

бины залегания h показали ее инвариантность, что позволяет распространить разрабатываемую методику эластометрии на неоднородности различных размеров.

Форма неоднородности влияет на ее относительную деформацию не столь существенно. На примере неоднородности в форме эллипса с полуосями x_0 и y_0 с соотношением сторон 1/3 (рис. 5а) показано, что неоднородности, вытянутые вдоль приложенного давления, деформируются несколько сильнее, нежели неоднородности, вытянутые перпендикулярно приложенному давлению (относительная деформация в 1,5 раза больше).

Деформация неоднородности в существенной мере зависит от упругих свойств окружающей среды G_1 (рис. 5б). Согласно представленным зависимостям, неоднородности со значениями упругих модулей $G_2 = 10^3 \dots 10^4$ Па поддаются выявлению и оценке при сдвиговых модулях окружающей среды, находящихся в том же диапазоне. В условиях выполнения соотношения $G_1 > G_2$, как правило, имеющего место в условиях УЗ-диагностики мягкой ткани и патологической неоднородности [4], запас по чувствительности увеличивается.

Выводы

Предложенная модель процесса деформации неоднородности в условиях УЗ статической эластографии и результаты исследований влияющих факторов позволили количественно обосновать возможности и требования к реализации метода статической эластографии.

Показано, что чувствительность метода ухудшается при уменьшении давления компрессии, увеличении глубины залегания, увеличении упругих модулей неоднородности и окружающей среды.

Имеется принципиальная возможность оценки сдвиговых модулей неоднородности при реализации методики статической эластографии без использования дополнительных опций УЗ-сканера при условии измерения давления компрессии и определения по изображению УЗ-сканера в В-режиме глубины залегания неоднородности, ее формы и размеров, а также предварительной оценки упругих свойств окружающей среды на основе априорных данных или в процессе УЗ-исследования.

Работа выполнена в рамках проекта по государственному заданию Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М.Т. Калашиникова» на 2014-2016 гг. в части проведения научно-исследовательских работ.

Список литературы:

1. Хилл К. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Пер. Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: Физматлит, 2008. 544 с.

2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии. – М.: ООО ПКФ «ИзоМед», 2011. 316 с.
3. Хохлова Е. Эластография – новое направление в ультразвуковой диагностике // Здоровье нации. 2008. № 3. С. 20-21.
4. Диденко В.И. Современные методы определения фиброза печени // Гастроэнтерология. 2013. № 2 (48). С. 28-35.
5. Коробейникова О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П., Фостик Е.А. Разработка методики визуализации упругих свойств ткани с использованием ультразвуковой доплерографии // Вестник Ижевского государственного технического университета. 2010. № 2 (45). С. 97-100.
6. Муравьева О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П., Мурашова Д.С. Методика и устройство оценки сдвиговых модулей мягких тканей с использованием статической эластографии // Вестник Ижевского государственного технического университета. 2013. № 4. С. 106-110.
7. Муравьева О.В., Богдан О.П., Овчинникова М.А. Разработка методики эластографии с использованием В-режима ультразвукового диагностирования / Приборостроение в XXI веке – 2011. Интеграция науки, образования и производства. Сб. материалов VII Всероссийской науч.-техн. конф. с междунар. участием. – Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2012. С. 194-197.
8. Богдан О.П., Овчинникова М.А. Сравнительные исследования возможностей методик эластографии в статическом и динамическом режимах / Измерения, контроль и диагностика – 2012. Сб. материалов II Всероссийской науч.-техн. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых с междунар. участием. – Ижевск: А4, 2012. С. 35-39.

Ольга Владимировна Муравьева,
д-р техн. наук, профессор,
гл. научный сотрудник УНИР,
Дарианна Станиславовна Мурашова,
соискатель,
инженер, ОАО «Ижевский радиозавод»,
Сергей Андреевич Мурашов,
канд. техн. наук, доцент,
Ольга Павловна Богдан,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
ведущ. научный сотрудник УНИР,
кафедра «Приборы и методы контроля качества»,
Ижевский государственный технический
университет им. М.Т. Калашиникова,
г. Ижевск,
e-mail: olgak166@mail.ru

Н.Н. Блинов, К.А. Снопва

Проблемы паспортизации и контроль качества кабинетов магнитно-резонансной томографии

Аннотация

Статья посвящена проблемам обеспечения контроля качества (quality assurance, QA) магнитно-резонансных томографов (МРТ). Показаны и обоснованы необходимость и актуальность организации работ по созданию нормативных и методических документов, обеспечивающих безопасность при высокой работоспособности МРТ, а также по разработке методов и средств контроля, в том числе фантомов, для оценки качества работы МРТ.

Благодаря стремительному развитию современной медицины и внедрению новых компьютерных технологий, все большее внимание уделяется не только лечению заболеваний, но также их профилактике и раннему прогнозированию. Сегодня во всем мире, и в России в частности, большое внимание уделяется вопросам развития точных методов диагностики забо-

лезааний на ранних стадиях. Одним из наиболее эффективных методов диагностики является магнитно-резонансная томография. Она позволяет не только визуализировать с высоким качеством различные внутренние органы, но и исследовать их функцию, как, например, при диагностике заболеваний нервной системы методом структурно-функционального нейро-

картирования, или контролировать динамические параметры (линейную объемную скорость движения жидкости) при проведении фазо-контрастной магнитно-резонансной томографии (МРТ).

Для обеспечения доступности данного метода исследования, а также улучшения качества диагностики только в рамках программы модернизации здравоохранения г. Москвы было установлено 85 магнитно-резонансных томографов – 79 единиц общего назначения и 6 единиц аппаратов, предназначенных для исследования конечностей. Таким образом, на сегодняшний день только в Москве насчитывается более 150 магнитно-резонансных томографов, а в России их количество превышает 800 единиц. С увеличением парка магнитно-резонансных томографов, а также расширением спектра показаний к данному виду исследований особенную актуальность приобретают оценка точности проводимых исследований и обеспечение необходимых мер безопасности.

Хотя в МРТ не используется ионизирующее излучение, в случае несоблюдения соответствующих мер безопасности данный метод диагностики может быть опасным и даже представлять угрозу жизни как пациента, так и оператора. Так, например, в случае нахождения пациента с кардиостимулятором вблизи магнита магнитные или электромагнитные поля, создаваемые магнитно-резонансным оборудованием, могут послужить причиной возникновения сильного притяжения или отталкивания момента, действующего на металлические импланты, или воздействовать на работу самого кардиостимулятора. При выходе из строя вентиляционной системы сверхпроводящего магнита при квенче существуют риски удушья и ухудшения видимости вследствие образования белых облаков при конденсации, которые могут привести к человеческим жертвам.

Для предупреждения ситуаций, подвергающих риску жизнь человека или оказывающих вредное воздействие на его организм, должен проводиться ряд процедур, а именно: контроль уровней вибрации и эффективности экранирования РЧ-кабины (клетки Фарадея), ограничение области контролируемого доступа (область с индуктивностью магнитного поля 0,5 мТл), проверка работоспособности криогенной системы, контроль уровней шумов и электромагнитных полей на рабочих местах.

На сегодняшний день в России существует ряд нормативных документов, частично контролирующих данные процедуры. К ним относят новое издание стандарта по обеспечению безопасности при работе с МРТ [1]. Он регламентирует процедуру испытаний на электробезопасность, защиту от механических воздействий и контроль параметров электромагнитного поля. В документе также оговариваются предельно допустимые значения характеристик МРТ, превышение которых может привести к нежелательным биофизическим эффектам, а также правила доступа к МР-системам и обучения персонала, определяется медицинская ответственность. Вторым документ – рекомендации Роспотребнадзора по контролю индукции магнитного поля и шумовых характеристик на местах работы персонала кабинета МРТ [2]. Третьим документом, который лишь поверхностно затрагивает требования к кабинетам МРТ, является СанПиН 2.1.3.2630-10, оговаривающий требования к смежным помещениям и состав помещений кабинета МРТ [3].

Однако все эти документы не охватывают весь спектр требующих контроля параметров, в том числе характеристик, определяющих качество формирования изображения при использовании МРТ, а также не нормируют правила и методы испытаний.

Важным моментом в процессе обеспечения должной работоспособности устанавливаемых магнитно-резонансных томографов и оценки информативности получаемых диагностических данных является эксплуатационный контроль кабинетов МРТ. Для этих целей проводится паспортизация кабинетов МРТ. В ходе проведения технических испытаний осуществляется контроль основных параметров и характеристик магнитно-резонансных томографов, а именно: контроль ограничения области контролируемого доступа, уровней шумов и электро-

магнитных полей на рабочих местах, а также основных параметров качества изображения.

Для получения контрольных изображений в процессе испытаний используются фантомы, представленные на *рис. 1*, геометрические размеры которых должны превосходить область рабочей зоны. Внутри фантомов содержатся различные вставки, необходимые для контроля параметров, определяющих качество формируемого изображения, а именно: клинья, миры пространственного разрешения, линейные структуры, расположенные на равном расстоянии друг от друга и имеющие заданные геометрические размеры. С их помощью проводится оценка следующих параметров: отношение сигнал/шум (*рис. 2*), неравномерность распределения яркости в поле изображения, пространственная разрешающая способность, пространственная нелинейность, толщина выделяемого среза, величина артефактов МР-изображения.

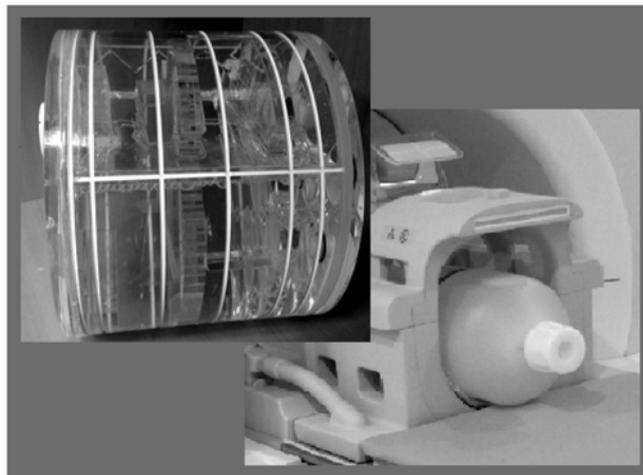


Рис. 1. Фантомы для получения контрольных изображений в процессе испытаний

В настоящее время контроль кабинетов МРТ осуществляется при помощи утвержденной Департаментом здравоохранения г. Москвы методики, соответствующей зарубежным нормативным документам [4]-[8], и программных средств контроля (*рис. 3*), разработанных сотрудниками ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ» и апробированных в процессе испытаний МРТ различных производителей в московских клиниках. По результатам технических испытаний выдается паспорт, аналогичный паспорту на кабинет компьютерной томографии, утвержденный руководителем Департамента организации и развития медицинской помощи Минздрава России 2.08.2002 г. и введенный в действие приказом Департамента здравоохранения города Москвы № 140 от 24.03.2003 г.

Следует отметить, что часть вопросов и замечаний, таких как превышение ПДУ шума в смежных помещениях, свободный доступ пациентов в область контролируемого доступа, необеспечение требуемой кратности воздухообмена и т. д., возникающих при паспортизации, связана с размещением кабинета МРТ и может быть устранена еще на этапе подготовки проектной документации. В настоящее время сотрудниками ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ» ведется работа по согласованию технологической части проектной документации на кабинеты МРТ, в процессе которой осуществляется проверка соответствия проектов нормативной и технической документации. Однако в отличие от проектов на размещение рентгенодиагностического оборудования, согласование которых является обязательным в соответствии с СанПиН 2.6.1.1192-03, большинство проектов на кабинеты МРТ не проходят экспертизу, так как их согласование носит рекомендательный характер ввиду отсутствия соответствующих нормативных документов.

На основании вышеизложенного можно сделать заключение о необходимости интенсификации работ по разработке и корректировке нормативных и методических документов, со-

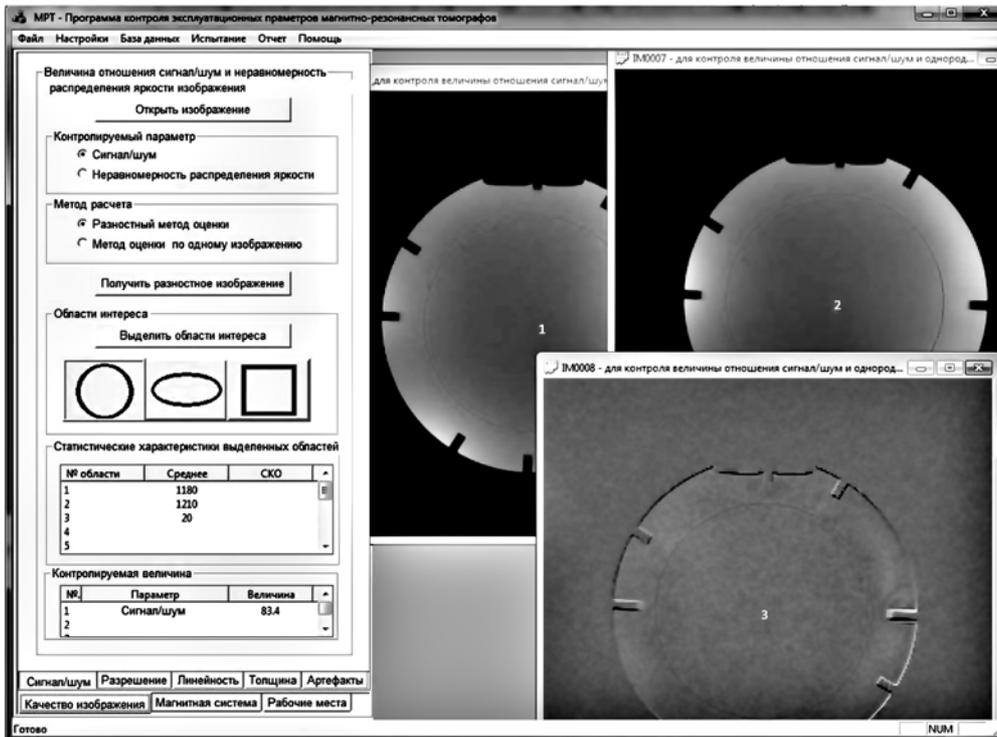


Рис. 2. Зарегистрированные изображения для оценки отношения сигнал/шум

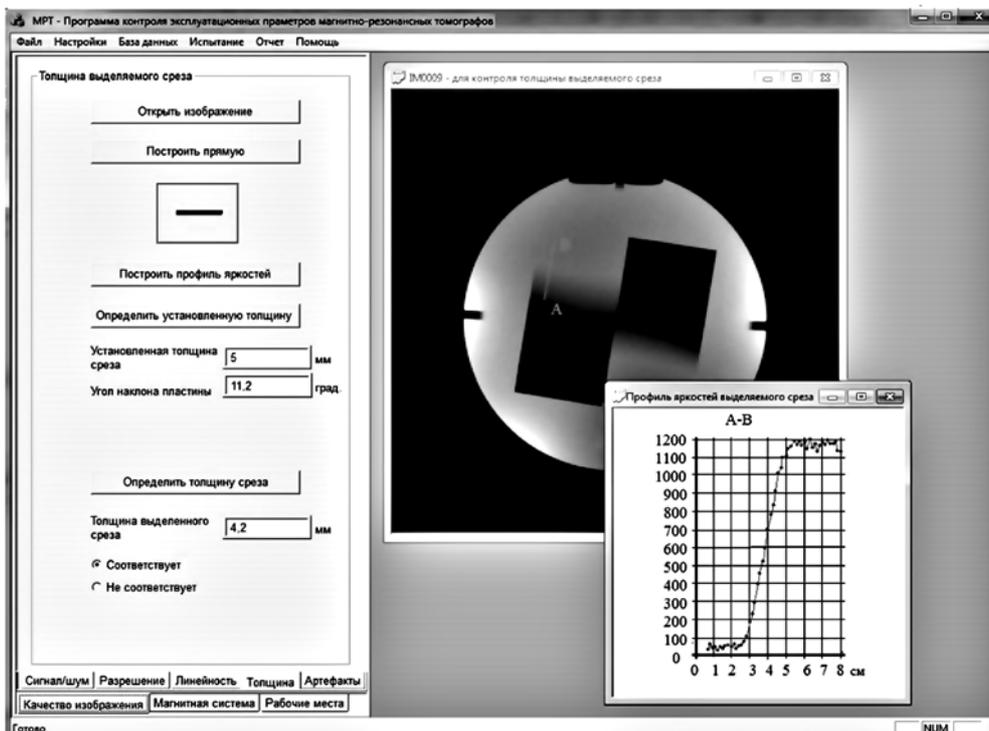


Рис. 3. Оценка толщины выделяемого среза с помощью программы «MPT»

держания требований, связанные с обеспечением безопасности, должной работоспособности аппаратов, информативности получаемых диагностических данных при магнитно-резонансной томографии. Следует подчеркнуть, что контроль должен осуществляться не только на этапе установочных (инсталляционных) технических испытаний, но также при проектировании помещений кабинета магнитно-резонансной томографии, монтаже, наладке и эксплуатации оборудования. Необходимо учитывать, что разрабатываемые методы и средства контроля качества работы МРТ, в том числе фантомы, должны охватывать весь спектр оборудования, представленный на рынке в настоящий момент.

Список литературы:

- 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.
- СанПиН 2.1.3.2630-10 Санитарно-эпидемиологические требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность.
- Информационно-методическое письмо Управления Роспотребнадзора по г. Москве от 01.08.2007 № 9-05/122-486 «Са-

- нитарно-гигиенические требования к магнитно-резонансным томографам и организации работы».
4. NEMA Standards Publication MS 1-2001 «Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging».
 5. NEMA Standards Publication MS 2-2008 «Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging».
 6. NEMA Standards Publication MS 3-2008 «Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging».
 7. NEMA Standards Publication MS 5-2003 «Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging».

8. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment (ACR Resolution 19, 1999 – revised in 2009, Resolution 10).

*Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
заведующий лабораторией,
ФГБУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
Кристина Анатольевна Снопина,
научный сотрудник, инженер,
отдел РРТК,
ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ»,
г. Москва,
e-mail: ska@rpcmtr.org.ru*

Али Остадфар, Э.Х. Равич, Д.Д. Джонс, Мохаммад Изади

Оптимизация геометрии поры для мембраны имплантируемой искусственной почки

Аннотация

Рассматриваемая работа выполнена в рамках проекта, целью которого является разработка имплантируемой искусственной почки. На первом этапе фильтрации крови в капиллярном клубочке происходит отделение клеток крови от плазмы. Клетки (эритроциты, лейкоциты, тромбоциты и т. п.) возвращаются в процесс кровообращения, а плазма проходит еще несколько стадий фильтрации. Поскольку предполагается, что фильтрация крови будет осуществляться с использованием энергии пульсации естественного кровотока, фильтрующая мембрана искусственной почки должна работать в диапазоне давлений от систолического до диастолического. Представленная в работе оптимизация геометрии фильтрующих пор мембраны удовлетворяет также дополнительному условию уменьшения вероятности закупорки пор. В статье приведено сравнение различных геометрий порового пространства и предложена модель, в которой перепад давления для заданной скорости потока фильтрата сводится к минимуму.

Вступление

Почки фильтруют цельную кровь и выводят отработанные продукты из фильтруемой жидкости в объеме, определяемом потребностями организма. Клубочковая капиллярная мембрана, в которой проходят начальные этапы фильтрации, состоит из трех основных слоев: эндотелия капилляра, базальной мембраны и слоя эпителиальных клеток (подоцитов) [1].

В клубочках жидкость сначала фильтруется через клубочковые капилляры, а затем фильтрат проходит через каналец нефрона. Половину объема крови составляют форменные элементы. В 1 мкл крови содержится 5×10^6 клеток, включая тромбоциты, красные и белые кровяные тельца [2]. Процесс разделения форменных элементов и плазмы называется плазмаферезом [3]. Максимальный перепад давления между входом капиллярного клубочка и собирающим протоком составляет примерно 60 мм рт. ст. (8 кПа) [1].

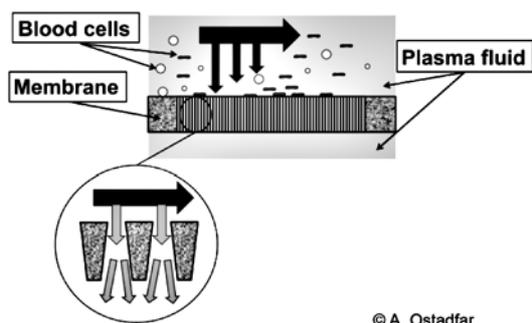


Рис. 1. Вверху – схема разделения клеток крови и осаждения биочастиц, внизу – поток жидкости на мембране и внутри пор расходящейся формы

Исследования в области прохождения жидкости через каналы различного диаметра показали, что для каналов с сопловым диффузором отношение диаметров играет более важную роль, чем угол расхождения [4]. Предложены разные формы поперечного сечения пор: квадраты, прямоугольники, круги,

эллипсы, звезды, треугольники, шестиугольники и пятиугольники [5]. Ранее авторами было проведено сравнение падения давления в расходящихся каналах с круглыми, эллиптическими и прямоугольными сечениями [6]. В рассматриваемой работе выполнены анализ и сравнение гидродинамических характеристик потока (падения давления и скорости жидкости) и коэффициента формы для пор с прямым (трубки) и расходящимся (диффузоры) каналами.

На рис. 1 изображен расходящийся канал для отделения клеток крови от плазмы. При использовании обратной промывки этот канал задерживает форменные элементы на входе, работая как сопло [7].

Конструирование формы поры

Имплантируемая искусственная почка должна исправно работать как минимум пять лет [8]. Кассета для диализа выполняет свою функцию в течение нескольких часов и после этого приходит в негодность из-за того, что большое количество пор оказывается забито. Степень закупорки пор клетками крови может быть значительно снижена, а срок службы фильтра существенно увеличен за счет использования встречных потоков [9].

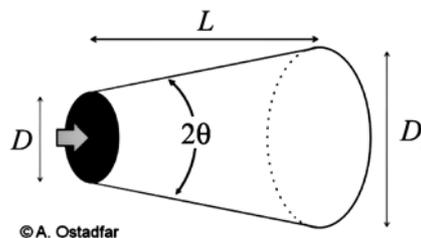


Рис. 2. 3D-геометрия круговой расходящейся поры, где D и D_e – входной и выходной диаметры поры соответственно; L – длина поры (или толщина мембраны); θ – угол расширения диффузора

Расходящийся канал, показанный на рис. 2, имеет расширяющуюся площадь поперечного сечения. При моделировании