с однородной структурой.

Паразитарные кисты имели больший полиморфизм проявлений и характеризовались следующими типичными признаками: 1) обнаружением мультилобулярного образования; 2) отчетливостью контуров; 3) наличием гипоинтенсивной капсулы; 4) высокой интенсивностью сигнала в T_2 -взвешенном изображении; 5) низкой интенсивностью сигнала в T_1 -взвешенном изображении. В T_1 -взвешенном изображении паразитарные

кисты имели гипоинтенсивный (у 4) и гиперинтенсивный (у одного) сигналы, что можно объяснить наличием молекул жира в полости кисты.

Таким образом, МР-томография оказалась высокочувствительным (в 100%) методом выявления кист печени с минимальным (6 мм) диаметром. Специфичность метода без применения контрастирующих реагентов составила 92%.

ЛИТЕРАТУРА

1. Eglin T.K., Rummeny E., Stark D.D. et al. Hepatic Tumors: quantitative tissue characterization with MR imaging// Radiology. — 1990. — Vol. 176. — P.107—110.
2. Rinck P.A., Southon T.E. Magnetic Resonance in Medicine. Blackwell Wissenschaft Verlag. — Berlin, 1993.
3. Rummeny E., Weissleder R., Stark D.D. et al. Primary liver Tumors: diagnosis by MR imaging//

A.J.R. — 1989. — Vol. 152. — P. 63—72.

4. Toupitz M., Hamm B., Speidel A. et al. Multi-section FLASH: method for breathhold MR imaging of the entire liver// Radiology. — 1992. — Vol. 183. — P. 73—79.

Поступила 29.02.96.

MAGNETORESONANCE TOMOGRAPHY IN DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF FOCAL LESIONS OF THE LIVER

R.F. Bakhtiozin, A.V. Ilyasov, M.M. Ibatullin,
I.R. Chuvashaeve, V.N. Zinin,
K.A. Ilyasov, A.G. Safiullin

S u m m a r y

The importance of magnetoresonance tomography among noninvasive methods of visualization of liver and diagnosis of focal lesions is noted. The method under discussion is highly sensitive (100%) in diagnosis of the liver cysts with minimum diameter (6 mm). Its specificity without the use of contrasting reagents averages 92%.

УДК 618.14—073.48

О ПРЕИМУЩЕСТВАХ КОНТРАСТНОГО УСИЛЕНИЯ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОМ ИССЛЕДОВАНИИ В ГИНЕКОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Э.Н. Гурьев, Р.Ф. Бахтиозин, Н.Л. Капелюшник

Республиканский медицинский диагностический центр
(главрач — Р.З. Абашев) МЗ РТ, г. Казань

Проблема диагностики и дифференциальной диагностики некоторых гинекологических заболеваний, в частности женского бесплодия и патологии матки, представляется весьма актуальной. По литературным данным [3], частота бесплодного брака колеблется от 6,8 до 20%. Среди причин женского бесплодия доминирует эндокринная дисфункция яичников (около 40%), затем следуют нарушения функции фаллопиевых труб (от 20 до 30%), различная патология матки и влагалища (около 15%) [5]. Частой причиной бесплодия у женщин являются воспалительные заболевания матки и придатков. У 43% женщин, перенесших воспалительные заболевания внутренних половых органов, развивается полная непроходимость маточных труб, у 49% — частичная [2]. Анатомически маточные трубы делятся на четыре части: интрамуральный, истмический, ампулярный отделы и воронку с фимбриями. Блокада встречается чаще всего в интрамуральном или терминальном отделах, иногда с обоих концов трубы с формированием гидросальпинкса [1]. Оценка состояния фаллопиевых труб и

прилежащих тканей является поэтому весьма важным этапом в исследовании причин бесплодия. Нередки (до 20% всех миом) сумбукозная миома матки [3] и полипоз эндометрия.

Для определения проходимости маточных труб в настоящее время применяются рентгеноконтрастная гистеросальпингография (ГСГ), лапароскопическая хромотубация, соногистеросальпингогидротубация. Наряду с другими методами для диагностики патологии матки используются гистероскопия и МР-томография.

Большая или меньшая интенсивность эхо-сигнала зависит от эхогенности исследуемого объекта. Ультразвуковое исследование полости матки и фаллопиевых труб бывает затруднительно из-за слабого различия эхогенности стенок органа, плохой дифференциации его полости. В связи с этим весьма актуально использование усиливающих эхо-агентов, которые увеличивают качество и количество информации при ультразвуковом исследовании. Движение контраста при этом можно наблюдать в реальном масштабе времени.