

## Диффузионно-взвешенная МРТ после дистанционной ударно-волновой литотрипсии у больных с нефролитиазом

ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, НИИ фундаментальной и клинической уронефрологии

Мочекаменная болезнь (МКБ) является одним из распространенных урологических заболеваний и встречается не менее чем у 3% населения. Больные МКБ составляют 30-40% от общего количества урологических пациентов, большинство из которых – лица трудоспособного возраста [1-3].

Несмотря на рост заболеваемости, смертность при МКБ за последние десятилетия значительно снизилась. И в этом немалая заслуга внедрения дистанционной ударно-волновой литотрипсии (ДУВЛТ). В настоящее время ДУВЛТ, в силу своей неинвазивности и высокой эффективности, является основным методом лечения нефролитиаза [1].

Как известно, дистанционная литотрипсия всегда сопровождается травмой почки, которая может быть различной степени тяжести – от легкой, выявляемой при микроскопическом исследовании и имеющей транзиторный характер, до тяжелой, сопровождающейся формированием интрапаренхиматозных, субкапсулярных или паранефральных гематом, приводящих к склерозированию почечной ткани и снижению функции почки [4-8].

Несмотря на значительное количество научных работ, посвященных оценке эффективности и безопасности ДУВЛТ, остается много клинических вопросов, касающихся ранней диагностики и профилактики возможных повреждений почки после дистанционной нефролитотрипсии.

По данным магнитно - резонансной томографии, посттравматическая реакция паренхимы почки и паранефральной клетчатки на воздействие ударной волны в 1-2 сутки после дистанционной литотрипсии характеризуется нарушением кортико-медуллярной дифференцировки (61,9%), скоплением жидкости в паранефральной клетчатке (76,2%), подкапсульным скоплением небольшого количества жидкости (28,6%), увеличением размеров почки (76,2%), геморрагическим пропитыванием паренхимы почки (23,8%), подкапсульной гематомой (9,5%), дефектом контрастирования в зоне прохождения ударной волны (23,8%), изменением кровотока: снижением кровотока в 50%, наблюдений, перераспределением его в 38,8% наблюдений [4].

В отечественной литературе практически отсутствуют сведения о применении диффузионно-взвешенной МРТ [9-11]. Диффузионно-взвешенная МРТ - методика, физические принципы которой были предложены в 1965 году Е.О. Stejskal и J.E. Tanner, основана на регистрации изменений характера броуновского движения молекул воды при различных патологических процессах. В клиническую практику диффузионно-взвешенная МРТ пришла вместе с высокопольными МР-томографами. Сигнал диффузионно-взвешенного изображения (ДВИ) складывается из движения молекул воды во внеклеточном, внутриклеточном и внутрисосудистом пространствах. Степень ограничения диффузии в биологических тканях коррелирует с целостностью клеточных мембран и клеточным составом тканей. Диффузия не зависит от времени релаксации и является независимым фактором, влияющим на контрастность изображения.

Для получения ДВИ чаще всего используется сверхбыстрая эхо-планарная импульсная последовательность (SE EPI) с наличием добавочной пары диффузионных градиентов одинаковой амплитуды и длительности. Получаемые МР-изображения являются одновременно взвешенными и по T<sub>2</sub>, и по скорости диффузии.

Степень взвешенности по скорости диффузии задается величиной фактора диффузии – b (параметра протокола импульсной последовательности), который зависит от длительности, амплитуды диффузионных градиентов и времени задержки между ними. Единицей измерения b является с/мм<sup>2</sup>. При малых значениях b (50-100 с/мм<sup>2</sup>) сигнал теряют молекулы воды с высокой скоростью движения (к примеру, в просвете сосудов), так как к моменту приложения рефразирующего градиента они не успевают восстановить свои начальные характеристики. Благодаря тому, что сосуды выглядят «черными», визуализация очагов становится более отчетливой. В тканях, богатых клетками, молекулы воды успевают восстановить свой сигнал и выглядят яркими даже при высоких значениях b (500-1000 с/мм<sup>2</sup>).

Для характеристики диффузионного движения протонов в сложной среде и для количественного анализа ДВИ введено понятие измеряемого коэффициента диффузии (ИКД) или, в англоязычной литературе, apparent diffusion coefficient (ADC). ИКД представляет собой градиент кривой, которая строится при сопоставлении значений b по оси x и логарифма относительной интенсивности сигнала ткани по оси y. На картах ИКД цвет каждого пиксела соответствует ИКД. Значение ИКД можно определить автоматически, обведя на карте область интереса.

Диффузия характеризуется коэффициентом диффузии, который зависит от ряда факторов. Основной фактор – вязкость. Диффузия не зависит от времени релаксации. Основной принцип диффузионной томографии – тот факт, что хаотичное движение молекул приводит к нормальному распределению фаз. Влияние этих изменений усиливается при помощи T<sub>2</sub>-взвешенного спин-эхо, градиентного эхо или эхо - планарной томографии при использовании сильных градиентов.

В нашей стране метод получения ДВИ до настоящего времени не получил широкого клинического применения, за исключением единичных работ по исследованию ишемии мозга. Сообщений об использовании ДВИ в диагностике посттравматических изменений почечной паренхимы после воздействия ДУВЛТ нам не встречалось. В отдельных работах полученные ДВИ - данные и значения ИКД отличались для одних и тех же заболеваний, либо имели перекрестные значения при различных заболеваниях. Эти различия в показателях связаны как с тем, что авторы работали на разной аппаратуре и при различных параметрах ДВ - импульсной последовательности, так и с недостаточным количеством наблюдений. Однако все авторы отмечали диагностическую ценность ДВИ.

До последнего времени возможности метода были во многом ограничены возникновением артефактов, появляющихся вследствие дыхательных и перистальтических движений. Японские ученые усовершенствовали метод, что позволило начать его успешное использование для сканирования всего тела.

При различных повреждающих воздействиях на клетку развивается каскад патологических реакций. Одним из параметров, по которым можно оценить степень повреждения ткани, является диффузия молекул воды во внеклеточном пространстве [9-11]. Все

диффузионные исследования проводят без введения контрастного вещества, что важно для тяжёлых больных. Диффузионная МРТ позволяет получить дополнительные качественные (визуализационные) и количественные тканевые характеристики, открывает новые возможности исследования микроструктуры тканей в процессе лечения [12-15].

Таким образом, есть возможность изучить не только структурные и патологические изменения, но и оценить физико-химические и патофизиологические процессы в целом или его отдельных структур. Возможность визуализации диффузии позволила осуществить дифференциацию тканей в соответствии с их клеточной структурой.

#### Литература

1. Лопаткин Н. А., Дзеранов Н. К. Пятнадцатилетний опыт применения ДЛТ в лечении МКБ // Матер. Пленума Правления Рос. об-ва урологов. М., 2003. С. 5-25.
2. Состояние урологической заболеваемости в Российской Федерации по данным официальной статистики / О. И. Аполихин, Е. П. Какорина, А. В. Сивков [и др.] // Урология. 2008. № 3. С. 3-9.
3. Тиктинский О. Л., Александров В. П. Мочекаменная болезнь. СПб. : Питер, 2000. С. 9-10.
4. Кучук П.В. Магнитно-резонансная томография в комплексной оценке состояния почек после дистанционной литотрипсии : дис. ... канд. мед. наук. М., 2006. 166 с.
5. Неймарк А. И., Фридкин А. В. Диагностическое значение энзимурии в оценке функции почек у больных мочекаменной болезнью // Урология и нефрология. 1997. № 1. С. 5-7.
6. Громов А. И., Сытник К. А., Мартыненко А. В. Косвенные компьютерно-томографические признаки уретеролитиаза и мочеточниковой обструкции // Медицинская визуализация. 2004. № 2. С. 34-39.
7. Сайдыков Э. Н. Влияние дистанционной пьезоэлектрической нефролитотрипсии на почечную гемодинамику у больных уролитиазом // Казанский мед. журн. 2001. Т. 82, № 3. С. 184-186.
8. Белый Л. Е. Патофизиологические нарушения у больных с острой обструкцией верхних мочевых путей : дис. ... канд. мед. наук. Саранск, 2003. 167 с.
9. Магнитно-резонансная урография в комплексном обследовании нефрологических больных / Ю. Г. Аляев, Н. А. Мухин, В. А. Григорян [и др.] // Терапевтический архив. 2002. № 6. С. 73-76.
10. Шимановский Н. Л., Наполов Ю. К. Диагностика заболеваний мочевыделительной системы с помощью магнитно-резонансной визуализации с контрастным усилением // Вестник рентгенологии и радиологии. 2005. № 4. С. 47-56.
11. Шимановский Н. Л., Наполов Ю. К. Применение магнитно-резонансной визуализации с контрастным усилением для диагностики заболеваний мочевыделительной системы // Урология. 2006. № 6. С. 93-95.
12. Chen Y. C., Mandeville J. B., Nguyen T. V., Talele A., Cavagna F., Jenkins B. G. Improved mapping of pharmacologically induced neuronal activation using the IRON technique with superpara-magnetic blood pool agents // J Magn Reson Imaging. 2001. Vol. 14. P. 517-524.
13. Baumgartner B. R., Dickey K. W., Ambrose S. S. et al. Kidney changes after extracorporeal shock wave lithotripsy: appearance on MR imaging // Radiology. 1987. Vol. 163. P. 531.
14. Dalla-Palma L., Panzetta G., Pozz-Mucelli R. S. et. al. Dynamic magnetic resonance imaging in the assessment of chronic medical nephropathies with impaired renal function // Eur. Radiol. 2000. Vol. 30. P. 523-532.
15. Grenier N., Basseau F., Ries M. et. al. Functional MRI of the Kidney // Abdom. Imaging. 2003. Vol. 28. P. 164-175.