

Методика оценки зависимости определения измеряемого коэффициента диффузии от температуры при диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии

Семенов Д.С., Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Васильев Ю.А.

ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»



Цель исследования

Цель данного исследования является разработка методики оценки зависимости от температуры измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), рассчитанного при выполнении диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии (МРТ).

Материал и методы

Для создания различных ИКД использовались физические модели затрудненной диффузии, представляющие собой водные растворы полимера (поливинилпирролидона) с различной концентрацией. Температура растворов измерялась с помощью оптоволоконной системы измерения температуры с закреплением датчиков внутри пробирок. Зависимость изменения ИКД от температуры фиксировалась при периодическом запуске последовательности EPI во время охлаждения фантома от 38 °С до 22 °С.

Ключевые слова:

диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография, измеряемый коэффициент диффузии, контроль качества.

Результаты

В результате экспериментального исследования были получены зависимости ИКД от температуры для каждой модели затрудненной диффузии. Апробация методики показала, что в диапазоне температур, допустимых в кабинете МРТ действующей нормативной документацией (20-23 °С), значения ИКД могут отличаться до 25 %. Рассчитаны аппроксимирующие коэффициенты зависимости ИКД от температуры для используемых растворов ПВП.

Выводы

Представленная экспериментальная методика позволяет повысить эффективность процедуры периодического контроля качества с применением фантома для диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии путем введения поправочного коэффициента.

Семенов Дмитрий Сергеевич
E-mail: d.semenov@nrcmr.ru

Введение

Диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография (ДВ) МРТ - один из методов медицинской визуализации, применяемый для выявления и оценки неопластических процессов. Характерной особенностью данного режима является наличие количественной характеристики - измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), отражающего степень подвижности молекулы воды в тканях. Использование значений ИКД для формирования заключения о вероятной злокачественности опухоли [1,2] обуславливает необходимость контроля точности и повторяемости определения данного показателя [3].

Традиционно, контроль качества изображений в рентгенологии предполагает использование фантомов – специальных тест-объектов, обладающих известными свойствами. Получение изображения фантома позволяет судить о корректности работы оборудования и принять решение о возможности его дальнейшей эксплуатации и введении поправочного коэффициента.

Точность измерения ИКД зависит от таких факторов, как качество градиентной калибровки и точности подачи градиентных импульсов. В связи со сложностью прямого контроля данных параметров, был разработан фантом [4], позволяющий имитировать весь диапазон коэффициентов самодиффузии, регистрируемый в тканях организма, в том числе, учитывая различные типы диффузии (ограниченную, затрудненную и неограниченную) [5], и в результате повысить точность ИКД введением поправочного коэффициента. Сравнение различных аппаратов подтверждает расхождение в значениях ИКД определяемых не только на оборудовании разных производителей, но и на томографах одной модели, расположенных в разных медицинских учреждениях [6], а следовательно, и необходимость внедрения методик контроля и кросс-калибровки оборудования в практику.

Помимо перечисленных выше факторов, вносящих вклад в измерение ИКД, на следующем этапе работы предлагается исследование влияния температуры образцов на регистрируемые значения ИКД. Температурные колебания объясняются в общем случае переменной температурой воздуха в процедурной МРТ (20 – 23 °С согласно СанПиН 2.1.3.2630 10 [7]), тепловым режимом работы аппарата и климатической установки.

Таким образом, целью данного исследования являлась разработка методики оценки зависимости ИКД образцов от температуры.

Материалы и методы

Наиболее известным описанием зависимости коэффициента самодиффузии от температуры является уравнение Эйнштейна-Смолуховского:

$$D = \frac{kT}{3\pi\eta d}, \quad (1)$$

где η – вязкость, d – диаметр частицы, k – постоянная Больцмана, T – абсолютная температура.

Однако, ввиду используемых в выражении (1) макроскопических приближений для описания молекулярных характеристик вносит ограничение на применение его в данной задаче и позволяет получить лишь оценочные значения. Поэтому, оно использовалось только для оценочных вычислений при подборе материалов фантома. Данная работа предлагает методику экспериментального определения зависимости ИКД от температуры.

Для моделирования затрудненной диффузии, возникающей в результате столкновения молекул воды с макромолекулами, клеточными органеллами, компартментами были использованы водные растворы с различными концентрациями поливинилпирролидона (ПВП): 0 (вода), 10, 30, 50, 70 %. Пробирки с указанными растворами располагались на специальном каркасе в контейнере из амагнитного пластика, объем которого был заполнен водой.

Согласно ГОСТ Р МЭК 60601-2-33 [8] запрещается проведение МР-исследования в случае, если локальная температура тела превышает значение 39 °С. Рациональным решением представляется предварительный нагрев фантома и проведение серии МР-исследований в режиме (ДВ) МРТ в процессе его остывания.

Отдельной задачей является точное измерение температуры растворов фантома. Для этого традиционно применяются следующие методы: МР-термометрия, бесконтактные измерения (например, тепловидение), измерения с контактных датчиков. Опыт проведения такого рода исследований показал, что предпочтительным является использование оптоволоконных датчиков температуры, невосприимчивых к воздействию магнитных полей томографа и обладающих высокой точностью (до 0,01 °С) [9]. Кроме того, время срабатывания датчиков пренебрежимо мало по сравнению со временем сканирования, что обеспечивает возможность оценки корректности используемых данных.

Блок управления многоканальной оптоволоконной системы измерения деформации и температуры

«АСИД-12», производство ООО «Оптиз-Мониторинг» (рис. 1), располагался в техническом помещении кабинета МРТ. Датчики были проведены через технологическое отверстие в клетке Фарадея и зафиксированы в центрах пробирок. Для контроля показаний оптоволоконной системы использовался спиртовой термометр.



Рисунок 1. Блок управления оптоволоконной системы измерения температуры

Для обеспечения процесса охлаждения перед началом эксперимента фантом был термостатирован помещением открытого контейнера в проточную воду температурой 38,0 °С. Температура воздуха в процедурной кабинета МРТ – 23,0 °С.

Сканирование проводилось на аппарате Toshiba Excelart Vantage 1,5 Тл с использованием импульсной последовательностью DWI_EPI при следующих параметрах: TR 5300 мс, TE 100 мс, FOV 26 x 26 см, матрица 128 x 128, число срезов 15, b-фактор = 600, 800 с/мм², время сканирования 32 с. Запуск сканирования производился со следующей частотой: 38 – 34 °С – каждую минуту, 34 – 30 °С – каждые 2 минуты, 30 – 28 °С – старт каждые 5 минут.

Статистический анализ данных полученных ИКД-карт был выполнен следующим образом:

- при помощи разработанного программного комплекса, на МР-изображениях выделялись области интереса ROI_j, охватывающие порядка 80% площади сечения образцов для каждого j-ого вещества;
- в автоматическом режиме производился расчет среднего значения ИКД D_j и среднеквадратического отклонения σ_j по выборке D_{i,j}, i = 1, 2 ... N_j, где N_j – количество пикселей внутри ROI_j;
- из полученной выборки исключались пиксели, выделенные ошибочно и соответствующие условию (2)

$$D_{ij} \notin (D_j - 3\sigma_j, D_j + 3\sigma_j); \quad (2)$$

При этом, за истинное значение температуры принималось среднее значение показаний датчика за время исследования.

Результаты

На рисунке 2 представлены полученные в результате применения предложенной методики зависимости ИКД растворов фантома от температуры.

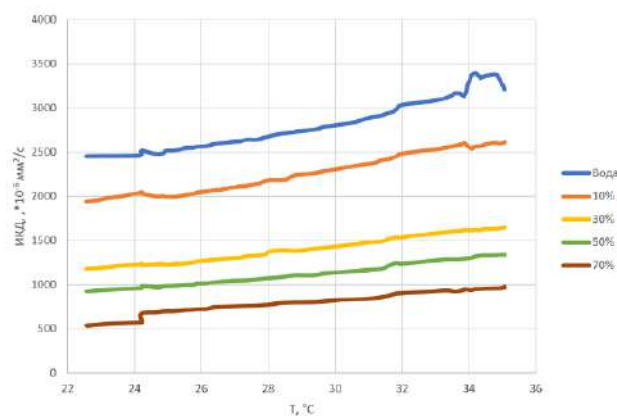


Рис. 2. График зависимости ИКД от температуры для разных концентраций ПВП

Апробация методики показала, что в диапазоне температур, допустимых действующей нормативной документацией, регистрируемые при (ДВ) МРТ значения ИКД могут отличаться до 25%.

Исследование зависимости ИКД от температуры позволило построить аппроксимирующие кривые и рассчитать их коэффициенты. Для растворов с концентрацией ПВП 50% и 70% наиболее близкой является линейная функция аппроксимации вида $y = a \cdot x + b$. Коэффициенты а и b определяются методом наименьших квадратов. В таблице 1 представлены рассчитанные коэффициенты.

Для водных растворов ПВП с концентрациями 0, 10 и 30% зависимость ИКД от температуры имеет квадратичный характер вида: $y = c \cdot x^2 + a \cdot x + b$.

Таблица 1. Аппроксимирующие коэффициенты зависимости ИКД от температуры для указанных водных растворов ПВП

	ПВП 50%	ПВП 70%	ПВП 0%	ПВП 10%	ПВП 30%
c	0	0	4,73	1,49	0,71
a	35,55	89,90	-199,49	-26,96	-0,73
b	29,63	-59,68	4550,10	1776,50	816,25

Использование рассчитанных аппроксимирующих коэффициентов позволяет корректировать измерения ИКД, выполненных в разных температурных условиях, и проводить сличительные испытания по сравнению результатов на разных МР-томографах.

Выводы

Скачок значений коэффициента диффузии воды при температурах 34 – 35 °С может быть связан с движением жидкости в объеме фантома, вызванным его перемещением вместе со столом пациента при начальном позиционировании.

Применение данной методики обеспечивает возможность введения поправочного коэффициента k_D для минимизации влияния систематической погрешности на результат измерения ИКД:

$$\sum_i (k_D \cdot \text{ИКД}_{\text{PVP}_i} - D_{\text{PVP}_i})^2 \rightarrow \min_{k_D} \quad (3)$$

где $\text{ИКД}_{\text{PVP}_i}$ – значение, полученное в результате (ДВ) МРТ, D_{PVP_i} – истинное значение коэффициента самодиффузии, определенное методом ЯМР-спектроскопии при производстве фантома.

Результатом применения предложенной методики является обеспечение высокой точности и повторяемости измерения ИКД при (ДВ) МРТ.

Данная работа показала возможность и актуальность оценки зависимости ИКД от температуры при (ДВ) МРТ для обеспечения качества производимых МР-исследований. Представленная экспериментальная методика позволяет повысить эффективность процедуры периодического контроля качества с применением фантома для диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии путем введения поправочного коэффициента.

Результаты работы также могут быть применены при разработке рекомендаций по измерению ИКД в диагностических целях.

Список литературы:

1. Bickel H., Pinker-Domenig K., Bogner W., Spick C., Bagó-Horváth Z., Weber M., et al. Quantitative apparent diffusion coefficient as a noninvasive imaging biomarker for the differentiation of invasive breast cancer and ductal carcinoma in situ. *Invest Radiol.* 2015; 50 (2): 95-100.
2. Gawande R.S., Gonzalez G., Messing S., Khurana A., Daldrup-Link H.E. Role of diffusion-weighted imaging in differentiating benign and malignant pediatric abdominal tumors. *Pediatr Radiol.* 2013; 43 (7): 836-845.
3. Сергунова К.А., Карпов И.Н., Громов А.И., Морозов А.К., Семенов Д.С. Разработка аппаратно - программных средств контроля параметров качества диффузионно - взвешенных изображений для повышения эффективности диагностики опухолевых образований. *Биотехносфера.* 2016; 5 (47): 9-13.
4. Патент № 187202 РФ. Устройство фантома для контроля параметров диффузионно-взвешенных изображений магнитно-резонансной томографии / Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Семенов Д.С., Ахмад Е.С. Г 01 N 24/08. 2019. Бюл. № 6.
5. Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Ахмад Е.С., Кивасев С.А., Семенов Д.С. и др. Моделирование процессов диффузии в магнитно-резонансной томографии. *Радиология - практика.* 2019; 2 (74): 50–68 (в печати).
6. Kivrak A.S., Paksoy Y., Erol C., Koplay M., Ozbek S., Kara F. Comparison of apparent diffusion coefficient values among different MRI platforms: a multicenter phantom study. *Diagnostic Interv Radiol.* 2013; 19 (6): 433-437.
7. Сан П и Н 2.1.3.2630-10 'Санитарно-эпидемиологические требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность' (с изменениями на 10 июня 2016 года). 2010.
8. ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013 Изделия медицинские электрические. Часть 2-33. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса. М.: Стандартинформ, 2016. 86 с.
9. Васильев Ю.А., Семенов Д.С., Яцеев В.А., Ахмад Е.С., Петряйкин А.В., Марусина М.Я., и др. Экспериментальное исследование нагрева ферромагнитных объектов при проведении магнитно-резонансной томографии. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики.* 2019; 19 (1): 173-179.