

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ И ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ В ДИФФУЗИОННО-ВЗВЕШЕННОЙ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

К.А. Сергунова¹, Е.С. Ахмад¹, С.А. Кивасев², Д.С. Семенов¹, А.В. Петрайкин¹,
И.Н. Карпов³, С.П. Морозов¹, А.В. Владзимирский¹, А.К. Морозов³

¹ Научно-практический клинический центр диагностики
и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения
города Москвы, Москва

² Госпитальный центр поликлиник АО “Семейный доктор”, Москва

³ Центральный научно-исследовательский институт травматологии
и ортопедии им. Н.Н. Приорова Минздрава России, Москва

Данная работа посвящена исследованиям математических и физических моделей, позволяющих оценивать процессы диффузии молекул воды в живых тканях. Рассмотрены четыре вида моделей: неограниченная, затрудненная, ограниченные с полупроницаемыми и непроницаемыми мембранами.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография, диффузия воды, обратные эмульсии, математические модели, физическое моделирование

Введение

Диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография (ДВ-МРТ) используется для выявления и оценки распространенности неопластических образований различных органов и тканей. В настоящий момент данная методика включена в зарубежные клинические рекомендации по диагностике злокачественных образований (BI-RADS, PI-RADS), а также отечественные рекомендации по исследованию острого нарушения мозгового кровообращения.

Для количественной оценки МР-изображений ДВ-МРТ используются карты измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), которые используются для динамических наблюдений ряда онкологических заболеваний [1]. При раз-

витии опухолевого процесса наблюдается увеличение клеточной плотности, т.е. происходит снижение ИКД межклеточного пространства [2, 3].

Параметр ИКД является результатом математической обработки интенсивности МР-сигнала, согласно встроенной в программное обеспечение математической модели. ИКД зависит от установленного при сканировании b -фактора и может учитывать вклад в оценку диффузии как от перфузии, так и от истинных перемещений молекул воды [4].

С развитием технологий и совершенствованием магнитно-резонансных томографов исследователи обратили внимание на концепцию внутривоксельного беспорядочного движения (intravoxel incoherent motion, IVIM), предложенного Bihan в 1980-х гг. [5]. Данная теория позво-

ляет из данных, полученных в результате сканирования в режиме ДВ-МРТ, получать информацию о микроскопической структуре органов и об их функциональных характеристиках [6]. Помимо карт ИКД, в рамках теории IVIM строятся и анализируются изображения, взвешенные по перфузии [7, 8] и куртозису [9].

Целью данной работы явилось описание существующих математических моделей, характеризующих процессы изотропной диффузии в живых тканях, а также создание физической модели для идентификации параметров.

Материал и методы

Интенсивность МР-сигнала на изображениях ДВ-МРТ характеризует степень подвижности молекул воды в исследуемых объектах. Сигнал на изображении ДВ-МРТ можно в общем случае представить в виде следующей зависимости от протонной плотности (PD), времени релаксации TR и эхо TE , а также от компоненты диффузии:

$$I_{DWI} = k(PD) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}} \cdot e^{-b \cdot ИКД}. \quad (1)$$

Основным параметром импульсной последовательности ДВ-МРТ, задаваемым на консоли оператора и влияющим на интенсивность сигнала, является b -фактор (b -value) [10]:

$$b = q^2 t_D = q^2 (D - \delta / 3), \quad (2)$$

где t_D – время диффузии. Параметр q^2 характеризует градиентные импульсы и зависит от их амплитуды и длительности. При форме импульсов, близких к прямоугольным параметр градиентных импульсов рассчитывается по формуле $q^2 = (\gamma G \delta)^2$, где γ – гиромагнитное отношение водорода; G , δ и Δ – это амплитуда, длительность импульсов и временной промежуток между ними соответственно. Таким образом, на МР-томографах, позволяющих проводить точную настройку импульсной последовательности ДВ-МРТ, при равных значениях b -фактора возможно задание различного времени диффузии (t_D) в случае соответствующего подбора G [11].

Было проведено исследование зависимости интенсивности сигнала тканей с различной плотностью клеток от времени диффузии для диапазона b -фактора от 0 до 4000 с/мм² [12]. Измерения показали, что для нормальных тканей величина сигнала не меняется. При

рассмотрении тканей со средней и высокой клеточной плотностью, соответствующей патологическим тканям, наблюдалось увеличение сигнала на 140 % при возрастании времени диффузии, особенно при больших значениях b -фактора. Данным исследованием авторы показали, что при изменении расстояния между градиентными импульсами Δ возможно разделить сигналы от ограниченной диффузии во внутриклеточном пространстве от затрудненной диффузии в межклеточном. Зависимость сигнала от Δ может дать исследователям также информацию о размерах опухолевых клеток.

По закону Эйнштейна–Смолуховского (трехмерный случай) оценка среднего перемещение частицы $\langle r \rangle$ в какой-либо среде будет зависеть от времени и коэффициента диффузии D_s :

$$\langle r \rangle = \sqrt{6 t_D D_s}. \quad (3)$$

В настоящее время в литературе рассматриваются следующие модели процессов диффузии молекул воды в живых тканях: неограниченная; затрудненная; ограниченные с полупроницаемыми и непроницаемыми мембранами [2, 3]. В случае рассмотрения модели ограниченной диффузией перемещение частицы будет зависеть от размера и формы клетки [12], поэтому формула (3) примет более сложный вид.

Для разработки систем оценки дополнительных параметров по изображениям ДВ-МРТ необходимы разработка и внедрение математических моделей в программное обеспечение МР-томографа.

Математическое моделирование

Моноэкспоненциальная модель

При увеличении b -фактора происходит затухание интенсивности сигнала на ДВИ, которое изначально определялось как моноэкспоненциальное, т.к. учитывалась только неограниченная диффузия молекул воды. В упрощенном случае сигнал на диффузионно-взвешенных изображениях S_b определяется следующей зависимостью от b -фактора:

$$S_b = S_0 e^{-bD}, \quad (4)$$

где D – измеряемый коэффициент диффузии молекул в исследуемом образце, S_0 – сигнал, зарегистрированный без подачи градиентных диффузионных импульсов.

Моноэкспоненциальная модель основана на законе диффузии молекул воды в неограниченной жидкости, т.е. она не учитывает имеющиеся в живой ткани факторы, ограничивающие перемещение. При повышении вязкости раствора или при наличии в растворе макромолекул перемещение молекул воды затрудняется и происходит снижение коэффициента диффузии. Такая диффузия называется затрудненной.

Данная модель недостаточно точно описывает процессы диффузии в условиях наличия ограничений передвижения молекул. Для этого больше подходят модели биэкспоненциальная и Кэргера, описанные ниже.

Биэкспоненциальная модель

В результате математической обработки изображений ДВ-МРТ возможно выделение диффузии быстрого, относящегося к микроперфузии, и медленного, связанного с молекулярными перемещениями, компонентов. Данная модель называется биэкспоненциальной. Существует также мнение, что с помощью биэкспоненциальной модели возможно разделение диффузии молекул воды на медленную и быструю во внутриклеточном и межклеточном пространстве соответственно [3]. Данная модель учитывает наличие двух невзаимодействующих групп молекул воды с возможностью их неограниченных перемещений при разных значениях коэффициента диффузии:

$$S_b = S_0(A_f e^{-bD_f} + A_s e^{-bD_s}), \quad (5)$$

где A_f и A_s – это объемные доли ($A_f + A_s = 1$), D_f и D_s – коэффициенты диффузии быстрой и медленной групп молекул воды, соответственно.

Для моделей затухания сигнала при увеличении b -фактора, которые описывают разделение сигнала на микроперфузию и истинную диффузию молекул воды, коэффициент D_f определяет характеристики быстро перемещающихся молекул, т.е. микроперфузию, тогда как D_s – медленной компоненты (истинную диффузию) [4]. Для второго варианта интерпретации биэкспоненциальной модели D_f и D_s – это характеристики диффузии межклеточной и внутриклеточной воды соответственно.

Биэкспоненциальная модель не учитывает эффекты обмена между двумя группами молекул воды и частичного ограничения медленной (внутриклеточной) воды мембраной.

Модель Кэргера

В результате дальнейших исследований были разработаны модель Кэргера и её модификации, учитывающие наличие ограничения перемещения внутри клетки и взаимный обмен молекулами воды между внутриклеточным и межклеточным пространством [3, 13]. Данная модель описывает две свободно диффундирующие группы с взаимным обменом молекулами воды:

$$S_b = S_0(A_1 e^{-bD_1} + A_2 e^{-bD_2}), \quad (6)$$

где $D_{1,2}$ и $A_{1,2}$ – это измеряемые коэффициенты самодиффузии и объемные доли первой и второй группы, соответственно, которые связаны с реальными биофизическими параметрами:

$$D_{2,1} = 0,5 \left\{ D_f + D_s + \frac{1}{q^2} \left(\frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{\tau_2} \right) \pm \left[(D_s - D_f + \frac{1}{q^2} (\frac{1}{\tau_1} - \frac{1}{\tau_2}))^2 + \frac{4}{q^4 \tau_1 \tau_2} \right]^{1/2} \right\}, \quad (7)$$

$$A_2 = \frac{(1 - A_s)D_f + A_s D_s - D_1}{D_2 - D_1},$$

$$A_1 = 1 - A_2,$$

где τ_s – это среднее время жизни молекулы воды во внутриклеточном пространстве. Время жизни молекулы в межклеточном пространстве τ_f рассчитывается из $\tau_f = (A_f/A_s)\tau_s$. В случае, если длительность градиентных импульсов намного меньше расстояния между ними ($\delta \ll \Delta$), t_D будет равен Δ .

Модифицированная модель Кэргера

Прайс предложил модификацию модели Кэргера, которая будет учитывать взаимный обмен молекулами воды между двумя группами, а также эффект ограничения диффузии во внутриклеточном пространстве [13].

В случае большого времени диффузии, т.е. когда выполняется условие $(D_s \Delta / R) \gg 1$, ослабление сигнала будет происходить по такому же закону, что применялся и в модели Кэргера (6), однако параметры модели будут рассчитываться по-другому:

$$D_{2,1} = 0,5 \left\{ D_f + \frac{1}{q^2} \left(\frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{\tau_2} \right) \pm \left[D_f - \frac{1}{q^2} \left(\frac{1}{\tau_1} - \frac{1}{\tau_2} \right) \right]^2 + \frac{4}{q^4 \tau_1 \tau_2} \right\}^{1/2},$$

$$A_1 = A_f + A_s - \frac{D_f A_f - D_1 A_f - D_1 A_s}{D_2 - D_1},$$

$$A_2 = \frac{D_f A_f - D_1 A_f - D_1 A_s}{D_2 - D_1},$$
(8)

где A_s , A_f – это относительные доли популяции для первой и второй группы соответственно. Из формулы (9) следует, что коэффициенты диффузии первой и второй группы $D_{1,2}$ не зависят от коэффициента диффузии медленной группы молекул, находящихся во внутриклеточном пространстве. Таким образом, в случае большого времени диффузии Δ все молекулы воды внутри клетки соприкоснутся с мембраной, поэтому ослабление сигнала в данной группе будет зависеть, главным образом, от размера клетки и степени взаимообмена между компартаментами.

В некоторых работах было показано, что зависимость затухания сигнала ДВИ от b -фактора связана с характеристиками выделенной области интереса [6]. Например, для печени характерно наличие нескольких типов сосудов, синусоидальных капилляров, желчных протоков, богатой лимфатической системы. При рассмотрении значений СКО для моно-, би- и трехэкспоненциальных моделей было получено, что модель с тремя компонентами аппроксимирует данные пациентов с большей точностью.

Физическая модель

Для идентификации параметров моделей в исследованиях *in vitro* применяются культуры клеток [3, 4], ткани лабораторных животных [12]. Проводятся также исследования *in vivo* [4, 6, 11]. Есть и группа исследований, посвященных физическому моделированию процесса диффузии с помощью фантомов [15, 16].

В данной работе для моделирования процессов диффузии как внутри клетки, так и в межклеточном пространстве использовались вещества с ограниченной и затрудненной диффузией.

Для моделирования затрудненной диффузией обычно применяются растворы высокомолекулярных и низкомолекулярных полимеров. В разработанном фантоме использовались водные растворы поливинилпирролидона (ПВП) с концентрациями 0–70 % по массе вещества.

Ограниченное перемещение молекул воды во внутриклеточном пространстве моделируется путем использования обратных эмульсий на основе кремнийорганических соединений. Для получения высокого сигнала на диффузионно-взвешенных изображениях согласно формуле (1) использовались соединения с высоким T_2 – циклометикон и каприлилметикон. При изготовлении обратных эмульсий учитывались приводимые в публикации [12] размеры клеток патологических образований, составляющие 3–12 мкм.

Наличие в эмульсиях двух фаз (водной и масляной) приводит к возникновению химического сдвига на изображениях ДВ-МРТ, поэтому можно отдельно оценивать коэффициент диффузии молекул воды внутри капель и молекул силоксанов в дисперсной среде. Для проверки данного утверждения было проведено измерение интенсивности сигнала обратной эмульсии на основе циклометикона (отношение масляной и водной фазы 1:1, содержание эмульгатора 8 %) внутри пробирки и в области химического сдвига.

Исследование в режиме ДВ-МРТ проводили на томографе с индукцией магнитного поля 1,5 Тл. Использованные параметры сканирования: последовательность EPI; TR 2000 мс; TE 120 мс; число усреднений 1; размер пиксела 2,031×2,031 мм; толщина среза 5,000 мм; длина Echo Train 116; b -фактор 50, 100, 200, ... 1000 с/мм².

Результаты и их обсуждение

В результате проведения исследований в режиме ДВ-МРТ с использованием разработанной физической модели были получены зависимости затухания сигнала (отношение сигнала при b -факторе, отличном от нуля, к сигналу при отсутствии градиентных импульсов $b=0$) от b -фактора для контрольных веществ (рис. 1).

По данным распределения значений ИКД (см. рис. 1б) было показано, что вода моделирует верхнюю границу диапазона ИКД, обратная эмульсия соответствует нижней границе, а вод-

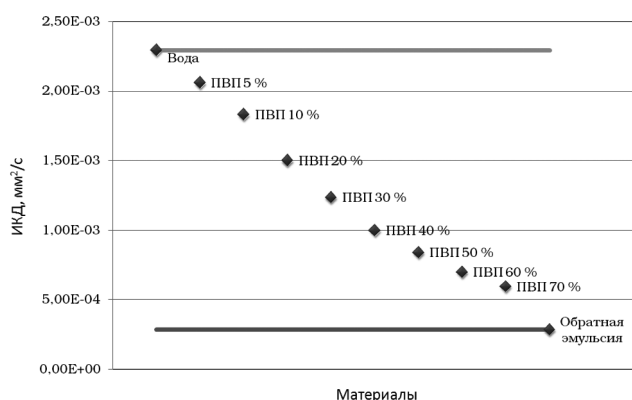
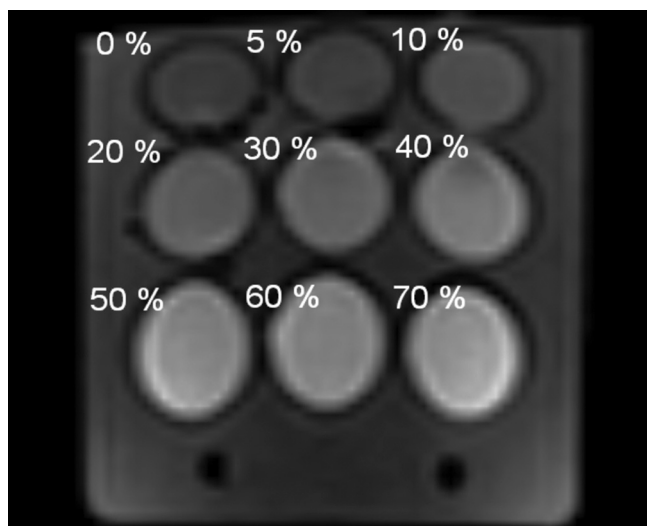


Рис. 1. Результаты МР-сканирования веществ: а – ДВИ фантома с водными растворами ПВП при b -факторе 500 с/мм^2 ; б – график распределения ИКД для материалов физической модели

ные растворы ПВП – средним значениям. Величина вариации интенсивности сигнала для водного раствора ПВП 50 % составляет в среднем 5,1 %, а для эмульсии – 4,6 % в широком диапазоне значений b -фактора (рис. 2).

Модель затрудненной диффузии, которая используется в разработанном фантоме, представляет собой водный раствор ПВП с концентрацией от 0 до 70 %. Согласно теории IVIM [6], такая система должна иметь одну фракцию молекул, совершающую перемещения, которые регистрируются последовательностью ДВИ. А именно – молекулы воды, которые могут не-

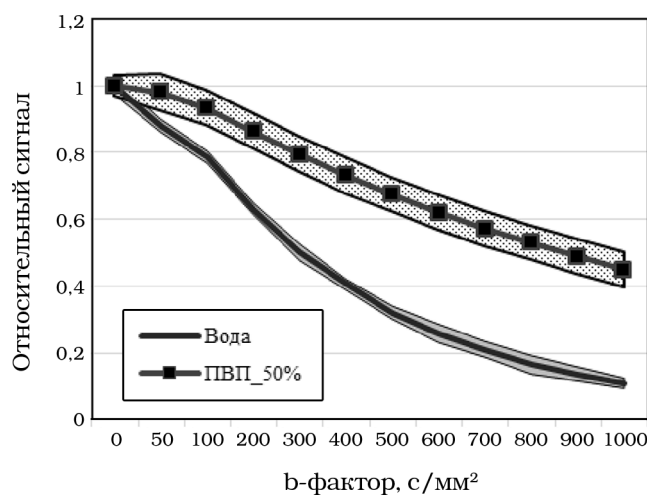
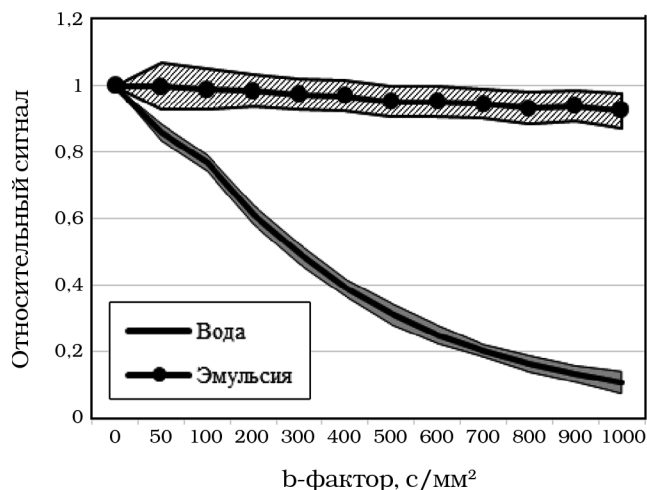


Рис. 2. Графики зависимости затухания сигнала от b -фактора при указании коэффициента вариации при выключенной функции жироподавления: а – затухание сигналов от эмульсии и воды; б – затухание сигнала от водного раствора ПВП 50 % и воды

ограниченно двигаться и диффузия которых может быть снижена в результате взаимодействия с макромолекулами ПВП и увеличением вязкости раствора. Таким образом, затухание сигнала от растворов ПВП при увеличении b -фактора должно соответствовать моно-экспоненциальному закону. Аппроксимация данных моно-экспоненциальной функцией и определение её параметров была проведена методом наименьших квадратов, в ходе которого был рассчитан коэффициент D , связанный с диффузией молекул воды. Из результатов проведенной работы следует, что затухание сигнала для водных растворов ПВП с различной концентраци-

Таблица 1

Сравнение данных моделирования и зарегистрированных МР-томографом

ПВП, %	$D, \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$	ИКД, $\times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$	Относительная разность, %
0	2,25	2,29	1,77
5	2,04	2,06	0,74
10	1,82	1,83	0,35
20	1,51	1,50	0,52
30	1,23	1,24	0,05
40	0,99	1,00	0,11
50	0,82	0,84	1,48
60	0,70	0,70	1,03
70	0,61	0,59	2,17

ей хорошо аппроксимируется моноэкспоненциальной функцией с коэффициентом детерминации $R^2 \approx 1,00$ (табл. 1). Также показано, что ИКД и параметр моноэкспоненциальной модели диффузии D сопоставимы, их средняя относительная разность составляет 0,91 % (0,05–2,17 %).

В результате оценки интенсивности сигнала для двух фаз обратной эмульсии был построен график в относительных величинах (S/S_0). Из рис. 3 можно сделать вывод: масляная фаза имеет немного больший коэффициент диффузии, чем водная, что согласуется с выводами [17]. Это может быть объяснено тем, что вода является дисперсной фазой, т.е. переме-

щение её молекул ограничено размерами капель, тогда как в пробирке его можно считать неограниченным.

Были разработаны программные средства для осуществления количественного контроля характеристик ДВИ с возможностью расчета параметров би- и моноэкспоненциальной модели затухания сигнала при увеличении b -фактора. Для примера аппроксимации затухания сигнала биэкспоненциальной и моноэкспоненциальной моделями было проведено исследование ДВИ надпочечников при отсутствии патологий. Вектор значений использованного b -фактора составлял: 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 150, 350, 500, 600, 700, 850, 1000,

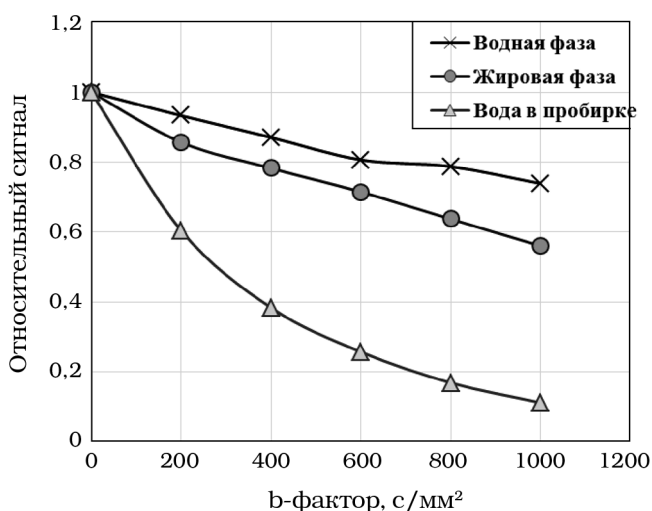


Рис. 3. График зависимости относительного сигнала двух компонентов обратной эмульсии на основе циклометикона для водной и жировой фаз. Для сравнения приведены данные по воде в пробирке

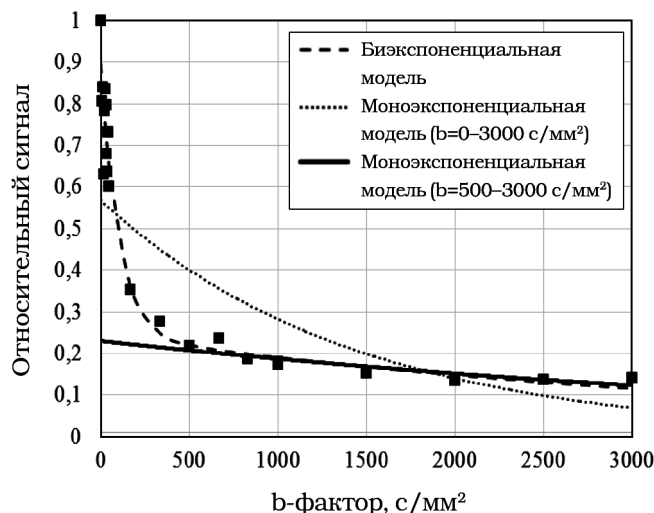


Рис. 4. График зависимости относительного сигнала надпочечника от b -фактора и аппроксимация биэкспоненциальной и моноэкспоненциальной моделями

1500, 2000, 2500, 3000 с/мм², Результаты работы программы представлены в виде графика зависимости относительного сигнала надпочечников и трех аппроксимирующих кривых: биэкспоненциальная модель (b -фактор 0–3000 с/мм²), моноэкспоненциальная модель для всего диапазона b -фактора и также для b -фактора более 500 с/мм² (рис. 4). Коэффициент детерминации (R^2) при построении биэкспоненциальной модели равен 0,965, для моноэкспоненциальной модели (b -фактор 0–3000 с/мм²) – $R^2=0,698$; для b -фактора 500–3000 с/мм² – $R^2=0,781$.

Полученные параметры биэкспоненциальной модели (5) при сглаживании измеренных значений равны $D_f=9,0 \cdot 10^{-3}$ мм²/с; $D_s=0,2 \cdot 10^{-3}$ мм²/с; $A_f=0,65$; $A_s=0,24$, что совпадает с литературными данными [8]. Таким образом, доля быстро движущихся молекул больше, чем медленно диффундирующих. Это объясняется строением надпочечников, а именно наличием развитой системы кровоснабжения.

Заключение

Приведено описание существующих математических моделей, предложен фантом, содержащих физические модели ограниченной и затрудненной диффузии. Диапазон ИКД охватывает значения от соответствующего нормальной ткани до значений, характеризующих доброкачественные или злокачественные патологии. Верхняя граница моделируется процессами неограниченной диффузии, происходящей в воде, нижняя граница – ограниченной диффузией в обратных эмульсиях на основе силиконовых масел, а средние значения ИКД – моделью затрудненной диффузии (водными растворами ПВП с различной концентрацией). Наличие в фантоме обратных эмульсий позволяет провести оценку не только коэффициента самодиффузии, но также и ограниченной диффузии в пределах одного и того же измерения. Полученные эмульсии позволяют генерировать сигнал высокой интенсивности в широком диапазоне значений b -фактора вплоть до 3000 с/мм² и низким значением ИКД, моделирующим злокачественное образование.

Список литературы

1. Гележе П.Б., Трофименко И.А., Морозов С.П. Основы интерпретации диффузионно-взвешенной томографии всего тела // Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2015. Т. 5. № 3. С. 65–73.
2. Сергеев Н.И., Котляров П.М., Солодкий В.А. Диффузионно-взвешенные изображения в диагностике метастатического поражения позвоночника и костей таза // Сибирский онкол. журнал. 2012. Т. 6. № 54. С. 68–72.
3. Roth Y., Ocherashvilli A., Daniels D. et al. Quantification of water compartmentation in cell suspensions by diffusion-weighted and T2-weighted MRI // Magn. Reson. Imaging. 2008. Vol. 26. № 1. P. 88–102.
4. Chandarana H., Lee V.S., Hecht E. et al. Comparison of biexponential and monoexponential model of diffusion weighted imaging in evaluation of renal lesions // Invest. Radiol. 2010. Vol. 46. № 5. P. 285–291.
5. Le Bihan D. What can we see with IVIM MRI? // Neuroimage. 2018. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2017.12.062.
6. Cercueil J.-P., Petit J.-M., Nougaret S. et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging in the liver: comparison of mono-, bi- and tri-exponential modelling at 3.0-T // Eur. Radiol. 2015. Vol. 25, № 6. P. 1541–1550.
7. Iima M., Reynaud O., Tsurugizawa T. et al. Characterization of glioma microcirculation and tissue features using intravoxel incoherent motion magnetic resonance imaging in a rat brain model // Invest. Radiol. 2014. Vol. 49. № 7. P. 485–490.
8. Meeus E.M., Novak J., Dehghani H., Peet A.C. Rapid measurement of intravoxel incoherent motion (IVIM) derived perfusion fraction for clinical magnetic resonance imaging // Magn. Reson. Mater. Physics. 2018. Vol. 31. № 2. P. 269–285.
9. Тоноян А.С., Пронин И.Н., Пицхелаури Д.И. и соавт. Диффузионно-куртозисная новый метод оценки негауссовской диффузии // Мед. физика. 2014. № 4. С. 57–63.
10. Bourne R., Liang S., Panagiotaki E. et al. Measurement and modeling of diffusion time dependence of apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in prostate tissue ex vivo // NMR Biomed. 2017. Vol. 30. № 10. P. e3751.
11. Ferizi U., Schneider T., Witzel T. et al. White matter compartment models for *in vivo* diffu-

- sion MRI at 300 mT/m // *Neuroimage*. 2015. Vol. 118. P. 468–483.
12. Hope T.R., White N.S., Kuperman J. et al. Demonstration of non-gaussian restricted diffusion in tumor cells using diffusion time-dependent diffusion-weighted magnetic resonance imaging contrast // *Front. Oncol.* 2016. Vol. 6. P. 1–10.
 13. Price W.S., Barzykin A.V., Hayamizu K., Tachiyama M. A model for diffusive transport through a spherical interface probed by pulsed-field gradient NMR // *Biophys. J.* 1998. Vol. 74. № 5. P. 2259–2271.
 14. Sasaki T., Kuroda M., Katashima K. et al. *In Vitro* Assessment of Factors Affecting the Apparent Diffusion Coefficient of Ramos Cells Using Bio-phantoms // *Acta Med. Okayama*. 2012. Vol. 66. № 3. P. 263–270.
 15. Cho G.Y., Kim S., Jensen J.H. et al. A versatile flow phantom for intravoxel incoherent motion MRI // *Magn. Reson. Med.* 2012. Vol. 67. № 6. P. 1710–1720.
 16. Kim H., Mousa M., Schexnailder P. et al. Portable perfusion phantom for quantitative DCE-MRI of the abdomen // *Med. Phys.* 2017. Vol. 44. № 10. P. 5198–5209.
 17. Giustini M., Palazzo G., Colafemmina G. et al. Microstructure and dynamics of the Water-in-Oil CTAB/ n -Pentanol/ n -Hexane/Water microemulsion: a spectroscopic and conductivity study // *J. Phys. Chem.* 1996. Vol. 100. № 8. P. 3190–3198.

MATHEMATICAL AND PHYSICAL MODELING IN DIFFUSION-WEIGHTED MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY

*K.A. Sergunova¹, E.S. Akhmad¹, S.A. Kivasev², D.S. Semenov¹, A.V. Petraikin¹,
I.N. Karpov³, S.P. Morozov¹, A.V. Vladzimirsky¹, A.K. Morozov³*

¹ *Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies,
Moscow Health Care Department, Moscow, Russia*

² *Hospital center of polyclinics AO "Semejnyj doktor", Moscow, Russia*

³ *N.N. Priorov Central Institute of Traumatology and Orthopaedics, Moscow, Russia*

This work is devoted to the research of mathematical and physical models, allowing evaluating the diffusion of water molecules in living tissues. We describe four types of models: unrestricted, hindered, limited with semipermeable and impermeable membranes. In the development of the physical model (phantom), aqueous solutions of polymers were used to simulate hindered diffusion and emulsions type water-in-oil to create restrictions on the movement of molecules.

Key words: magnetic resonance imaging, diffusion-weighted magnetic resonance imaging, water diffusion, emulsion, mathematical models, physical modeling

E-mail: sergunova@rpcmr.org.ru