

**КАК ЭТО БЫЛО: ИСТОРИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ
МАГНИТОРЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ****В.А. Иванов**

Принципы построения магниторезонансных (МР) изображений, положенные в основу МР–томографов, разработаны в России в 1959– 960 гг. [1]. Эти разработки были изложены в виде четырех заявок на изобретения. Две из них основаны на использовании уже известного к тому времени (Блох, Парселл) явления ядерного магнитного резонанса (ЯМР) для целей изображений сечений различных медико-биологических объектов. На первую из них, "Свободно прецессионный протонный микроскоп", посланную в конце 1959 г., испрашивался патент. Однако патентное ведомство страны предупредило меня как возможного патентовладельца об обложении крупным ежемесячным налогом. Я был вынужден отказаться от дальнейшей переписки. В схеме устройства ([1], рис. 1, стр. 8) предлагалась схема получения МР-изображения с постоянным градиентом поля прецессии (рис. 1б).

Наибольший интерес с точки зрения обсуждаемой темы и установления приоритета представляет вторая из заявок, № 659411/26, зарегистрированная в Государственном комитете СССР по делам изобретений и открытий 21.03.60. По материалам этой заявки было выдано авторское свидетельство^{*)} СССР № 1112266 с сохранением даты приоритета. Соответствующая публикация сделана в бюллетене "Открытия, изобретения", 1984, № 33. Схема устройства приведена в [1], рис. 3. В заявке № 673786 от 18.07.60 предлагалось "Устройство для определения скорости крови", основанное на ЯМР, в заявке № 673875 от 27.07.60 – "Способ определения скорости движения жидкостей, газов и некоторых подвижных масс, основанный на сдвиге частот свободной прецессии ядер".

Как следует из описания изобретения №1112266 и других заявок, в них сформулированы все основные признаки получения МР – изображений.

- Предложен метод (способ) наблюдения внутреннего, невидимого глазом строения тел, основанный на явлении свободной прецессии ядер атомов в неоднородном магнитном поле.
- При использовании данного способа создаются условия, при которых ядра атомов химических элементов тела сами являются источниками электрических сигналов. Эти сигналы являются результатом свободной прецессии ядер в магнитном поле. Причем вначале происходит поляризация ядер в однородном магнитном поле, а потом осуществляется свободная прецессия в неоднородном магнитном поле. Неоднородные поля при этом таковы, что имеют, например, экстремум или постоянный градиент.
- Сигналы, соответствующие каждому из участков исследуемого предмета, отделяются друг от друга и используются для получения изображения. Разделение сигналов осуществляется, например, с помощью частотных фильтров.
- Способ безвреден для живых организмов.
- Способ в принципе позволяет получить картину распределения большинства химических элементов в различных участках наблюдаемых предметов.

Предлагаемые положения не соответствовали научной парадигме, сложившейся к тому времени в области наблюдения и регистрации явления ЯМР. А именно, считалось

^{*)} Патентное законодательство СССР предусматривало в то время выдачу двух документов: свидетельства (certificate) или патента (на усмотрение автора). Полноправным владельцем патента становился автор, владельцем свидетельства – в значительной степени государство.

необходимым, чтобы объект (тело), а также магнитное поле прецессии были однородными. Поэтому после рассмотрения в двух институтах физического профиля заявка была отвергнута как нереализуемая.

Между тем к тому времени уже имелись экспериментальные факты в пользу реализуемости заявляемых положений. Были получены ЯМР-сигналы от биологических объектов яблока и картофеля [2], в спектрометрах высокого разрешения уже использовались весьма однородные магнитные потоки малого сечения и конечной длины [3], еще ранее француз Габияр наблюдал сигналы ЯМР в неоднородных полях. Однако эти факты во внимание экспертизой не принимались, и автору ничего не оставалось, как ждать экспериментальных подтверждений реализуемости предложенного метода. Укажем в связи с этим, что до 70-х гг. в СССР не было доступных Фурье-спектрометров.

В 1973 г. П. Лаутербур (США) зафиксировал и разделил сигналы от двух малых образцов воды, находящихся в пробирках диаметром 1 мм в сильно неоднородном магнитном поле с постоянным градиентом. Таким образом, была, по существу, реализована схема с постоянным градиентом поля прецессии.

В 1976 г. Р. Дамадиан (США) методом магнитной фокусировки получил изображение живой мыши. Устройство магнитной фокусировки близко устройству, приведенному на рис. 3 [4]. Отметим, что здесь дополнительно применен известный метод синхронного детектирования, широко используемый в технике поиска экстремума.

После опубликования полученных в США экспериментальных результатов я написал письмо в Госкомитет изобретений и открытий, и мне без промедления было выдано авторское свидетельство № 1112266 с сохранением даты приоритета подачи заявки, а именно 21.03.60. Американских же ученых признают первооткрывателями МР – изображения на Западе, хотя разница в сроках, когда были сформулированы близкие идеи у нас и за рубежом, составляет 13–15 лет. П. Лаутербуру, например, было выдано множество призов, кроме Нобелевской премии^{*)}. Русские достижения обойдены вниманием. Об их факте только упомянуто. Представляется, что Нобелевский приз должен быть поделен между основными участниками разработки, состав которых к настоящему времени прозрачен.

В 1980 г. за рубежом были созданы первые томографы, реализующие метод МР-изображений, и началось "победное" шествие данной техники в большинстве стран мира. Сейчас МР-изображения используются не только в медицине и биологии, но и в технике.

После официального признания Россией своего приоритета в открытии (изобретении) магниторезонансных изображений соответствующая информация появилась в отечественной и зарубежной прессе. Различной направленности СМИ отмечают:

"В марте 1960 г. 24-летнему лейтенанту Иванову, служившему на далекой таежной "точке", явилась идея открытия, которое впоследствии назовут не менее значительным, чем открытие рентгеновских лучей. Оно приведет к созданию магниторезонансного томографа, одного из ярчайших научно-технических достижений века" (Евг. Панов. И ропщет мыслящий тростник. Деловой Мир. 27 сент. – 3 окт. 1996 г.). "Надо предпринять все, чтобы восстановить отечественный приоритет и сделать широко известным имя автора" (С. Константинова "Резонанс". Изобретатель и рационализатор. № 6. 1985 г.). Аналогичного содержания статьи появились в газетах "Правда" от 7 апреля 1988 г. и от 18 апреля 1989 г., "Ленинградская правда" от 9 февраля 1991 г., "Вечерний Ленинград" от 10 января 1991 г., "Российская газета" от 6 ноября 1991 г., "Морская газета" от 18 декабря 1999 г. и других.

^{*)} Материалы взяты из сборника "Who's Who in Science and Engineering", 4 изд.

В специализированной литературе отмечается: "Впервые способ наблюдения внутреннего строения тел, который базировался на ЯМР, был предложен советским физиком В.А. Ивановым еще в 1960 г." (Экспресс – информация. Новости медицины и медицинской техники. М.: 1983, № 12). Соответствующие ссылки на мой приоритет можно встретить в книгах А.В. Холина "Магниторезонансная томография. Заболевание центральной нервной системы" ("Гиппократ", 2000) и других; в работах В.С. Сизикова – учебнике "Математические методы обработки результатов измерений" ("Политехник", 2001), электронном учебнике "Устойчивые методы обработки результатов измерений", электронном учебном курсе "Теория измерений" (2001); в журналах "Научное приборостроение" (том 10, № 2, 2000), "Оптический журнал" (том 67, № 4, 2000) и других статьях и изобретениях общим числом более 50, а также в биографическом сборнике "Известные русские" (М., 2000).

За рубежом моя биография с указанием факта изобретения (открытия) в 1960 г. магниторезонансного изображения опубликована в справочниках: Маркис (США) "Кто есть кто в мире", 1996 – 2000; "Кто есть кто в науке и технике", 1998, 2000; "Кто есть кто в финансах и промышленности", 1997, 2000. Кроме того, моя биография опубликована в справочнике "500 баронов: Лидеры нового тысячелетия" (издательство "Бароны", США). Указывается, что все публикации биографии рецензированы академическими журналами или специалистами и находятся в библиотеках ведущих университетов (Гарвард, Корнелл, Оксфорд и других), а также библиотеке конгресса США. Я награжден серебряной медалью Кембриджского университета "Выдающиеся ученые XX столетия", избран Американским биографическим институтом Человеком года – 1999.

По-видимому, поставленные вопросы должны находиться в сфере внимания мирового сообщества. Они должны решаться с учетом достижений ученых не только Запада, но и всего мира, так как времена холодной войны прошли.

Литература

1. Иванов В.А. Внутривидение (ЯМР-томография). Л., 1980.
2. R. Damadian, L. Minkoff, M. Goldsmith, M. Stanford and J. Konther. Field focusing nuclear magnetic resonance (FONAR): Visualisation of a tumor in line animal. Science, 194, 1430, 1976.
3. Эндрю Э. Ядерный магнитный резонанс. Изд. иностр. лит. М. 1957.
4. Эмсли Дж., Финей Дж., Сатклиф Л. Спектроскопия ядерного магнитного резонанса высокого разрешения. Т.1. М.: Мир, 1968.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ВНУТРИВИДЕНИЯ (ИНТРАСКОПИИ) В МЕДИЦИНЕ З.М. Парижский

В 1895 году великий физик Вильгельм Рентген, экспериментируя с вакуумной трубкой, открыл новый вид электромагнитного излучения, названный им Х-лучами. С этого времени началась эра интраскопии – внутривидения, захватившая все сферы человеческой деятельности, включая и медицину. Благодарное человечество в честь открытия В. Рентгена назвало новый вид излучения рентгеновским.

За прошедшие более чем 100 лет применение рентгеновских лучей в медицине для диагностики заболеваний органов и систем организма человека многократно совершенствовалось. В настоящее время существует большой спектр современной рентгенодиагностической аппаратуры с multifunctional возможностями. Рентгенодиагностические аппараты последних поколений состоят из одного или

нескольких рентгеновских излучателей – так называемых "рентгеновских трубок", обладающих способностью генерировать концентрированный высокоэнергетический пучок рентгеновских лучей, который, пройдя через исследуемый объект, преобразуется в видимое изображение, доступное для наблюдения, анализа и фиксации такими техническими устройствами, как телевизионный видеоконтрольный монитор, сопряженный с усилителем рентгеновского изображения, видеомагнитофонная запись изображения, фото- и киносъемка, использование кассет с усиливающими экранами для фиксации изображения на рентгенографическую пленку, цифровая запись изображения, осуществляемая современными компьютерами, субтракционные (вычитательные) методики записи изображения, в частности, субтракционная ангиография и т.д. Современные рентгенодиагностические комплексы оборудованы устройствами для формирования потока излучения, обеспечивающими максимальную защиту пациента от излишнего облучения во время проведения исследования. Для этих целей используют диафрагмы, тубусы, фильтры, отсеивающие растры, коллиматоры, формирующие поток рентгеновского излучения в пространстве, автоматические рентгеноэкспонетры и стабилизаторы яркости изображения.[6, 13, 15, 17, 18].

Рентгенодиагностические аппараты в зависимости от конструкции и условий эксплуатации подразделяют на стационарные, передвижные и переносные. К современным стационарным отечественным рентгенодиагностическим аппаратам относятся, например, рентгенодиагностические комплексы "Рентген-50-2" на 3 рабочих места, "Рум-20М" на 2 рабочих места, рентгенодиагностический телеуправляемый комплекс "Рентген-1001", предназначенный для проведения полного объема рентгенодиагностических исследований. Современные передвижные рентгеновские аппараты позволяют исследовать больных и раненых в послеоперационных палатах и отделениях реанимации (например, палатный аппарат 12П6), в военно-полевых, экспедиционных и экстремальных условиях (аппарат 9Л5, импульсный аппарат

"Диана-2" и другие). Постоянно совершенствуется и пополняется новыми моделями парк специализированной рентгенодиагностической аппаратуры, к которой относятся флюорографы (12Ф7, 12Ф7-Ц с 70- и 100-мм фотокамерами, а также флюорографы с цифровой записью изображения), предназначенные для массовых профилактических обследований населения. Для России это особенно актуально, поскольку в стране наблюдается рост легочного туберкулеза и рака легких. К подобного рода аппаратуре относятся томографы и томографические приставки, предназначенные для "послойных" рентгенодиагностических исследований, не утративших своего значения даже в наш век компьютерной и магниторезонансной томографии; аппараты для ангиографических исследований, в частности, в кардиологии, для проведения коронарографии; специализированные аппараты для нейрорентгенологических и урологических исследований; маммографы – для исследования молочных желез, что особенно значимо, учитывая постоянный рост случаев заболевания раком молочных желез как в России, так и в мире; рентгенодиагностическая аппаратура в стоматологии, в настоящее время представленная аппаратами для панорамных съемок челюстей и зубов – ортопантомографами. В травматологии определенное значение имеет электрорентгенография (ксерорентгенография), которую производят без использования рентгеновской пленки, что снижает стоимость исследования. Детектором рентгеновского излучения при исследовании пациента служит электростатически заряженная селеновая пластина, с которой изображение после экспонирования переносится на бумагу, с возможностью повторного и многократного последующего использования одной и той же селеновой пластины при рентгенодиагностических исследованиях.[1, 5, 6, 7, 13, 15, 16, 17].

Таким образом, следует отметить, что развитие современной рентгенодиагностической аппаратуры идет по пути ее непрерывного совершенствования, основанного на самых передовых технологиях, на все большем применении средств цифровой регистрации рентгеновских изображений. С этой целью видеосигнал с

электронно-оптического усилителя в процессе рентгенологического исследования передается в аналого-цифровой преобразователь, а с него в электронную память, что позволяет заменить непрерывное просвечивание импульсным и тем самым снизить дозу облучения пациента, что в эру рентгенодиагностики является одной из задач ее прогрессивного развития [18, 19].

Следующим эпохальным этапом применения рентгеновских лучей в медицине является изобретение Хаунсфилдом (G. Haunsfeld, 1973) компьютерного томографа, за что он, как и В. Рентген за открытие X-лучей, был удостоен Нобелевской премии. Компьютерная рентгеновская томография (КТ) основана на получении послойного рентгеновского изображения органов человека с помощью компьютера. Просвечивание рентгеновским лучом тела пациента осуществляется вокруг его продольной оси, благодаря чему получают поперечные томографические "срезы" изучаемых органов и отделов тела человека. Последующее изображение каждого поперечного (аксиального) томографического "среза" (слоя) строится на экране полутонного дисплея с помощью математической обработки множества рентгеновских изображений одного и того же поперечного слоя, сделанных под разными углами в плоскости слоя. [11, 20, 39].

Компьютерный томограф состоит из рентгеновского излучателя; системы детектирования, регистрирующей прошедшее через исследуемый объект излучение; сканирующей установки, с помощью которой излучатель и системы детектирования перемещаются вокруг неподвижного пациента; измерительной системы для усиления и преобразования сигналов детекторов; вычислительного комплекса на основе ЭВМ для обработки результатов измерений и восстановления по ним изображения, а также для хранения изображений на магнитных носителях; пульта управления с дисплеем (алфавитно-цифровым и полутонным черно-белым) и клавиатурой; системы документирования изображения в твердых копиях на основе мультимедийной или поляроидной камеры; стола для пациента с подвижной декой, системой управления перемещением и системой измерения координат. Высокая разрешающая способность КТ, в 10 раз превышающая этот показатель для обычной рентгеновской томографии, позволяет при КТ дифференцировать структуры организма человека почти одинаковой физической плотности без дополнительного контрастирования. При КТ возможна оценка плотностей исследуемых тканей – компьютерная денситометрия. Результаты денситометрии выражаются в единицах условной шкалы, масштаб которой построен таким образом, что все ткани и среды организма человека находятся в диапазоне условных единиц: от –1000 – величины, соответствующей плотности воздуха, до +1000 – величины, соответствующей плотности кости. Для получения наиболее четкого изображения органов и патологических структур при КТ в случае необходимости используют эффект усиления контрастности изображения путем внутривенного введения контрастного вещества (так называемая усиленная КТ). Использование КТ очень эффективно при исследовании легких и органов средостения, головного мозга, костно-суставного аппарата, многих патологических структур. Для исследования сердца применяют динамическую КТ, при которой производят серию томограмм, выполненных с максимальной скоростью в автоматическом режиме, при необходимости синхронно с ЭКГ пациента [8, 9, 11, 19].

Разновидностью компьютерной томографии последнего десятилетия является высокоскоростная КТ и электронно-лучевая КТ, представляющие уникальные возможности высокоскоростного (в течение нескольких секунд) исследования сложных объектов человеческого организма, в частности, системы кровоснабжения сердца. Следует подчеркнуть, что КТ дает возможность исследовать практически все области тела человека, она высокоинформативна при диагностике травм и в urgentных ситуациях. КТ позволяет точно установить локализацию и распространенность патологического процесса, оценить результаты лечения, а также проводить топометрию при планировании лучевой терапии онкологических заболеваний, осуществлять прицельную пункционную биопсию тканей и органов человека. [3, 9, 20, 30, 31].

Томографический принцип лучевых исследований в медицине нашел свое блестящее выражение в методе магнитно-резонансной (магнитно-ядерной) томографии и ультразвуковой диагностики. Метод магнитно-резонансной томографии (МРТ) основан на открытом в 1946 г. Феликсом Блохом и Ричардом Пурселл эффекте магнитного резонанса, за что им была присуждена Нобелевская премия. В 1977 г. Раймонд Дамадьян получил первые МРТ-изображения человека, а с 1982 г. началось серийное производство МР-томографов в США и Японии. Справедливости ради необходимо указать, что впервые идея возможности использования эффекта магнитного резонанса для визуализации внутренней структуры тела человека была обоснована профессором Ленинградского института точной механики и оптики

В.А. Ивановым в поданной им в 60-х гг. заявке на изобретение, авторское свидетельство по которой выдано через 20 с лишним лет. В настоящее время авторство профессора В.А. Иванова признано и в США (Who is who in the world, USA, 1997). [10, 21, 22, 26].

При МРТ сигналы ядерной индукции используются для неинвазивного получения изображений внутренних структур человеческого организма. С этой целью на постоянное магнитное поле накладываются более слабые градиентные поля, частота резонанса ядер начинает зависеть от их пространственных координат, в результате чего возбуждение ядер происходит в ограниченном объеме (срезе), ориентацию и расположение которого выбирает исследователь. Для получения изображений в МРТ в период регистрации сигналов ядерной индукции накладывают градиентные поля и применяют специальные радиочастотные импульсные последовательности, а затем с помощью математической обработки полученных сигналов реконструируют изображение. Картина изучаемых внутренних структур на МР-томограммах представлена в оттенках черно-белой шкалы. МР-томографы подразделяются на приборы со сверхнизкими, низкими, средними, высокими и сверхвысокими полями, Эти термины относятся к напряженности магнитного поля соответствующего магнита томографа [12, 21, 22, 26, 32].

МРТ применяют при диагностике заболеваний различных органов и систем человеческого организма. Это единственный метод лучевой диагностики, позволяющий неинвазивным путем изучить состояние спинного мозга; получить высококачественные изображения головного мозга и других органов у человека. К основным достоинствам МРТ относятся: неинвазивность, безвредность (отсутствие лучевой нагрузки), трехмерный характер получаемых изображений, естественный контраст от движущейся крови, отсутствие артефактов от костных тканей, возможность прижизненного изучения метаболизма тканей (in vivo). Необычайно привлекает возможность получения при МРТ высококачественных изображений без введения контрастирующего препарата – бесконтрастная МР-ангиография, МР-урография, МР-миелография. В то же время бурно и эффективно развивается МРТ с контрастным усилением, что позволяет значительно увеличить объем диагностической информации, получаемой при МРТ. Для этих целей используют МР-контрастные агенты – парамагнетики (соединения гадолиния) и суперпарамагнетики (соединения железа). [33, 34, 35, 37].

Новое направление в МРТ – выполнение интервенционных процедур, в частности стереотаксического наведения при нейрохирургических вмешательствах, под контролем МРТ. Для этого разработаны специальные типы МР-томографов с открытыми низко- или среднепольными магнитами, обеспечивающими врачу хороший доступ при подобных вмешательствах. В этих операциях используются специальные инструменты, которые не притягиваются магнитным полем и не нагреваются радиочастотным излучением. Экран МР-томографа, расположенный непосредственно на магните, и высокая скорость получения МР-изображений позволяют врачу контролировать ход вмешательства практически в реальном масштабе времени. Дальнейшее развитие подобного подхода при МРТ – создание роботов-манипуляторов, которые будут выполнять отдельные этапы стереотаксических вмешательств, требующих особенно высокой точности. Возможности

использования метода МРТ в клинической медицине к настоящему времени определены еще далеко не полностью [4, 36, 38].

Применение МРТ в клинической медицине имеет и ограничения, связанные с недостатками этого метода: достаточно большое при некоторых исследованиях время, необходимое для получения изображения, что приводит к появлению артефактов от дыхательных движений; невозможность исследования больных с клаустрофобией, искусственными водителями ритма сердца, металлическими протезами и т.п. [22, 26, 27, 28].

Несомненно, выдающуюся роль в современной клинической медицине играет ультразвуковое исследование (УЗИ), на долю которого в диагностике различных заболеваний приходится около 50% всего объема лучевых и функциональных исследований. Применение ультразвука в медицине основано на пьезоэлектрическом эффекте, открытом лауреатами Нобелевской премии Пьером и Марией Кюри. УЗИ построено на принципах ультразвуковой локации, когда луч, направленный от датчика в тело пациента, возвращается к датчику в виде "эха", неся информацию о структуре исследуемого объекта. Исследование может производиться как в режиме эхографии, т.е. регистрации отраженного от объекта эхо-сигнала, так и в варианте доплерографии, основанного на эффекте Доплера, когда регистрируются смещение частоты импульса, отраженного от движущегося предмета – в частности, это частицы крови, используемые как объект ультразвуковой локации при УЗИ сердца и сосудистой системы человека. Универсальность УЗД определяется уникальными свойствами этого метода лучевой диагностики:

- высокая проникающая способность, сочетающаяся с относительной безвредностью, безболезненностью, отсутствием ионизирующего воздействия на пациента;
- способность обнаруживать, локализовать и визуализировать подвижные структуры;
- высокая чувствительность метода, обеспечивающая высокий контраст в изображении близких по акустическим параметрам сред организма человека [2, 14].

Постоянно совершенствуется технологическая база УЗД. Появились новые классы приборов – сканеры для малых органов, приборы для исследования сосудистой системы, ультразвуковые реконструктивные томографы, позволяющие осуществлять дифференциацию мягкотканых образований, в первую очередь новообразований молочной железы, и структурный анализ препаратов крови. Использование ЭВМ и микропроцессоров для формирования ультразвукового луча и цифровой обработки отраженных сигналов значительно повысило четкость изображения и разрешающую способность сканирующих устройств. Новыми являются способы трехмерного, включая спектрально-цветовое и голографическое, представления ультразвуковых изображений. Продолжается разработка новых вариантов миниатюрных датчиков, встраиваемых в эндоскопические приборы для комплексной диагностики заболеваний полых органов человека с одновременным проведением прицельных биопсий и лечебных процедур. Разрабатываются и выпускаются специальные акустические датчики (зонды) в комплекте с фиксирующими и направляющими устройствами для тонкоигольной аспирационной биопсии, что формирует новое направление в клинической медицине – малоинвазивные лечебно-диагностические манипуляции методами интраскопии (внутривидения) [23, 24].

В третье тысячелетие отрасль УЗД в медицине вступает с принципиально новыми разработками и достижениями. Это – эхокардиомониторы и доплеровские измерители объемной скорости кровотока для непрерывного цветового наблюдения за функциональным состоянием сердечно-сосудистой системы, ультразвуковые сканеры, обеспечивающие визуализацию объемных – 3Д и трехмерных изображений в режиме реального времени – 4Д со специальными программами, такими как прозрачный режим сканирования, электронный скальпель, автоматический расчет объема движущейся крови, и другие передовые разработки. Таким образом, сформировавшаяся в последние

десятилетия новая отрасль внутривидения – компьютерная ультразвуковая томография – продолжает успешно развиваться [25, 29].

Завершая наш обзор значения современных методов внутривидения (интраскопии) в клинической медицине, следует отметить, что эти методы – традиционная рентгенология, КТ, МРТ, УЗД, отражающие определенные этапы научно-технического прогресса, являются не только основой прижизненной морфо-функциональной диагностики, но все в большей степени внедряются в лечебный процесс в комплексе с другими методиками (малоинвазивными лечебно-диагностическими манипуляциями, рентгеноангиохирургическими методиками и т.п.)

Литература

1. Лучевая диагностика заболеваний молочных желёз: уч. пособие / Трофимова Т.Н., Шарова Л.Е., Парижский З.М. и др. СПб.: МАПО, 2000. 44 с.
2. Парижский З.М., Шарова Л.Е., Сафронова М.М.. Ультразвуковое исследование внутренних органов в антекатальном периоде развития человека: уч. пособие. 2-е изд. СПб.: МАПО, 2000. 27 с.
3. Холин А.В., Ананьева Н.И., Евтюхина А.Н.. Применение методов лучевой диагностики при ишемических поражениях головного мозга: уч. пособие. СПб.: МАПО, 1999. 28 с.
4. Использование магнитно-резонансной томографии в стереотаксической нейрохирургии: уч. пособие./ Аничков А.Д., Трофимова Т.Н., Полонский Ю.З. и др. СПб.: МАПО, 1999. 19 с.
5. Лучевая диагностика в работе врача общей практики: уч. пособие. Трофимова Т.Н., Шарова Л.Е., Парижский З.М. и др. СПб.: МАПО, 1998. 35 с.
6. Рентгенодиагностика в педиатрии: Руководство / Под ред. В.Т. Баклановой, М.А. Филиппкина. М.: Медицина, 1988. Т.1. 447 с. Гл.2. Болезни сердца и магистральных сосудов.
7. Ультразвуковая и рентгенологическая диагностика опухолей матки: уч. пособие / Трофимова Т.Н., Шарова Л.Е., Парижский З.М. и др. СПб.: МАПО, 1997. 30 с.
8. Трофимова Т.Н., Хачатрян В.А.. Компьютерно-томографическая диагностика патологических процессов в задней черепной ямке: уч. пособие. СПб.: МАПО, 1997. 30 с.
9. Тюрин И.Е., Нейштадт А.С., Черемисин В.М.. Компьютерная томография при туберкулезе органов дыхания. СПб.: Корона-принт, 1998. 240 с.
10. Методы лучевой диагностики и информационные технологии в клинической практике. Магнитно-резонансная томография: уч. пособие / Иванов В.А., Суворов А.С., Полонский Ю.З., Трофимова Т.Н. СПб.: МАПО, 2001. 40 с.
11. Методы лучевой диагностики и информационные технологии в клинической практике. Компьютерная томография и информационные технологии: уч. пособие / Иванов В.А., Суворов А.С., Полонский Ю.З., Трофимова Т.Н. СПб.: МАПО, 2001. 25 с.
12. Кулаков В.И., Адамян Л.В., Мурватов К.Д.. Магнитно-резонансная томография в гинекологии : Атлас. М., 1999. 192 с. 240 илл.
13. Клиническая рентгенорадиология / Под ред. Г.А. Зедгенидзе. М., 1985 г. Т. 1–3.
14. Клиническая ультразвуковая диагностика / Под ред. Н.М. Мухарлямова. М., 1987.. Т. 1–2.
15. Линденбратен Л.Д., Лясс Ф.М.. Медицинская радиология. М., 1986.
16. Кишковский А.Н., Тютин Л.А.. Неотложная рентгенодиагностика. М., 1989..
17. Пиццуттиелло Р., Куллинан Дж.. Введение в медицинскую рентгенографию / перев. с англ. Компания Истман Кодак, Рочестер, Нью-Йорк. 1999. 222 с.
18. Беликова Т.П. Автоматизированные рабочие места для анализа рентгенорадиологических изображений // Компьютерные технологии в медицине. 1998. №1. С.35–41.

19. Столяр В.Л. Современные медицинские информационные системы // Компьютерные технологии в медицине. 1997. №3. С.54–61.
20. Терновой С.К., Сеницын В.Е. Спиральная компьютерная и электронно-лучевая ангиография. М.: Видар. 1998. 144 с.
21. Иванов В.А. Внутревидение (ЯМР – томография). СПб.: Знание, 1989. 32 с.
22. Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского форума по магнитному резонансу / Под ред. П.А. Ринка. / Пер. Э.И. Федина. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1995. 228 p.
23. Верещагин Р.В., Борисенко В.В., Власенко А.Г. Мозговое кровообращение: современные методы исследования в клинической неврологии. М., 1993.
24. Ультразвуковые методы исследования в диагностике поражений ветвей дуги аорты / Гайдар Б.В., Парфенов В.Е., Дубанов И.П., Свистов Д.В. Петрозаводск, 1994.
25. Шахнович А.Р., Шахнович В.А. Диагностика нарушений мозгового кровообращения (транскраниальная доплерография). М. 1996.
26. Stark D.D., Bradley W.G. Magnetic Resonance Imaging. St. Louis: Mosby-Year Book - 1992. 2520 p.
27. Anderson C., Haacke E., Approaches to diagnostic magnetic resonance carotid angiography. Semin. in ultrasound. CT and MRI.. 1992. Vol. 13. P. 246–255.
28. Atlas S. MR angiography in neurologic disease. Radiology. 1994. Vol. 19. P. 1–16.
29. Barry R., Pienaar C., Nel C.J. Accuracy of B-mode ultrasonography in detecting carotid plaque hemorrhage and ulceration. Ann. Vasc. Surg.. 1990. Vol. 4. P. 466–470.
30. Bryan N.R., Levy N.M., Whitlow W.D. et al. Diagnosis of acute cerebral infarction: comparison of CT- and MR-imaging. Am. J. Neuroradiol. 1991. Vol. 12. P. 611–620.
31. Cumming M.J., Morrow I.M. Carotid artery stenosis: a prospective comparison of CT angiography and conventional angiography. Am. J. Roentgenol. 1994. Vol. 163. P. 517–523.
32. Grossman B.C. Magnetic resonance imaging and computed tomography of the head and spine (2nd ed.). Williams & Wilkins: Baltimore. 1996.
33. Hankey G.J., Warlow C.P., Sellar R.J. Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease. Stroke. 1990. Vol. 21. P. 209–222.
34. Hasso A.N. Clinical application of MR angiography in the head and neck. In: Neuroradiology Ed. D.C. Harwood-Nash., NICER series in diagnostic imaging. Merit Communications: London. 1992.
35. Johnson B.A., Heiserman J.E., Drayer B.P., Keller P.J. Intracranial MR angiography: its role in the integrated approach to the brain infarction. Am. J. Neuroradiol. 1994. Vol. 15. P. 901–908.
36. Mathews V.P., Barker B.P., Bryan N.R. Magnetic resonance evaluation of stroke Magn. Resonance Quarterly. 1995. Vol. 8. P. 245–263.
37. Mattle H.P., Wentz K.U., Edelman R.R. et al. Cerebral venography with MR Radiology. 1991. Vol. 178. P. 453–458.
38. Nabatame H., Fujimoto N., Nakamura K. Et al. High intensity areas on noncontrast T1-weighted MR-images in cerebral infarction. J. Comput. Assist. Tomogr. .1990. Vol. 14. P. 521–526.
39. Wegener O.H. Whole body computed tomography. Boston: Blackwell Scientific Publication. 1992. 701 p.

ОБРАТНАЯ ЗАДАЧА ГРАВИМЕТРИИ КАК ЗАДАЧА ВНУТРИВИДЕНИЯ

И.Н. Голов, В.С. Сизиков

Введение

На стыке геологии и прикладной математики получила большое развитие так называемая *обратная задача гравиметрии* [1–4]. Она заключается в том, что, используя измеренные на поверхности Земли аномалии потенциала или напряженности гравитационного поля (т.е. их отклонения от средних значений), можно математическим путем определить аномалии плотности вещества под поверхностью Земли (в ее коре, мантии и т.д.) в некоторой пространственной области D . При этом потенциал или/и напряженность гравитационного поля (или их аномалии) можно измерить с помощью гравиметров.

Один из вариантов обратной задачи (*задача интерпретации гравитационных данных*) [1, 4] математически сводится к решению интегрального уравнения Фредгольма I рода или к минимизации суммы квадратов невязок между измеренными и вычисленными значениями потенциала (или напряженности) в ряде точек поверхности Земли. Это позволяет определить параметры месторождения (плотность, форму, размеры, массу, глубину залегания и т.д.). Такому варианту обратной задачи гравиметрии посвящены работы В.И. Старостенко, В.Н. Страхова и др. [1–4]. Данную задачу можно рассматривать как задачу томографии [5] или *внутривидения* [6]. При этом вводятся упрощающие *модели месторождений*: в виде четырехугольных усеченных пирамид, призм, цилиндров, брусов, многогранников, параллелепипедов, пересекающихся стержней и т.д. [2, 3]. Однако такие фигуры обладают негладкими поверхностями и порождают громоздкие (хотя и несложные) формулы. В работе [7] предложено для моделирования месторождений использовать однородные (а также неоднородные) *сфероиды*. Данная работа продолжает эту тематику.

Моделирование месторождения однородным сфероидом

Полагаем, что некоторая область D под поверхностью Земли есть однородная среда с плотностью $\rho_0 = \text{const}$, а месторождение состоит из одного или нескольких геологических объектов (фундамент, интрузии, руда, нефть и т.д.). Будем имитировать геологические объекты, образующие месторождение, одним или несколькими однородными двухосными эллипсоидами (эллипсоидами вращения, или *сфероидами*).

Определение. *Эллипсоидом* называется тело, ограниченное поверхностью, уравнение которой

$$\frac{\xi^2}{a^2} + \frac{\eta^2}{b^2} + \frac{\zeta^2}{c^2} = 1,$$

где a, b, c – полуоси эллипсоида, а начало системы координат ξ, η, ζ расположено в центре тела.

В данной работе даются удобные для практического использования формулы для потенциала и компонент напряженности гравитационного поля сфероида на поверхности Земли.

Потенциал и напряженность сжатого сфероида

Рассмотрим *сжатый сфероид*, для которого $a = b \geq c$. Поместим начало системы координат x, y, z в некоторую точку на поверхности Земли, причем ось z направим вертикально вниз (вглубь Земли). Пусть измеритель имеет координаты $x, y, 0$, а центр сфероида – координаты x_0, y_0, z_0 (см. рис. 1).

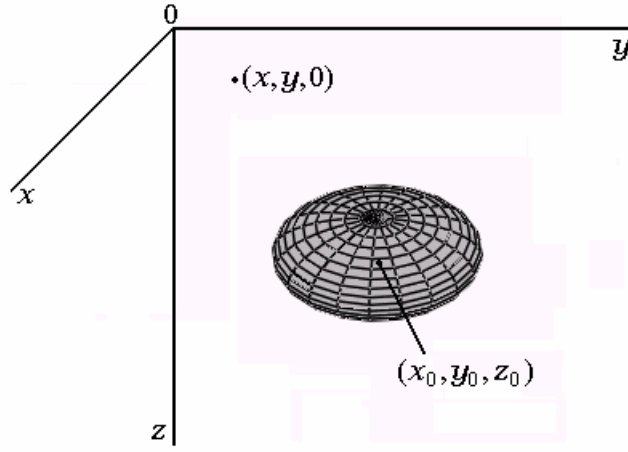


Рис. 1. Сжатый сфероид

Для случая *сжатого* вдоль z сфероида в работе [8] выведены формулы для потенциала $V(x, y, z)$ и компонент напряженности $V_z(x, y, z)$, $V_x(x, y, z)$ и $V_y(x, y, z)$ для некоторой точки x, y, z вне сфероида. На их основе, а также на основе формул работы [7] могут быть получены следующие формулы:

$$\left. \begin{aligned} V(x, y, 0) &= 2\pi\gamma\rho a^2 \frac{\varepsilon}{e} \left[\operatorname{arctg} p - \frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}{e^2 a^2} \cdot \right. \\ &\quad \left. \cdot \left(\operatorname{arctg} p - \frac{p}{1+p^2} \right) - \frac{z_0^2}{e^2 a^2} (p - \operatorname{arctg} p) \right], \\ V_z(x, y, 0) &= 4\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} (p - \operatorname{arctg} p) \cdot z_0, \\ V_x(x, y, 0) &= -2\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} \left(\operatorname{arctg} p - \frac{p}{1+p^2} \right) \cdot (x-x_0), \\ V_y(x, y, 0) &= -2\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} \left(\operatorname{arctg} p - \frac{p}{1+p^2} \right) \cdot (y-y_0), \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

где $\varepsilon = \frac{c}{a} \leq 1$ – сферичность сфероида, $e = \sqrt{1 - \varepsilon^2}$ – его эксцентриситет, $p = \frac{q}{\sqrt{v}}$, $q = \frac{ea}{r}$,

$$r = \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + z_0^2}, \quad v = \frac{(1-q^2) + \sqrt{(1-q^2)^2 + \left(2q \frac{z_0}{r}\right)^2}}{2}.$$

Потенциал и напряженность вытянутого сфероида

В случае *вытянутого* вдоль z сфероида, когда $a = b \leq c$ (см. рис. 2) могут быть получены аналогичные формулы (вне сфероида):

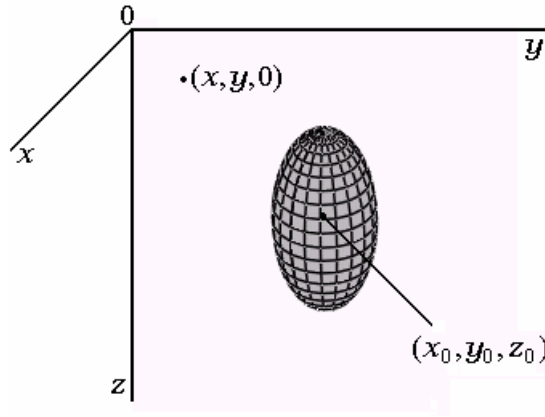


Рис. 2. Вытянутый сфероид

$$\left. \begin{aligned}
 V(x, y, 0) &= 2\pi\gamma\rho a^2 \frac{\varepsilon}{e} \left\{ \ln(p + \sqrt{1 + p^2}) - \right. \\
 &\quad \left. - \frac{z_0^2}{e^2 a^2} \left[\ln(p + \sqrt{1 + p^2}) - \frac{p}{\sqrt{1 + p^2}} \right] - \right. \\
 &\quad \left. - \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{e^2 a^2} \left[p\sqrt{1 + p^2} - \ln(p + \sqrt{1 + p^2}) \right] \right\}, \\
 V_z(x, y, 0) &= 4\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} \left[\ln(p + \sqrt{1 + p^2}) - \frac{p}{\sqrt{1 + p^2}} \right] \cdot z_0, \\
 V_x(x, y, 0) &= -2\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} \left[p\sqrt{1 + p^2} - \ln(p + \sqrt{1 + p^2}) \right] \cdot (x - x_0), \\
 V_y(x, y, 0) &= -2\pi\gamma\rho \frac{\varepsilon}{e^3} \left[p\sqrt{1 + p^2} - \ln(p + \sqrt{1 + p^2}) \right] \cdot (y - y_0),
 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

где $\varepsilon = \frac{c}{a} \geq 1$, $e = \sqrt{\varepsilon^2 - 1}$, $p = \frac{q}{\sqrt{t}}$, $q = \frac{ea}{r}$, $r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + z_0^2}$,

$$t = \frac{(1 - q^2) + \sqrt{(1 - q^2)^2 + 4q^2 \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{r^2}}}{2}.$$

Определение параметров сфероида-месторождения по результатам гравиметрических измерений

Рассмотрим кратко данную задачу на примере измерения потенциала $V(x, y, 0)$.

Предположим, что в ряде точек $(x_i, y_i, 0)$, $\overline{i = 1, n}$, на поверхности Земли измерены с помощью гравиметров значения потенциала $\tilde{V}_i \equiv \tilde{V}(x_i, y_i, 0)$, $\overline{i = 1, n}$, где n – число точек измерения (см. рис. 3).

Обозначим через $V_i \equiv V(x_i, y_i, 0)$, $\overline{i = 1, n}$, вычисленные согласно (2) или (3) значения V . Искомыми величинами являются следующие параметры сфероида (имитирующего месторождение): полуось в горизонтальной плоскости $a = b$, сферичность ε , плотность ρ и координаты центра x_0, y_0, z_0 – всего 6 искомых параметров.

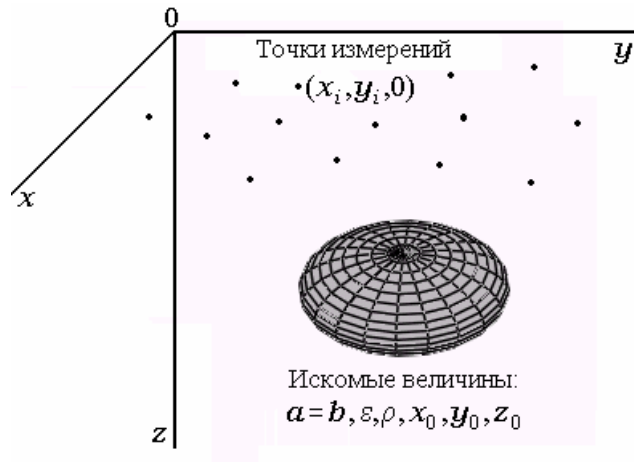


Рис. 3. Измерение гравиметром потенциала сфероида

Задача решается путем *минимизации регуляризирующего функционала Тихонова* (соединение метода минимизации суммы квадратов невязок с методом регуляризации Тихонова) [9, с. 253]:

$$\sum_{i=1}^n (\tilde{V}_i - V_i)^2 + \alpha \sum_{j=1}^6 \sigma_j p_j^2 = \min_{a, \varepsilon, \rho, x_0, y_0, z_0}, \quad (4)$$

где $p_1 = a$, $p_2 = \varepsilon$, $p_3 = \rho$, $p_4 = x_0$, $p_5 = y_0$, $p_6 = z_0$, σ_j – веса (в частности, $\sigma_j = 1$).

Данную задачу следует решать с использованием *ограничений* на искомые величины типа

$$\left. \begin{aligned} 0 < a \leq a_{\max}, \quad \varepsilon > 0, \quad \rho > 0, \quad x_{\min} \leq x_0 \leq x_{\max}, \\ y_{\min} \leq y_0 \leq y_{\max}, \quad z_{\min} \leq z_0 \leq z_{\max}, \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

где a_{\max}, K, z_{\max} должны быть оценены. В такой постановке задача будет решаться методом нелинейного программирования [10].

После отыскания $a, \varepsilon, \rho, x_0, y_0, z_0$ можно найти вертикальную полуось $c = \varepsilon a$, массу сфероида-месторождения $m = \frac{4}{3} \pi a^2 c \rho$, его объем $v = \frac{4}{3} \pi a^2 c$, глубину залегания $h = z_0$ и т.д.

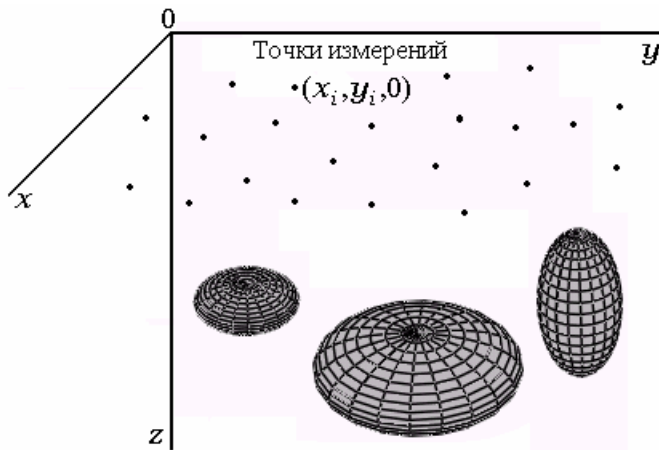


Рис. 4. Измерение гравиметром потенциала нескольких сфероидов

Для более точного моделирования можно использовать несколько сфероидов с разными параметрами (см. рис. 4).

Литература

1. Старостенко В.И. Устойчивые численные методы в задачах гравиметрии. Киев: Наукова думка. 1978. 228 с.
2. Старостенко В.И., Страхов В.Н. (ред.). Теория и методика интерпретации гравимагнитных полей // Докл. всесоюзн. семинара. Киев.: Наук. думка, 1981. 411 с.
3. Старостенко В.И. (ред.). Алгоритмы, методика и результаты интерпретации геофизических данных // Материалы VII научно-техн. конф. геофизиков Украины. Киев: Наук. думка, 1985. 260 с.
4. Гласко В.Б., Мудрецова Е.А., Страхов В.Н. Обратные задачи гравиметрии и магнитометрии // Некорректные задачи естествознания / Под ред. А.Н. Тихонова, А.В. Гончарского. М.: Изд-во МГУ, 1987. С. 89–102.
5. Сизиков В.С. Математические методы обработки результатов измерений. СПб: Политехника, 2001. 240 с.
6. Иванов В.А. Внутривидение (ЯМР-томография). Л.: Знание, 1989. 32 с.
7. Голов И.Н. Задача интерпретации гравиметрических измерений как задача томографии и внутривидения // Изв. вузов. Приборостроение. 2002. Т. 45 (в печати).
8. Дубошин Г.Н. Небесная механика. Основные задачи и методы. Изд. 3-е. М.: Наука. 1975. 800 с.
9. Верлань А.Ф., Сизиков В.С. Интегральные уравнения: методы, алгоритмы, программы. Киев: Наукова думка. 1986. 544 с.
10. Химмельблау Д. Прикладное нелинейное программирование. М.: Мир. 1975. 536 с.

ЛОКАЛИЗАТОР ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.В. Козаченко, В.Б. Низковолос, В.А. Иванов, Ю.З.Полонский, С.С. Гвоздев

Стереотаксис – самостоятельная область современной нейрохирургии. Стереотаксические вмешательства применяются с целью диагностики и лечения многоочаговых форм височной эпилепсии, болезни Туретта, не поддающихся лечению лекарственными препаратами форм паркинсонизма, для снятия психической зависимости от наркотиков у пациентов, страдающих опиатной наркоманией, для эвакуации внутримозговых гематом, для проведения пункционной биопсии и деструкции новообразований мозга.

В стереотаксисе наведение инструмента на целевые структуры головного мозга происходит по данным расчетной томографии. В задачу последней входит как получение диагностических сведений об анатомических особенностях строения мозга пациента, так и получение информации о взаимном пространственном расположении целевых точек и некоторых реперных объектов. Полученная информация должна обеспечивать проведение расчетов, необходимых для последующего наведения стереотаксического инструмента на заданные мишени. Таким образом, расчетная стереотаксическая томография разбивается как бы на две составляющие –диагностическую и расчетную. Первая отвечает за идентификацию и локализацию мишеней, вторая – за наведение. Как правило, развитие или модернизация расчетной составляющей стереотаксической томографии приводит к расширению возможностей ее диагностической составляющей.

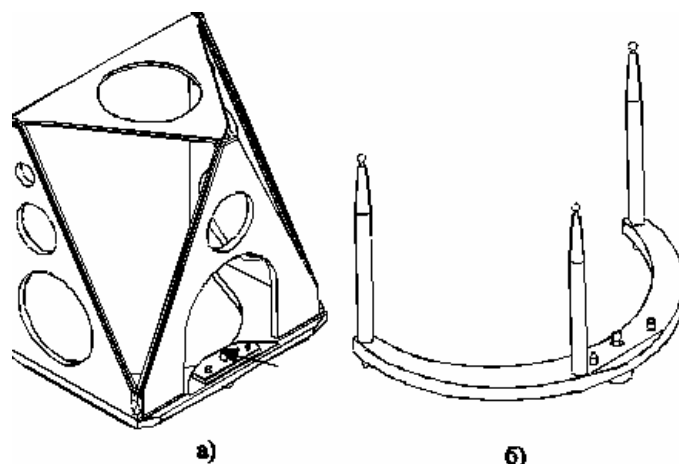


Рис. 1. Внешний вид стереотаксических локализаторов: а) диагональный КТ-локализатор; стрелкой указано основание локализатора. б) точечный рентгеновский локализатор ИМЧ РАН

Локализаторы – специальные устройства, применяемые при проведении расчетной томографии, задающие вспомогательные системы координат, предназначенные для преобразования координат целевых точек из координатных систем томографа в координатные системы стереотаксического аппарата или манипулятора. Мы ориентировались на возможности отечественного стереотаксического манипулятора "ОРЕОЛ" [1]. В предшествующие годы нами [1, 2] разработаны и внедрены в клинику модель и соответствующее программное обеспечение для диагонального КТ-локализатора ИМЧ РАН. Как показали компьютерные исследования [3,4] точностных свойств локализатора, расчетная составляющая метода может быть существенно усилена за счет уменьшения продольного сечения диагоналей и одновременной замены материала диагоналей (на материал с более высоким коэффициентом поглощения рентгеновского излучения). Кроме того, в ряде клинических случаев рабочий объем локализатора оказался недостаточным для охвата субталамических целевых структур внутримозгового пространства пациентов. Проведенные исследования и практические замечания нейрохирургов послужили поводом для разработки новой модели диагонального локализатора. Будем в дальнейшем называть эту модель "КТ-локализатор ПНК" (аббревиатура составлена из первых букв инициалов разработчиков).

В настоящей работе описываются отличия конструкции локализатора ПНК от модели, описанной в работах [1-3], и последние изменения в программном обеспечении локализатора. Приводятся результаты фантомного эксперимента по проверке параметров локализатора. Наконец, кратко, на клинических примерах, демонстрируются возможности диагностической составляющей стереотаксической компьютерной томографии, использующей новый КТ-локализатор.

КТ-локализатор – легкая конструкция из оргстекла (рис. 1, а), содержащая диагонали – нити из нихрома ($\varnothing_{\text{сеч}} = 0.3\text{мм}$). Локализатор фиксируется относительно черепа пациента с помощью лотка с оттиском зубов пациента. Такая фиксация атравматична. При каждом повторном прикусывании пациентом своего лотка с оттиском КТ-локализатор занимает одно и тоже воспроизводимое положение относительно черепа и мозга.

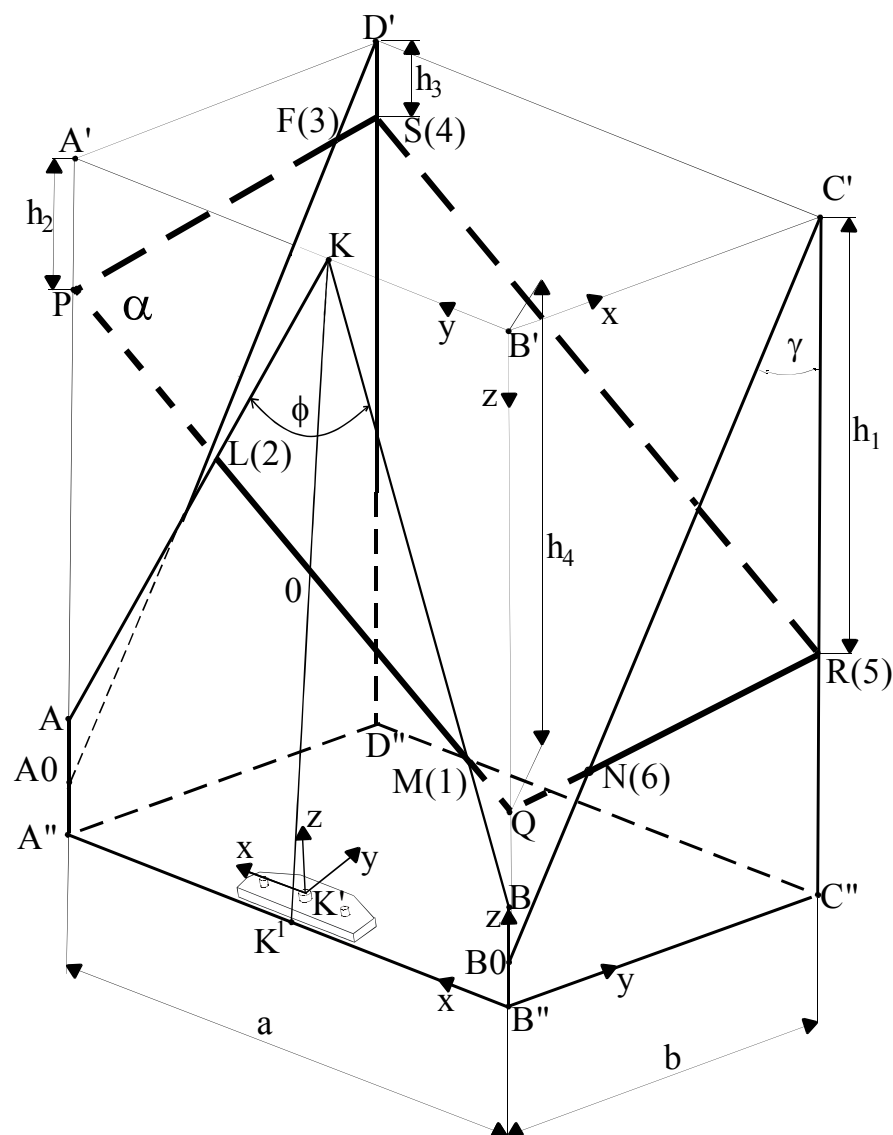


Рис. 2. Геометрическая модель КТ-локализатора (пояснения в тексте)

На этом же лотке может фиксироваться точечный рентгеновский локализатор ОРЕОЛА (рис. 1, б), реперные точки которого – центры металлических шариков – задают вспомогательную систему координат манипулятора. (Пациент прикусывает свой лоток с закрепленным рентгеновским локализатором во время операции на этапе фантомного моделирования [1, 5].) В каждый конкретный момент времени пациент может фиксировать на зубах только один локализатор, однако геометрические соотношения между пространственным положением зафиксированных на зубах локализаторов (и их системами координат) постоянны и могут быть вычислены.

Геометрическая модель локализатора осталась прежней (рис. 2). Плоскости граней локализатора совпадают с боковыми гранями прямоугольного параллелепипеда $A'B'C'D'A''B''C''D''$, диагонали локализатора пересекаются в точках K , C' , D' . Известны углы между диагоналями: $\angle AKB = \varphi$, $\angle B_0C'C'' = \angle A_0D'D'' = \gamma$. KK^1 – высота локализатора h (увеличена на 2 см по сравнению с локализатором ИМЧ РАН). Стороны основания параллелепипеда a , b и высота h – линейные параметры локализатора. Возможное томографическое сечение пересекает диагонали локализатора в точках M , L , F , S , N , R . Плоскость сечения α определяет четыре высоты h_1 , h_2 , h_3 , h_4 , три из которых – независимые величины; т.е. положение плоскости сечения однозначно определяется по трем высотам h_1 , h_2 , h_3 . $B'xyz$, $B''xyz$ – прямоугольные системы координат КТ-локализатора. $K'xyz$ – прямоугольная система координат основания локализатора. Левые координатные системы $B'xyz$, $B''xyz$, $K'xyz$ коллинеарны.

Расчетная томограмма с целевой точкой (Т) схематически имеет вид, приведенный на рис. 3, где цифрами 1–6 обозначены следы диагоналей локализатора. 15 расстояний между точками 1–6 и 6 расстояний от целевой точки до точек 1–6 служат входными данными для программы стереотаксических расчетов. Для определения положения искомого сечения (α) относительно плоскостей граней КТ-локализатора из всех возможных сечений локализатора выбирается сечение, наиболее близкое по расстояниям

к измеренным; минимизируется функция $\Delta_1 = \sum_1^{15} (d_{ист} - d_{изм})^2$, где

теоретические расстояния между следами диагоналей, а $d_{изм}$ – полученные расстояния.

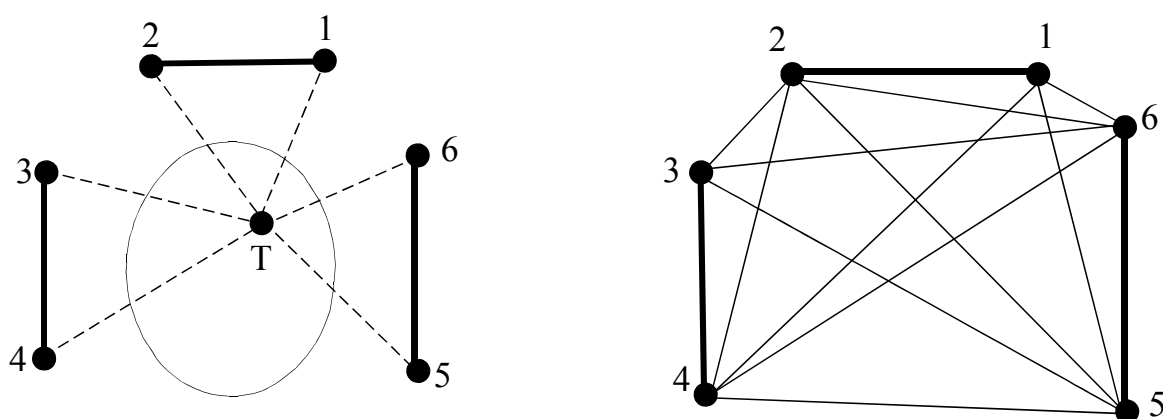


Рис. 3. Схематическое изображение томографического сечения КТ-локализатора: а) модель томограммы с целевой точкой, б) схема измерения взаимных расстояний между следами диагоналей

В отличие от ранее изложенных алгоритмов, предложен несколько иной способ определения координат целевой точки.

Рассмотрим плоскость α вычисленного томографического сечения (рис. 4). Нам известны координаты точек 1–6 в системе координат $B'XYZ$. Известны также измеренные на томограммах расстояния от мишени до следов диагоналей локализатора JT, $J=1-6$. Положение мишени на плоскости α можно определить тремя независимыми засечками, соответственно, попарно из точек 1,2, 3,4 5,6. В результате получится три положения мишени на плоскости α . Программное обеспечение локализатора [5] последовательно строит для каждой из точек T_1, T_2, T_3 трехмерную прямоугольную систему координат $O^i x^i y^i z^i$; определяет плоские координаты точки T_i в системе координат $O^i x^i y^i$, $i=1-3$; присваивает нулевое значение третьей координате; преобразует координаты точки T_i из системы координат $O^i x^i y^i z^i$ в систему координат локализатора $B'XYZ$, после чего усредняет координаты всех трех точек в этой координатной системе. Точки O^i – середины отрезков 1–2, 3–4, 5–6; координатные плоскости $O^i x^i y^i$ совпадают с плоскостью α .

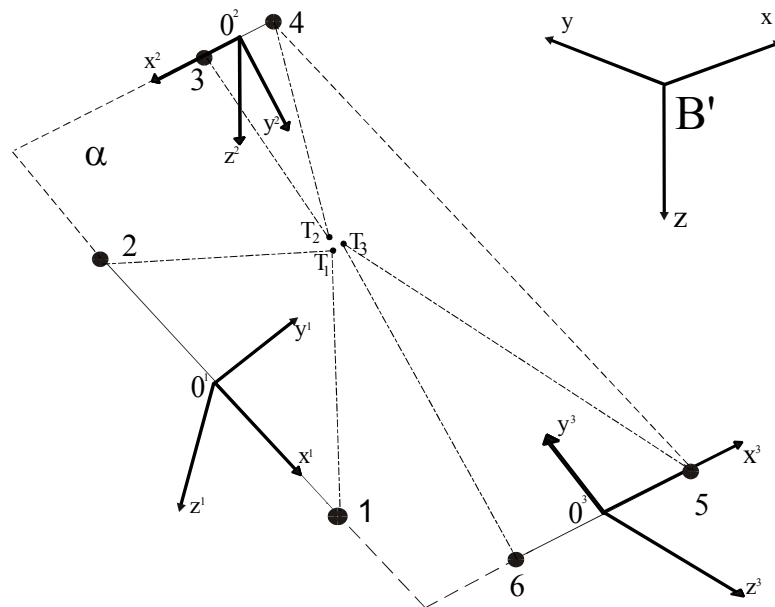


Рис. 4. К алгоритму определения координат целевой точки (пояснения в тексте)

В работах [3, 4] в качестве меры разброса точек (невязки для целевой точки) использовался диаметр описанной вокруг треугольника $T_1T_2T_3$ в плоскости α окружности. Однако, как известно, при приближении $\angle T_1T_2T_3$ к 180° указанный диаметр стремится к бесконечности. Поэтому была предложена другая оценка для невязки на целевую точку – среднее расстояние между точками T_1, T_2, T_3 . У локализатора ИМЧ РАН рабочая часть диагоналей конструктивно заканчивалась, не доходя 14 мм до вершин К, С', D'. В локализаторе ПНК это расстояние было уменьшено на 1 см; соответственно были изменены границы перебора допустимых сечений локализатора.

Для оценки правильности измерения линейных и угловых параметров локализатора, а также для оценки корректности его геометрической модели и модифицированного программного обеспечения были проведены 2 серии фантомных томографических испытаний. Внутри рабочего объема локализатора закрепляли условно точечную рентгеноконтрастную мишень (кусочек стальной проволоки $\varnothing 0.5 \times 1.5$ мм). Положение мишени относительно основания локализатора, ее координаты в системе координат $K'xyz$ определялись прямыми измерениями с погрешностью 0.2 мм. Локализатор, помещенный вместе с мишенью в кольцо томографа (Siemens SOMATOM AR HP), сканировался с шагом в 2 мм. По скану, содержащему изображение мишени, проведены стереотаксические расчеты. Определены расчетные координаты мишени в системе координат $K'xyz$ (при наличии пары соседних срезов со следами мишени использован скан с более четким изображением). В процессе испытаний изменяли угол наклона гентри и положение локализатора в кольце томографа. Рассматривали два различных положения мишени в рабочем объеме локализатора и 5 вариантов расположения локализатора относительно гентри для первой серии и, соответственно, 6 вариантов – для второй серии. На рис. 5 приведены топограмма и соответствующая ей томограмма с изображением мишени для одного из исследованных положений локализатора.

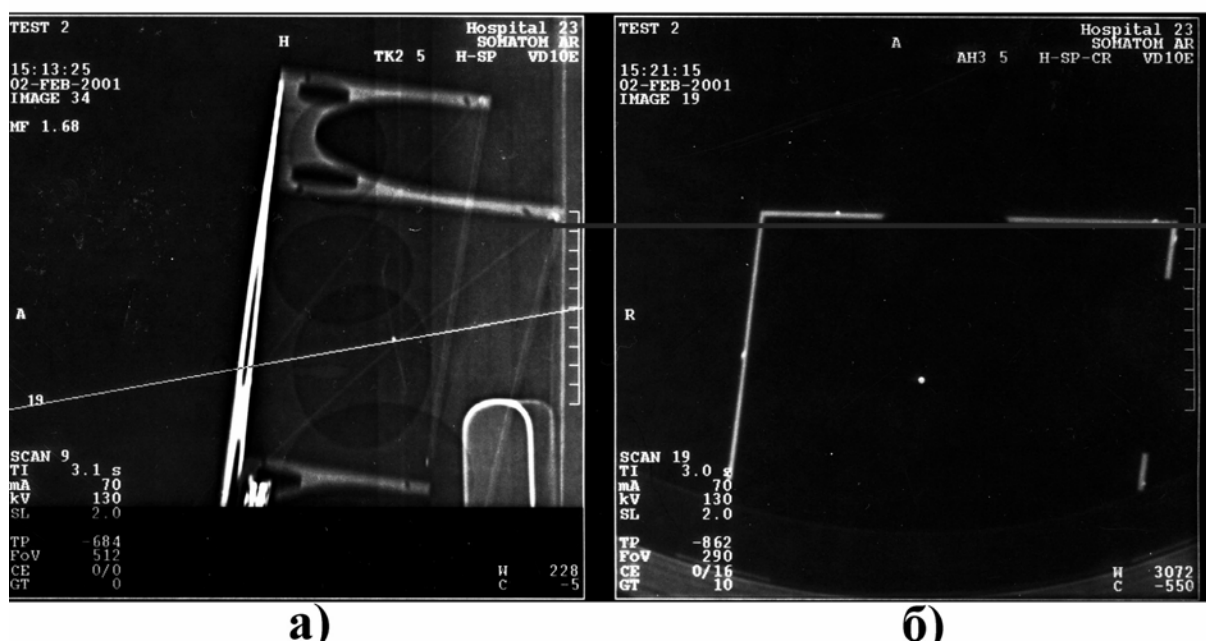


Рис. 5. Пример экспериментальных томограмм: а) топограмма положения скана, содержащего целевую точку, б) томограмма с изображением целевой точки

В табл. 1 приведены результаты контрольных вычислений положения мишени в системе координат основания зубной пластины манипулятора "ОРЕОЛ" (K'xyz).

Таблица 1

Серия	Номер сечения	X	Y	Z
1	3	-13.4	67.8	112.1
	7	-13.24	68.03	111.89
	12	-13.24	67.90	111.68
	17	-13.69	67.85	112.06
	21	-13.63	67.40	109.62
Среднее значение		-13.44	67.80	111.47
Измеренное значение		-14	68	112
2	2	-7.93	21.57	-0.87
	4	-8.01	22.12	-2.45
	7	-7.40	21.87	-0.83
	10	-7.57	21.65	-1.24
	12	-7.7	22.6	-3.1
	19	-8.4	21.47	-2.26
Среднее значение		-7.84	21.88	-1.8
Измеренное значение		-8	22	-1.5

Как видно из таблицы, отклонение исчисленных координат мишени от их измеренных значений превышало толщину сканируемого слоя (2 мм) только в одном случае (1 серия, сечение 21) по координате z на 0.4 мм, что, в целом, является допустимым в реальных задачах стереотаксического наведения.

Программа стереотаксических расчетов параллельно с координатами мишени определяет значение функции $\Delta_2 = \sum_{i=1}^{15} |d_{уст} - d_{изм}|$ – линейную невязку метода – характеристику точности реконструкции искомого сечения. Среднее значение линейной невязки по данным обработки 57 тонких срезов составило 12.3 мм. При этом среднее

отклонение измеренных расстояний от их теоретических (согласно геометрической модели) значений в пересчете на одно расстояние равно 0.82 мм. Отметим, что для предыдущей модели локализатора это отклонение было равно 1.5 мм.

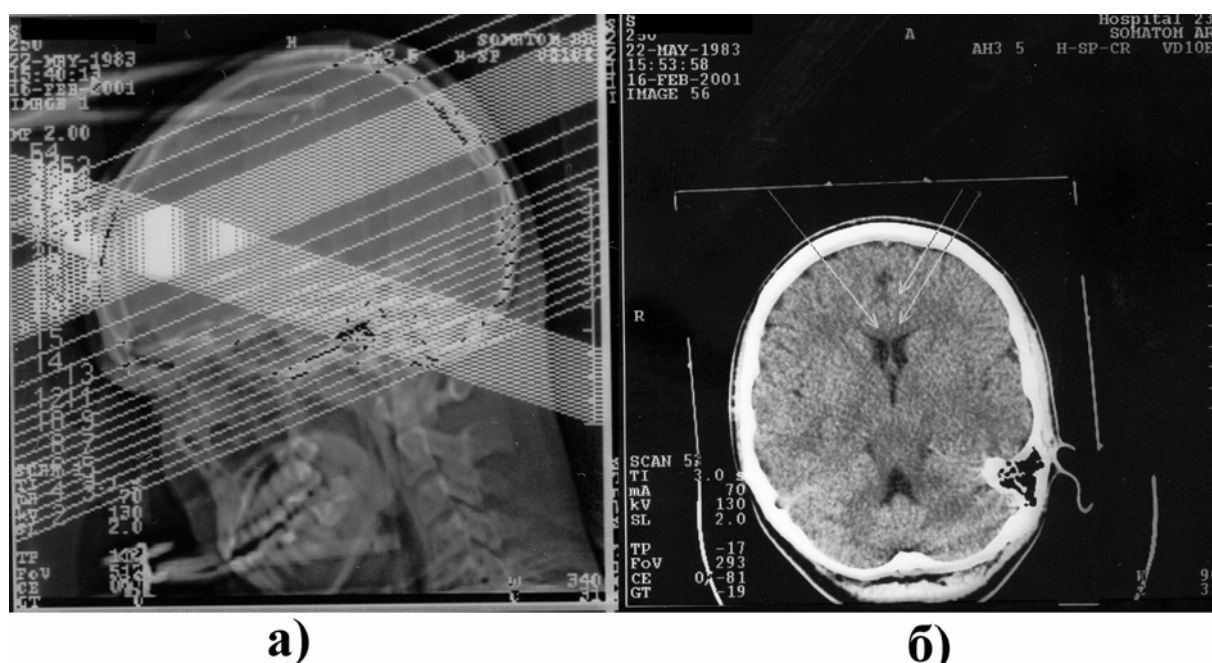


Рис. 6. Предоперационные томограммы пациента С., страдающего наркотической зависимостью. а) топограмма предоперационного исследования. б) локализационный срез; стрелками указаны целевые точки в поясных извилинах обоих полушарий мозга

С помощью локализатора ПНК проведена подготовка к 8 стереотаксическим операциям: 4 операции у пациентов с опиатной наркотической зависимостью, 1 операция у пациента с дрожательной формой паркинсонизма, 2 операции стереотаксической биопсии новообразований и 1 операция стереотаксической эвакуации внутримозговой гематомы. На рис. 6, а приведена топограмма с изображением головы пациента с фиксированным локализатором, полученная при подготовке стереотаксической операции билатеральной цингулотомии. На рис. 6, б приведена расчетная томограмма пациента с идентифицированными и локализованными целевыми точками в поясных извилинах обоих полушарий. Локализационный скан получен при предельном наклоне гентри (-19°).

Выводы

Разработана облегченная модель (ПНК) диагонального КТ-локализатора для расчетной стереотаксической компьютерной томографии. В качестве диагоналей в локализаторе использовались нити из нихрома ($\varnothing_{\text{сеч}} = 0.3\text{ мм}$). По сравнению с предыдущей моделью высота локализатора увеличена на 3 см, что позволило при подготовке стереотаксических операций гарантированно планировать наведение на глубокие структуры-мишени, расположенные ниже межкомиссуральной линии, а также использовать максимально допустимые углы наклона гентри.

Модифицировано программное обеспечение КТ-локализатора, в частности, предложен новый алгоритм локализации целевых точек, критерий оценки точности локализации изменен на более корректный.

Основная характеристика сходимости метода при поиске искомого томографического сечения – линейная невязка, полученная по результатам фантомных томографических испытаний, а также в процессе подготовки к стереотаксическим вмешательствам – была в среднем в полтора раза ниже аналогичной характеристики КТ-локализатора ИМЧ РАН. Линейная невязка в пересчете на одно расстояние дает величину,

близкую к 1 мм, что эквивалентно инструментальной погрешности используемого томографа.

Литература

1. Аничков А.Д., Низковолос В.Б., Никитин М.А., Обляпин А.В., Полонский Ю.З., Попов А.Б. Новая универсальная стереотаксическая система//Актуальные вопросы стереонейрохирургии эпилепсии. Л.:РНИИН им. АЛ. Поленова, 1993.
2. Аничков А.Д., Обляпин А.В., Орлова Н.В., Полонский Ю.З. Стереотаксический локализатор для компьютерной томографии // Первый съезд нейрохирургов России, 14-16 июня. Екатеринбург, 1995.
3. Полонский Ю.З., Козаченко А.В., Гвоздев С.С., Назинкина Ю.В. Исследование точности диагонального стереотаксического КТ-локализатора // V международный симпозиум "Повреждения мозга" (Минимально-инвазивные способы диагностики и лечения). 31 мая - 4 июня 1999 года. Материалы симпозиума. СПб. 1999.
4. Полонский Ю. З., Иванов В. А., Козаченко А. В., Гвоздев С. С., Назинкина Ю.В. Точностные свойства локализатора ИМЧ РАН для компьютерной (рентгеновской) томографии // VI международная конференция "Проблемы пространства, времени, движения". Материалы конференции. 25–29 сентября 2000 г. СПб. 2000. г.
5. Аничков А. Д., Полонский Ю.З., Камбарова Д.К. Стереотаксическое наведение. Теория и опыт клинического применения ЭВМ-методики. Л.: Наука, 1985.

ЯМР-СПЕКТРОСКОПИЯ ТКАНЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА И РАЗРАБОТКА СПОСОБА ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ МЕТАБОЛИТОВ

Ю.И. Неронов, З.М. Гарайбех, В.К. Иванов

В работе анализируются возможные источники погрешности определения методом ЯМР-спектроскопии концентрации N-ацетиласпартата в тканях белого вещества головного мозга. Разработано программное обеспечение, которое позволяет минимизировать систематические погрешности и определять концентрацию N-ацетиласпартата с ошибкой несколько процентов.

ЯМР-спектроскопия высокого разрешения позволяет регистрировать сигналы от низкомолекулярных соединений *in vivo*, если временная химическая стабильность молекул превышает 0.01 сек. По этой причине в биологических тканях, содержащих тысячи сложных соединений, молекулярные группы которых участвуют в процессах химического синтеза и распада, лишь некоторые достаточно стабильные низкомолекулярные соединения могут регистрироваться ЯМР-спектрометром.

Современные ЯМР-томографы с высоким полем, как правило, комплектуют приставками для ЯМР-спектроскопии (например, томограф Magnetom-Vision с полем 1,5 Тл, установленный в ЦНИРРИ, Санкт-Петербург). Это позволяет выполнять сравнительный анализ ряда доступных для регистрации веществ, образующихся в результате процессов метаболизма (метаболитов). Однако для определения концентраций таких веществ с указанием погрешности результатов требуется разработка специальной экспериментальной методики и дополнительного программного обеспечения.

Особый интерес представляет концентрация в тканях мозга N-ацетиласпартата (NAA). Это соединение необходимо тканям для обеспечения передачи нервных импульсов. Для нормального состояния тканей белого вещества головного мозга концентрация NAA, вероятно, может служить мерой развитости нейронных сетей. Но исследования в этом направлении напрямую зависят от возможности повысить точность определения концентрации.

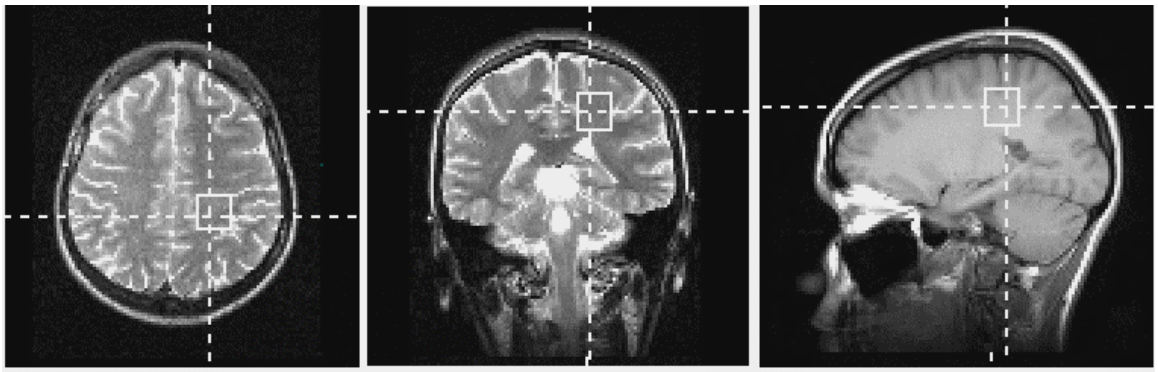


Рис. 1. Выбор области для накопления спектра

Для оценки возможных возрастных изменений были обследованы здоровые добровольцы от 19-и до 60-и лет. Применялась методика STEAM 10.0/5000/64 (интервалы между импульсом возбуждения и ЯМР-сигналом $TE = 10$ мс; интервалы времени между высокочастотными импульсами $TR = 5000$ мс; число повторных запусков для суммирования ЯМР-сигналов $NA = 64$) с использованием режима подавления сигналов воды [1].

Для определения абсолютных концентраций из этих же областей головного мозга накапливались сигналы от протонов растворителя (H_2O). Повторно использовалась та же импульсная последовательность с выключенным режимом подавления ЯМР-сигнала воды, 16-разрядные АЦП регистрировали при этом и слабые сигналы метаболитов.

Перед накоплением данных выполнялась тщательная минимизация градиентов магнитного поля в области исследования для каждого добровольца. Область исследования выбиралась в форме "куба" ($20 \times 20 \times 20$ мм³) и размещалась в тканях белого вещества мозга (рис. 1). Спектральная информация накапливалась в виде числовых массивов по 1024 числа в шкале времени, которые затем пересылались для тщательной обработки на персональный компьютер.

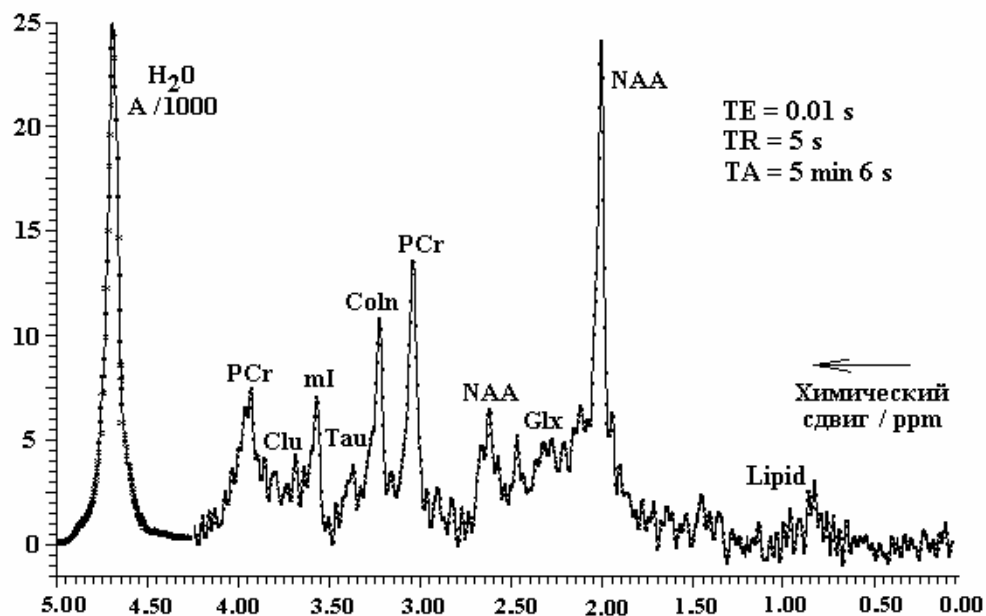


Рис. 2. ЯМР-спектр белого вещества головного мозга, накопленный при $TE=10$ мс. По вертикали – относительные единицы; по горизонтали – химический сдвиг в миллионных долях (ppm) традиционной для ЯМР шкалы относительно тетраметилсилана. Интенсивные сигналы регистрируются от молекулярных соединений: N-ацетиласпартата – NAA (2.01, 2.48, 2.60, 2.64 ppm), фосфорокреатина – PCr (3.03, 3.94 ppm), холина – Cho (3.22 ppm), миоинозитола ml (3.56 ppm); более слабые сигналы регистрируются от таурина (3.36 ppm),

глутамата (2.11, 2.18, 2.28, 2.36, 3.77 ppm) и от липидных соединений. Для сравнения на спектре представлен также сигнал от протонов воды, уменьшенный по амплитуде в 1000 раз. Время накопления спектра:
 $TA = 5 \text{ min } 6 \text{ sec}$

Метаболиты, характерные для тканей белого вещества мозга здоровых людей, регистрировались на спектрах, восстановленных Фурье-преобразованием. На рис. 2 демонстрируются разрешающие возможности используемого нами прибора: аппаратное разрешение $\Delta B/B = 3 \times 10^{-8}$ не уступает лучшим приборам такого класса.

Если обеспечено постоянство коэффициента усиления аппарата в режимах накопления спектра и сигнала воды, то последующая совместная обработка накопленных ЯМР-сигналов х-метаболитов и H_2O позволяет определять абсолютные концентрации метаболитов (метод, который используется в Институте экспериментальной медицины, г. Прага, М.Нажек(ом) и др.). Однако сопоставление литературных данных и наша практика показывает, что результаты определения концентрации, как правило, содержат систематические погрешности, которые зависят как от методики получения исходных числовых массивов, так и от способа обработки данных.

Для расчета концентрации х-метаболита применяют следующее соотношение:

$$C(x) = C(H_2O) \frac{S(x)Np(H_2O) \exp[-TE / T2(H_2O)]}{S(H_2O)Np(x) \exp[-TE / T2(x)]}, \quad (1)$$

где $C(H_2O) = 40$ Моль/литр – число молей молекул воды в исследуемой ткани (внутриклеточная вода; ЯМР-сигналы от молекул воды, входящих в состав биополимеров, не регистрируются данной методикой); $S(x)$ – интенсивность (площадь) протонного сигнала х-метаболита; $S(H_2O)$ – интенсивность сигнала от протонов воды ткани; $Np(H_2O) = 2$ – число протонов в молекуле воды; $Np(x)$ – число эквивалентных протонов в молекулярной группе х-метаболита ($Np(NAA) = 3$ для основного сигнала $-CH_3$ -группы NAA); $T2(x)$ – время спин-спиновой релаксации протонов; $T2(H_2O)$ – время спин-спиновой релаксации протонов воды.

Сомножитель, содержащий отношение экспонент, характеризует поправку на уменьшение ЯМР-сигналов за время TE из-за спин-спиновой релаксации ($T2$). Однако постоянная $T2$ может быть разной у разных пациентов, и, чтобы уменьшить влияние на точность результатов этого сомножителя, следует использовать минимальный параметр TE , который допустим в режиме локального спектрального анализа: $TE=10$ мс. При таком параметре сомножитель с отношением экспонент (1) может изменить результат не более чем на несколько процентов.

С другой стороны, при $TE=10$ мс начинают проявляться более короткоживущие молекулярные соединения. Сигналы некоторых из них (например, глутамат и глутамин) расположены в той же частотной области, что и сигнал NAA (рис. 2). При этом концентрация этих веществ в тканях может быть непостоянной. По этой причине возникают систематические погрешности при определении площади сигнала NAA. Кроме этого, при $TE=10$ мс ЯМР-сигнал от H_2O имеет существенно более сложную форму – кроме основной составляющей (внутриклеточная вода), присутствуют компоненты от протонов воды с широким спектром.

В широкой части ЯМР-спектра H_2O частично проявляются при $TE=10$ мс те молекулы воды, которые вступают во взаимодействие с биополимерами. Кроме этого, частично проявляются процессы обмена протонами между молекулами H_2O и группами $R-OH$, $R-NH$ различных соединений (см., например, [2]).

Отношение площадей сигналов $S(NAA)/S(H_2O)$ можно определить как отношение $A(NAA)\Delta\nu(NAA)/A(H_2O)\Delta\nu(H_2O)$, где $A(x)$ – амплитуда сигнала после Фурье-преобразования, $\Delta\nu(x)$ – ширина сигнала. С целью минимизации погрешности была разработана такая методика определения концентрации NAA, которая не требует вычисления ширины сигнала. Ширина сигнала определяется эффективным временем

спин-спиновой релаксации как $\Delta\nu(x) = 1/(\pi T_2^*(x))$. Следовательно, для определения концентрации NAA можно использовать следующее соотношение:

$$C(NAA) = C(H_2O) \frac{2A(NAA)T_2^*(H_2O)}{3A(H_2O)T_2^*(NAA)} \exp\{-TE[1/T_2(H_2O) - 1/T_2(NAA)]\}. \quad (2)$$

Поскольку накопление спектра и накопление сигнала воды выполняется при одинаковой настройке спектрометра, то выражение для $T_2^*(x)$ в первом приближении будет иметь общее слагаемое $\gamma\Delta B$, описывающее уширение сигналов из-за неоднородности магнитного поля:

$$\begin{aligned} 1/T_2^*(H_2O) &= 1/T_2(H_2O) + \gamma\Delta B, \\ 1/T_2^*(NAA) &= 1/T_2(NAA) + \gamma\Delta B. \end{aligned} \quad (3)$$

Общее слагаемое $\gamma\Delta B$ можно исключить из двух выражений (3). Используя преобразование, можно показать, что в формуле (2) вместо постоянной T_2 допустимо использовать постоянную T_2^* . Причем при $TE=10$ мс вносимая погрешность из-за приближенности выражений (3) не будет превышать 1 %.

Из каждого исходного числового массива (1024 числа) для Фурье-преобразования мы использовали 500 чисел. Этого было достаточно, поскольку за интервал времени 0.5 с ЯМР-сигналы уменьшаются до шумового фона. Процедура Фурье-преобразования в нашей программе повторяется для каждого массива (1024 числа) несколько раз. Первый спектр получали с учетом начальных чисел исходного массива, а каждый следующий начинался с отбросом начальных 10 чисел и учетом для Фурье-преобразования следующих 500 чисел исходного числового массива. Поскольку оцифровка на томографе проводилась с интервалом включения АЦП 1 мс, то каждому отбросу начальных 10 чисел соответствует дополнительная "задержка" в регистрации ЯМР-сигнала на 0.01 с.

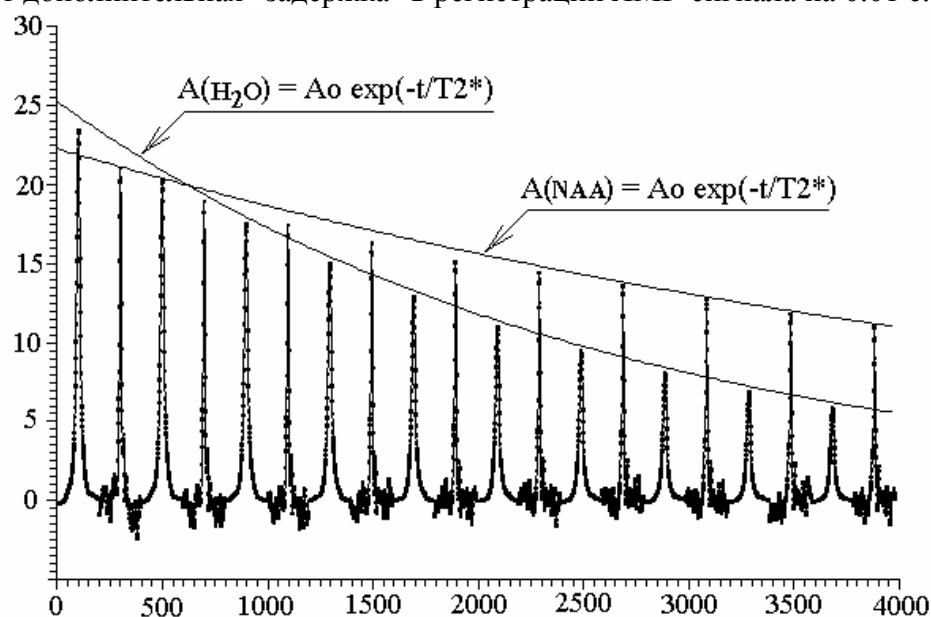


Рис. 3. Последовательность ЯМР-сигналов от протонов H_2O и NAA, полученная при исключении начальных чисел от 0 (первая пара сигналов) до 90 (последняя пара сигналов). По вертикали – относительная амплитуда, по горизонтали – последовательность сигналов с “задержкой” регистрации

Полученная таким образом последовательность ЯМР-сигналов после десяти Фурье-преобразований представлена на рис. 3. Как видим, уменьшение амплитуды сигналов как воды, так и NAA достаточно хорошо соответствует уменьшению по экспоненциальному закону $A(t) = A_0 \exp(-t/T_2^*)$. Для определения $A_0(x)$ и $T_2^*(x)$ использовалась процедура минимизации квадратичных отклонений для серии ЯМР-сигналов. Найденные постоянные $A_0(x)$ и $T_2^*(x)$ далее использовались для вычисления $C(x)$. При исключении из вычислительной процедуры начальных чисел исходного массива уменьшаются ЯМР-

сигналы от протонов таких соединений, как глутамат, глутамин (из-за их более коротких констант T_2), соответственно уменьшается их влияние на погрешность определения $C(x)$.

Используя вместо соотношения (1) соотношение (2), мы исключаем погрешности, связанные с погрешностями определения площадей асимметричных сигналов NAA и воды. Результаты расчетов по соотношению (2) представлены в табл. 1, концентрации даны в единицах ммоль/литр. Разработанный нами способ позволил обрабатывать спектры как с подавлением, так и без подавления сигнала воды. Указанная в табл. 1 для $C(x)$ погрешность вычислялась по следующему выражению:

$$\Delta = \frac{100}{A_1} \sqrt{\frac{\sum (A(t_j) - A_j)^2}{N - 1.5}},$$

где A_j – амплитуда j -ого сигнала, $A(t_j)$ – амплитуда j -ого сигнала, вычисленная по соотношению $A(t) = A_0 \exp(-t/T_2^*)$, суммирование квадратичных отклонений под корнем выполняли N раз, N – число использованных ЯМР-сигналов.

Основная погрешность связана с обработкой сигналов NAA: $\Delta(\text{NAA}) > \Delta(\text{H}_2\text{O})$. Для обследованных добровольцев вычисленная нами концентрация NAA отличается незначительно. Сравним наши данные, например, с данными группы [5], которые были получены на аппарате Bruker Medsp S200 с полем 2 Тл для мужчины 62 лет: $C(\text{NAA}) = 11.12 \text{ mM/L}$.

Таблица 1

№	File- и возраст	C*(NAA) с подавлением сигнала воды	C(NAA) без подавления сигнала воды	$\frac{C^*(\text{NAA})}{C(\text{NAA})}$
1	NS-19	9.48 (+/- 6 %)	10.2 (+/- 6 %)	0.93
2	KZ-20	12.6 (+/- 3 %)	12.7 (+/- 4 %)	0.99
3	DR-20	12.1 (+/- 2 %)	11.6 (+/- 2 %)	1.04
4	GZ-22	11.4 (+/- 7 %)	9.6 (+/- 4 %)	1.19
5	AR-32	11.3 (+/- 3 %)	10.1 (+/- 3 %)	1.12
6	BR-60	11.9 (+/- 2 %)	12.8 (+/- 2 %)	0.93
7	NR-60	10.5 (+/- 4 %)	10.6 (+/- 2 %)	0.99
Среднее		11.33	11.10	1.02

N-ацетиласпартат является молекулярным соединением, которое требуется в данной среде для обеспечения передачи импульсов по нервным тканям [3, 4], и его концентрация, вероятно, пропорциональна средней плотности аксонов, дендритов и нервных клеток в белом веществе мозга. Как известно, число нервных клеток с возрастом уменьшается. Однако имеется и другая, противоположная тенденция [3]: число связей (дендритов) у активно функционирующего нейрона увеличивается с возрастом. Можно ожидать, что такая возрастная динамика плотности нейронных сетей будет отражаться на концентрации метаболитов, регистрируемых техникой ЯМР. Для более подробного обсуждения результатов потребуется накопление аналогичных данных для разных возрастных групп добровольцев. При определении $C(\text{NAA})$ необходимо использовать такие методики, которые, как и в представленном нами варианте, позволяют минимизировать влияние систематических погрешностей.

Литература

1. Frahm J., Michaelis T., Verboldt K.D., Bruhn H., Gyngell V.L., Hanicke W. Improvements in Localized Proton NMR Spectroscopy of Human Brain // J. Magnetic Resonance. V. 90. 1990. 464–473.
2. Неронов Ю.И., Рахимов З.. Исследование протонного обмена в растворах H_2O - $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ - $\text{C}_5\text{D}_5\text{N}$ // ЖСХ. 1971. Том 12, № 3. С. 392-396.
3. Фишбах Дж. Психика и мозг // Scientific American. 1992. Том 11,12. С. 10-20.
4. Тютин Л.А., Рохлин Г.Д., Неронов Ю.И., Руденко Д.И., Стуков Л.А. Протонная магнитно-резонансная спектроскопия головного мозга // Магнитно-резонансная томография в клинической практике. СПб: Изд. ЦНИРРИ, 1996. С. 67-71.
5. Rose S.E., Chalk J.D., Galloway G.J., Doddrell D.M.. Detection of dimethyl sulfone in the human brain by in vivo proton MRS // Magnetic Resonance Imaging. 2000. V. 18. P. 95–98.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ И ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РЕШЕНИЯ ПАРАБОЛИЧЕСКОГО УРАВНЕНИЯ ДЛЯ СЛУЧАЯ НЕТРАНСЛЯЦИОННОГО МАССОПЕРЕНОСА В ЖИДКОСТЯХ

К.В. Мануйлов, З.Г. Симоненко, Л.П. Ильина, В.В. Плотников

Изучение нетрансляционного массопереноса в анизотропных средах связано с широким кругом теоретических и прикладных задач математической физики. Современные измерительные технологии позволяют проводить исследование параметров массопереноса на качественно новом уровне. Высокоточный метод измерения скорости массопереноса (коэффициента диффузии) в жидкой бинарной системе с границей раздела основан на совместном использовании оптических методов поляризационной интерферометрии и лазерной нуль-эллипсометрии [1]. Уникальность метода заключается в возможности регистрации параметров массопереноса в реальном масштабе времени на основании зависимости показателя преломления раствора от его концентрации.

На рис 1. изображена кювета, конструкция которой обеспечивает четкую границу раздела фаз в начальный момент времени, в которой находятся водные растворы KCl различных концентраций – C_1 и C_2 .

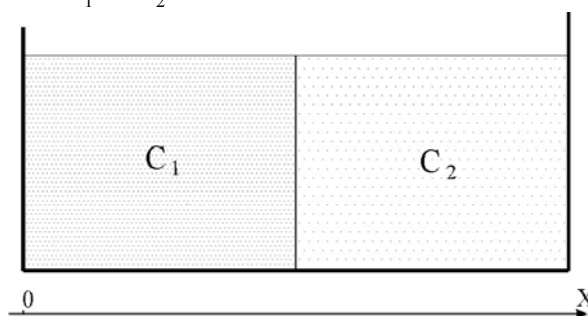


Рис. 1. Диффузионная кювета с растворами различной концентрации:
X - координата

Математическое описание эксперимента основано анализе изменения геометрии изоконцентрационных поверхностей в процессе диффузии. Аналитическое описание геометрии таких поверхностей требует обращения к эллиптическим функциям Якоби – $\text{sn}(u, \varepsilon)$, $\text{cn}(u, \varepsilon)$, $\text{dn}(u, \varepsilon)$, рассматриваемым как функции двух переменных – аргумента u , и эксцентриситета ε . Начальные условия задачи описываются функцией $\text{sn}(u, \varepsilon)|_{\varepsilon^2=1}$. На рис. 2 приведен вид этой функции при различных значениях эксцентриситета. Рисунок иллюстрирует начальные условия задачи – ступеньку концентраций в начальный момент времени, и процесс ее выравнивания в дальнейшем.

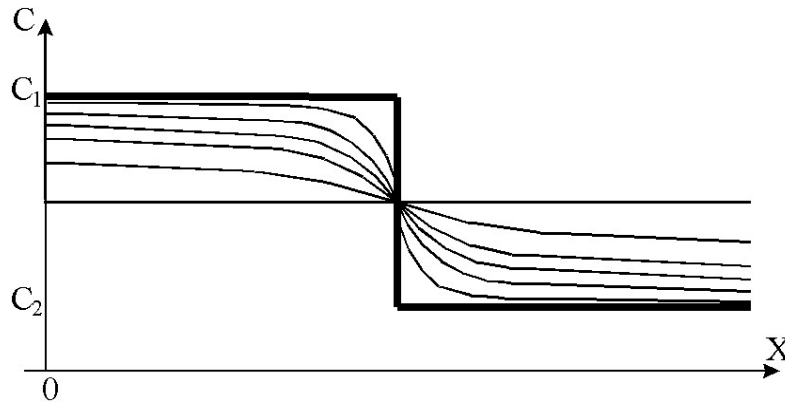


Рис. 2. График функции эллиптического синуса при различных значениях эксцентриситета, отражающий изменение концентрационного профиля системы

В результате эксперимента впервые была получена феноменологическая кривая протекания процесса массопереноса бинарной жидкости в реальном масштабе времени, приведенная на рис. 3.

По оси абсцисс отложено время t , по оси ординат – синусная составляющая интенсивности поляризованного излучения I , проходящего через исследуемую среду. Определяя промежутки времени t_1 , t_2 , t_3 , которые соответствуют экстремумам кривой, были получены точные значения коэффициента диффузии для различных растворов.

Результаты эксперимента заставили нас заняться решением уравнения диффузии, записанного в наиболее общей и корректной форме, принадлежащей, по всей видимости, перу Б. Римана [2, 3]. Параболическое уравнение теплопроводности (диффузии) представлено им в виде

$$\sum_{i,j=1}^3 \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\sum_{i,j=1}^3 D_{ij} \frac{\partial U}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial U}{\partial t}, \quad (1)$$

где U – температура (концентрация), x_i – декартовы координаты, t – время, D_{ij} – коэффициенты теплопроводности (диффузии), являющиеся функциями координат и времени.

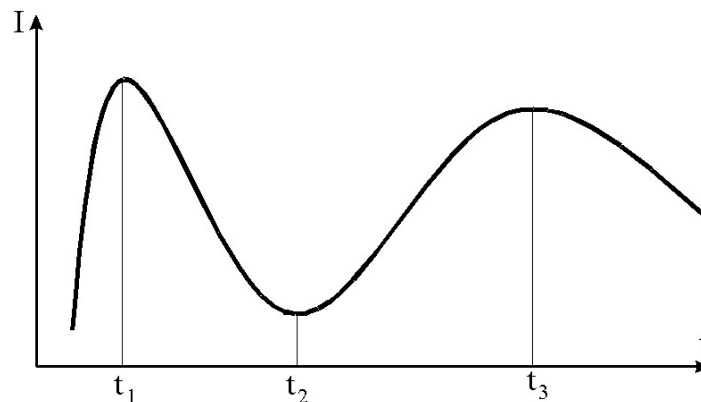


Рис. 3. Феноменологическая кривая протекания процесса массопереноса бинарной жидкости

Риман использовал в своем решении не декартову систему координат, а систему координат Ламе [4], связанных с декартовыми координатами через тригонометрические функции эллипса соотношениями

$$\begin{aligned} x_1 &= c_1 \operatorname{sn} u_1 \operatorname{sn} u_2 \operatorname{sn} u_3, \\ x_2 &= c_2 \operatorname{cn} u_1 \operatorname{cn} u_2 \operatorname{cn} u_3, \\ x_3 &= c_3 \operatorname{dn} u_1 \operatorname{dn} u_2 \operatorname{dn} u_3. \end{aligned} \quad (2)$$

В такой координатной системе параболическое дифференциальное уравнение в частных производных (1) распадается в систему, состоящую из трех обыкновенных дифференциальных уравнений Ламе с нестационарностью первого порядка

$$\begin{aligned} -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{dsnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= D_{11}\frac{d^2snu}{du^2} - \frac{dD_{11}}{du}\frac{dsnu}{du} - D_{10}snu, \\ -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{dcnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= D_{22}\frac{d^2cnu}{du^2} - \frac{dD_{22}}{du}\frac{dcnu}{du} - D_{20}cnu, \\ -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{ddnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= D_{33}\frac{d^2dnu}{du^2} - \frac{dD_{33}}{du}\frac{ddnu}{du} - D_{30}dnu. \end{aligned} \quad (3)$$

Подход Римана не получил дальнейшего развития после смерти автора, и традиционные решения параболических уравнений диффузии и теплопроводности получают в предположении, что коэффициенты переноса D_{ij} являются величинами постоянными, не зависящими от направления и концентрации (температуры) [5–7]. Это, очевидно, не так, что подтверждается видом кривой на рис. 3.

Рассмотрим геометрию изоповерхностей в анизотропном теле, имеющем точечный источник тепла или диффузии [8]. Очевидно, что эти поверхности – эллипсоиды с изменяющимся эксцентриситетом и величиной главной оси, подобные эллипсам, изображенным на рис. 4. Такое представление является наиболее общим и должно быть модифицировано в каждом конкретном случае с учетом начальных и граничных условий задачи. Так, в рассматриваемом нами случае одномерной диффузии, процесс описывается одним из уравнений системы (3), отражающим движение изначально плоского фронта диффузии.

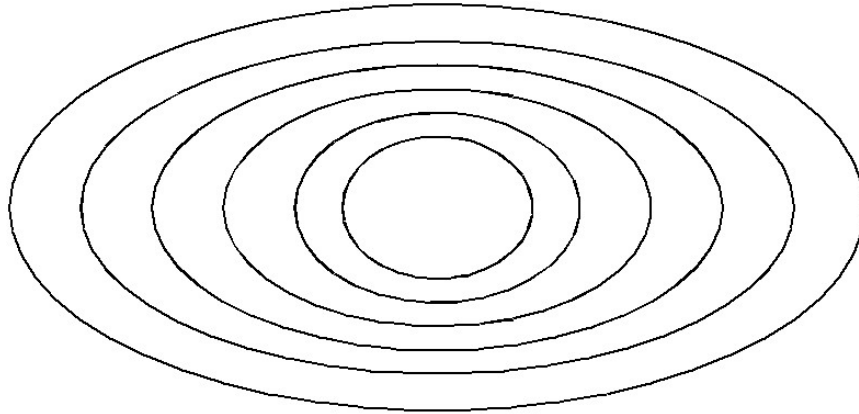


Рис. 4. Изоповерхности в анизотропном теле

Построим дифференциальное уравнение, описывающее эволюцию эллипсоида с эксцентриситетом ε_1 в эллипсоид с эксцентриситетом ε_2 . Для этого необходимо взять производные от тригонометрических функций эллипса по эксцентриситету в виде

$$\begin{aligned} -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{dsnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= \frac{d^2snu}{du^2} - 2(Z - \varepsilon^2 u)\frac{dsnu}{du} - (\varepsilon^2 - 1)snu; \\ -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{dcnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= \frac{d^2cnu}{du^2} - 2(Z - \varepsilon^2 u)\frac{dcnu}{du} - cnu; \\ -2\varepsilon(1-\varepsilon^2)\frac{ddnu}{d\varepsilon}\frac{d\varepsilon}{dt} &= \frac{d^2dnu}{du^2} - 2(Z - \varepsilon^2 u)\frac{ddnu}{du} - \varepsilon^2 dnu, \end{aligned} \quad (4)$$

где $Z(u)$ – эрмитова Z – функция Якоби, допускающая представление в виде

$$Z(u) = \int_0^u \varepsilon^2 \operatorname{sn}^2 u du. \quad (5)$$

Сравним теперь коэффициенты, стоящие при членах в уравнениях системы (4) с коэффициентами D_{ij} в уравнении диффузии в форме (3). Обратим внимание на коэффициент, стоящий при первой производной от тригонометрической функции эллипса. Сравнив выражения (3) и (4), можем написать

$$\frac{dD_{ii}}{du} = 2(Z - \varepsilon^2 u). \quad (6)$$

Интегрируя это выражение, можно найти коэффициенты при вторых производных, т.е. интересующие нас коэффициенты теплопроводности (диффузии), и сделать предположения о характере их изменения:

$$D_{ii} = 2 \int (Z - \varepsilon^2 u) du = 2 \left[\left(1 - \frac{E}{K} - \varepsilon^2 \right) u^2 + \ln \theta_4(u) \right] + B. \quad (7)$$

$$\text{Здесь } K = \int_0^{\pi/2} \frac{d\varphi}{\sqrt{1 - \varepsilon^2 \sin^2 \varphi}} \quad \text{и} \quad E = \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - \varepsilon^2 \sin^2 \varphi} d\varphi \quad - \text{ действительные полные}$$

эллиптические интегралы I и II рода, θ_4 – θ -функция Якоби, B – постоянная интегрирования.

Выражение (7) показывает, что коэффициент диффузии (теплопроводности), включает в себя, кроме постоянной, аperiодическую составляющую и не является постоянной величиной (см. рис. 3).

Полученное выражение для коэффициента диффузии хорошо согласуется с результатами эксперимента, а разработанный математический аппарат дает возможность аналитического описания процесса нетрансляционного массопереноса в жидких системах с заранее заданными свойствами [9, 10].

Литература

1. Симоненко З.Г., Порай-Кошиц А.Б., Равдель А.А., Фейгельс В.И., Шмуйлович Г.А. А.С.№ 966307. Способ и устройство для его реализации // Бюллетень ОИПОТЗ, 1982. №43. С 231.
2. Риман Б. Сочинения. М.–Л: ОГИЗ. ГИТТЛ, 1948. С. 399–413.
3. Федоров В.Н., Мануйлов К.В. Примечания Р. Дедекинда к конкурсному мемуару Б. Римана “*Commentatio mathematica, qua respondere tentatur quaestioni ab I^{ma} Academia Parisiensi propositae*” // *Quaestiones philosophiae naturalis*. Вопросы натуральной философии. 1999. №2–3. С. 160–176.
4. Мануйлов К. В., Панферов А. А. Функции Ламе и их применение // *Quaestiones philosophiae naturalis* // Вопросы натуральной философии 1999. №2–3. С. 160-176.
5. Курант Р., Гильберт Д. Методы математической физики. Т. I. М.–Л: ГИТТЛ, 1933. С. 294–296.
6. Тихонов А. Н., Самарский А. А. Уравнения математической физики. М: Наука, 1966. С. 177–197.
7. Франк Ф., Мизес Р. Дифференциальные и интегральные уравнения математической физики. Л.–М: ОНТИ. Главная редакция общетехнической литературы, 1937. С. 627.
8. Мануйлов К.В.. Конические сечения, теорема Абеля и нелинейные задачи математической физики // *Quaestiones philosophiae naturalis*. Вопросы натуральной философии. 1999. №2–3. С. 8–55.
9. Симоненко З.Г. Исследование параметров скорости массопереноса в жидких бинарных системах с границей раздела // Материалы VI Международной научной конференции “Проблемы пространства, времени, движения”. 2000. С. 22.
10. Плотников В В., Панферов А.А. Решение параболических уравнений – диффузии и теплопроводности методами теории абелевых функций // Материалы VI Международной научной конференции “Проблемы пространства, времени, движения”. 2000. С. 23.

ОПИСАНИЕ И ОБОСНОВАНИЕ ПОВЕРОЧНОЙ СХЕМЫ ДЛЯ СЕЙСМОПРИЕМНИКОВ

И.В. Степанов

Приведено описание схемы поверки сейсмоприемников. Представлены поверочная схема и структурная схема комплекса ЦВМ – ЭТАЛОН - РАБОЧИЕ СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЙ.

Некоторые вопросы метрологического обеспечения сейсморазведки до сих пор остаются дискуссионными [1, 2, 3] и привлекают внимание широкого круга специалистов, что обусловлено значением метода для изучения недр и поисков полезных ископаемых (в первую очередь нефти и газа).

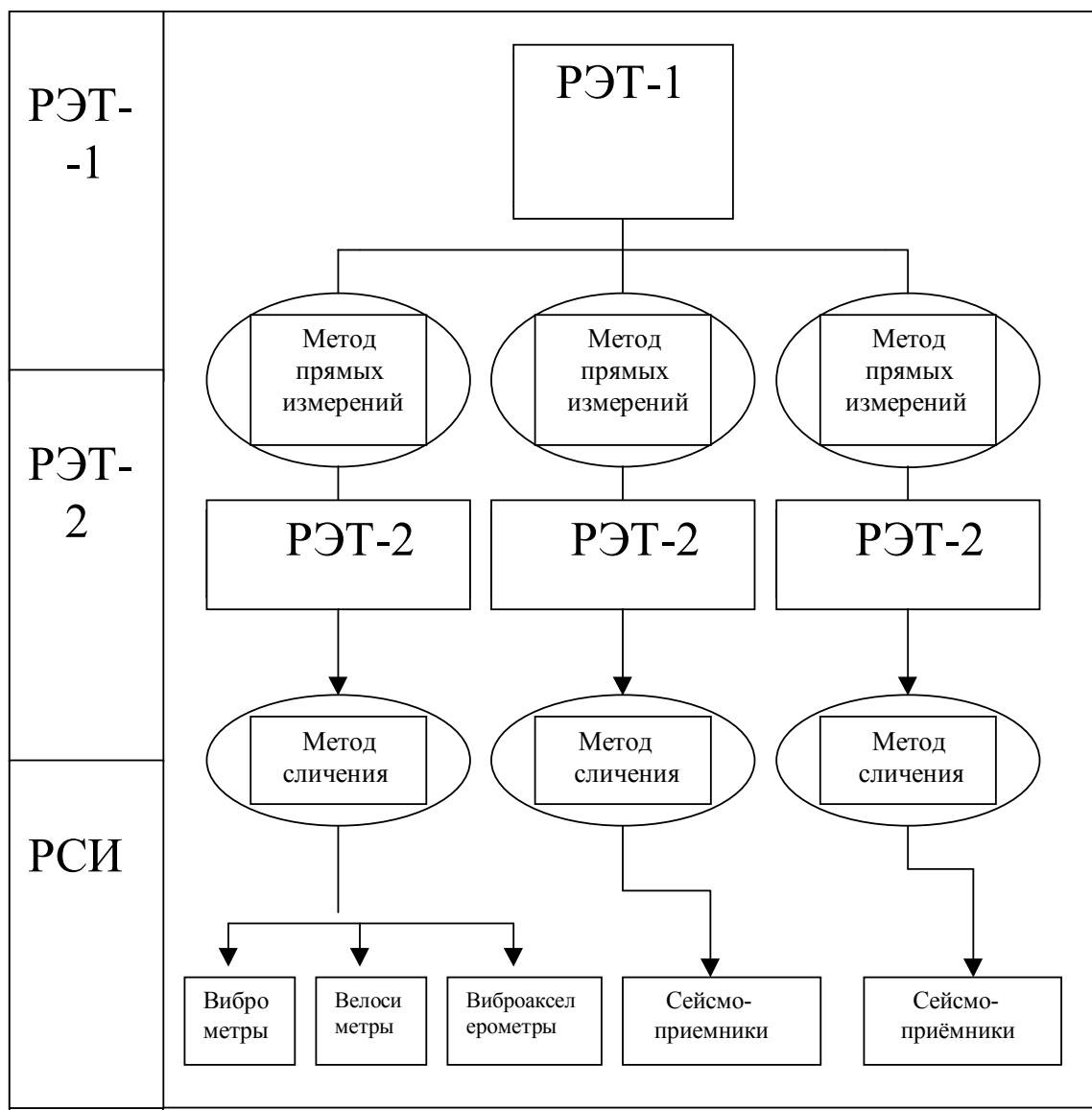


Рис. 1. Поверочная схема для сейсмоприемников

Сейсмоприемники – преобразователи механических колебаний в электрические – являются важнейшими элементами измерительных сейсмических каналов. Несмотря на их значительное количество даже в комплекте одной сейсмостанции и широкое географическое рассредоточение, необходимо обеспечить достоверность и единство результатов измерений их параметров. Обычно это достигается путем централизации воспроизведения размеров соответствующих единиц измерений. В дальнейшем данные единицы передаются нижестоящим по точности средствам измерений.

Порядок воспроизведения и передачи размеров единиц от рабочего эталона первого разряда соподчиненным по точности эталонам и далее – рабочим сейсмоприемникам регламентируется поверочной схемой (рис. 1).

Во главе поверочной схемы стоит рабочий эталон I разряда (РЭТ I), который является наивысшим в отрасли средством воспроизведения единиц длины – м, скорости – м/с и ускорения – м/с² при колебательном движении твердого тела в диапазоне 1–300 Гц и передачи размеров этих единиц. По существу, РЭТ I является высокоточным вибростендом. Технические характеристики данного вибростенда РЭТ I, а также РЭТ II, рабочих средств измерений частично приведены на поверочной схеме и ниже в описании.

Соподчиненными РЭТ I по точности являются РЭТ II. Они представляют собой тщательно отобранные и изученные сейсмодатчики с большой степенью затухания (типа СВУ-1).

Поверке подлежат:

1. амплитудно-частотная характеристика;
2. коэффициент преобразования;
3. фазово-частотная характеристика;
4. собственная частота (частота собственных колебаний);
5. степень затухания;
6. относительный коэффициент поперечного преобразования;
7. коэффициент нелинейных искажений сейсмоприемника;
8. максимальный выходной сигнал;
9. активное сопротивление катушки;
10. предельный угол наклона сейсмоприемника.

Данные параметры должны быть измерены в следующих диапазонах и с указанной ниже точностью:

- а) собственная частота – от 5 до 30 Гц с погрешностью не более 2 %;
- б) степень затухания – от 3 до 8 с погрешностью не более 2 %;
- в) коэффициент преобразования – от 0,05 до 0,2 В/(м/с) с погрешностью не более 3 %;
- г) коэффициент нелинейных искажений – 0,02 до 0,15 % с погрешностью не более 2 %;
- д) сопротивление катушки от 500 до 1500 Ом с погрешностью не более 2 %.

Время поверки по каждому параметру должно быть в среднем 5 мин., не считая времени установки на платформу.

При поверке РЭТ II устанавливается на платформу вибростенда. Далее с помощью вибростенда корпусу РЭТ II задаются требуемые воздействия, а через аналого-цифровой преобразователь (АЦП) отклик РЭТ II (сейсмоприемника) вводится в ЦВМ. В дальнейшем производится обработка информации с целью получения значений вышеперечисленных параметров и их сличения. Для документирования информация выводится на принтер. Связи ЦВМ с РЭТ I, РЭТ II и рабочими средствами измерений показаны на рис. 2.

В работе поверочной схемы используются два метода измерений. Первый – обычно применяемый метод прямых измерений. При его использовании воспроизводят (задают на вход прибора и одновременно измеряют) единицу прямыми методами. При втором, называемом здесь косвенным методом, выходной сигнал сейсмоприемника измеряют также прямым методом, а задают путем воздействия прямоугольных импульсов тока на приемную катушку сейсмодатчика. Этот способ, единственно применимый в геологии из-за малого веса и габаритов применяемого оборудования, а также его простоты, уже получил одобрение в Стандарте Евро-Азиатского геофизического общества [4].

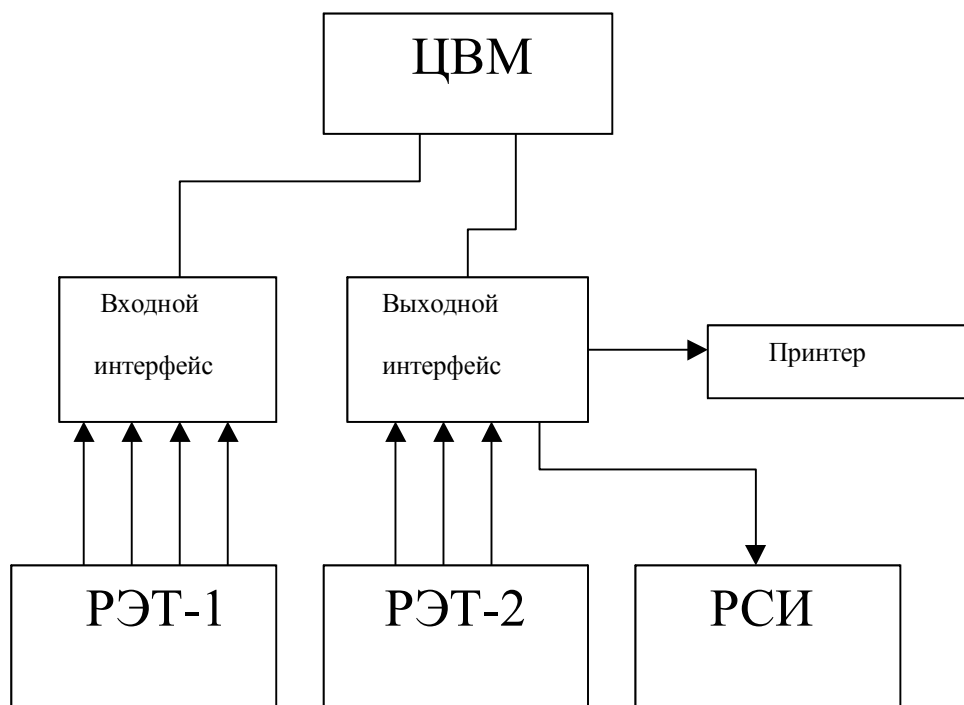


Рис. 2. Схема связей ЦВМ с РЭТ-1, РЭТ-2 и рабочими средствами измерений

Среди технических средств для косвенного метода измерений параметров сейсмоприемников известны хорошо зарекомендовавшие себя на практике тестеры SMT 100, SMT 150 (Голландия). Но для их применения, как следует из вышесказанного, требуется аттестация этого метода прямыми методами.

Литература

1. Ермаков Б.Д. Сейсмический канал как единая измерительная система // Геофизика. М.: Герс, 1998, № 4.
2. Зайченко В.Ю. Концепция измерений при сейсмических исследованиях // Геофизика. М.: Герс, 1999, № 4.
3. Кондратьев О.К. К вопросу о метрологическом обеспечении информационно-измерительной системы сейсморазведки // Геофизика. М.: Герс, 1999, № 4.
4. Стандарт Евро-Азиатского геофизического общества СТО ЕАГО 016-01-94 "Геофизическая аппаратура и оборудование. Сейсмоприемники электродинамические. Методы измерений основных параметров и характеристик" М., 1994.

РАЗРАБОТКА МЕТОДА ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ СЕЙСМОПРИЕМНИКОВ С ВЫХОДНЫМ СИГНАЛОМ, ПРОПОРЦИОНАЛЬНЫМ ВТОРОЙ ПРОИЗВОДНОЙ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ СРЕДЫ

И.В. Степанов

Приведен обзор существующих методов определения параметров сейсмоприемников. Представлены базовые уравнения для вычисления параметров сейсмоприемников со степенью затухания выше критической. Выбраны методы определения параметров таких сейсмоприемников.

Введение

Сейсморазведка представляет собой совокупность методов исследований геологического строения земной коры, основанных на изучении распространения в ней упругих волн, возбуждаемых каким-либо источником сейсмических колебаний.

Перемещение частиц среды, которые вызваны воздействием сейсмических волн, по сути – механическое явление, которое характеризуется скоростью и ускорением колебательного движения частиц относительно их равновесного состояния. Непосредственное измерение этих величин проблематично. Поэтому для этой цели используются датчики (сейсмоприемники – СП), преобразующие колебательные движения частиц среды в электрические сигналы, пропорциональные скорости или ускорению этих движений.

В настоящее время в России и за рубежом при проведении сейсморазведочных работ наибольшее применение имеют сейсмоприемники с выходным сигналом, пропорциональным первой производной перемещений поверхности, и степенью затухания менее единицы.

Повышение разрешающей способности сейсморазведки требует создания новых первичных преобразователей, обеспечивающих в широком диапазоне частот линейность амплитудно-частотной характеристики, что может быть достигнуто при пропорциональности выходных сигналов второй производной перемещений поверхности исследуемой среды [1]. В подобных сейсмоприемниках пропорциональность выходного сигнала второй производной входного перемещения достигается за счет высокой степени затухания, превышающей критическое значение, при этом рабочий частотный диапазон тем шире, чем больше степень затухания.

Для сейсмоприемников со степенью затухания менее единицы существуют методики и аппаратура для определения их параметров. Все эти методы в основном сводятся к исследованию переходной характеристики сейсмоприемника, представляющей собой затухающую синусоиду [2]. У новых сейсмоприемников переходная характеристика является аperiodической.

В связи с этим возникла необходимость разработки новых методов определения параметров сейсмоприемников.

Описание и обоснование метода измерений

Разработка методов измерений параметров сейсмоприемников с большой степенью затухания осложняется следующими факторами:

1. При определении параметров сейсмоприемников (частоты собственных колебаний, степени затухания и т. д.) невозможны прямые измерения. Остается возможность определения этих параметров по результатам измерения выходных сигналов СП.
2. Однако при большой степени затухания выходные сигналы СП настолько изменяются, что становится невозможным использовать существующие методы (по затуханию сигналов свободного движения, по наблюдениям максимумов выходных сигналов свободного движения и т. п.).
3. Испытательная аппаратура зачастую нетранспортабельна из-за своих массогабаритных показателей.

Разработанный метод основан на измерениях вынужденного движения и обработки результатов таких измерения. Рассмотрим данный метод на примере сейсмометра с пассивной коррекцией, установленного на вибрирующем основании с частотой f (без электрических обратных связей). Уравнение движения чувствительного элемента (ЧЭ) такого сейсмометра имеет вид:

$$mx'' + hx' + cx = m\omega^2 \sin \omega t = 0, \quad (1)$$

где m – масса ЧЭ; x – перемещение ЧЭ; x'' и x' – ускорение и скорость перемещения ЧЭ; h – коэффициент демпфирования ЧЭ, пропорциональный x' ; c – коэффициент упругого сопротивления ЧЭ; a и ω – амплитуда и круговая частота гармонических колебаний корпуса прибора с частотой f .

Уравнение (1) при любых параметрах СП удобно рассматривать в виде:

$$x'' + 2\beta x' + \omega^2 x = a\omega^2 \sin \omega t, \quad (2)$$

где $\frac{h}{m} = 2\beta$ имеет смысл удвоенной степени затухания; ω_0^2 - квадрат собственной частоты; β - степень затухания; a – амплитуда перемещения корпуса прибора.

Решение (2) известно, в том числе и при значительном демпфировании [3]. При $\omega_0 > \beta$ вынужденную составляющую движения ЧЭ можно записать в виде

$$x = \frac{a\omega^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 - 4\beta\omega^2}} \sin(\omega t + t). \quad (3)$$

При этом

$$\psi = \arctg \frac{2\beta\omega}{\omega^2 - \omega_0^2}, \quad (4)$$

где ψ – фаза вынужденных колебаний.

Свободная составляющая движения ЧЭ зависит от неопределенных начальных условий x_0 и x'_0 и затухает. Вынужденные составляющие стационарны, так как колебания с частотой $\omega > 2\pi f$ можно поддерживать постоянно, устанавливая, например прибор на вибростенд. Заметим, что выражение (3) представляет собой амплитудно-частотную характеристику, а (4) – фазо-частотную характеристику прибора.

Теперь перейдем к самому методу определений неизвестных параметров по результатам измерений выходных сигналов СП. Предположим, что измерены фазы ψ_1, ψ_2 выходных сигналов для частот ω_1, ω_2 . Тогда имеем систему двух уравнений:

$$\arctg \frac{2\beta\omega_1}{\omega_1^2 - \omega_0^2} = \psi_1, \quad (5)$$

$$\arctg \frac{2\beta\omega_2}{\omega_2^2 - \omega_0^2} = \psi_2.$$

Решив систему (5) относительно ω_0 и β , получим значение собственной частоты ω_0 СП и степени затухания β .

Перейдем теперь к записи амплитуды. Из (3) нетрудно получить уравнения для нахождения ω_0 и β :

$$\frac{a_1\omega_1^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_1^2)^2 + 4\beta\omega_1^2}} = cA_1, \quad (6)$$

$$\frac{a_2\omega_2^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_2^2)^2 + 4\beta\omega_2^2}} = cA_2,$$

где c – коэффициент для приведения результатов измерения (обычно в вольтах) к перемещениям.

Размерность c можно записать в виде LV^{-1} ; a_1, a_2 значения перемещения стола при частотах $\omega = \omega_1$ и $\omega = \omega_2$. Разделив правую часть на c , получим систему уравнения для определения ω_0 и β . При этом предполагается знание a_1, A_1, A_2 .

Таким образом, первый метод основан на использовании вибростенда, так как необходимо знать действительные значения a_1 и a_2 . Второй метод не требует знания действительных значений a . Он основан на возбуждении ЧЭ гармоническим сигналом, например, путем воздействия на него через катушку. При этом сильно упрощается аппаратура, но по-прежнему решается система уравнений (5). При этом можно определить $\omega_0, \beta, \Phi_{\text{ЧХ}}$ и другие параметры.

Литература

1. Рыжов А.В. Новые принципы расчета и создание электродинамических сейсмоприемников с оптимальными параметрами // М.: ВНИИГеофизика, 1994.
2. Стандарт Евро-Азиатского геофизического общества СТО ЕАГО 016-01-94 "Геофизическая аппаратура и оборудование. Сейсмоприемники электродинамические. Методы измерений основных параметров и характеристик". М., 1994

МЕХАНИЗМ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕДНЫХ ОТХОДОВ НА ПОВЕРХНОСТИ

В.А. Иванов, Ю.В. Хохлов

Предположим, имеется производство, постоянно выбрасывающее в воздух вредные отходы. Специалисты, проектирующие данное производство, полагают, что выбросы будут примерно в равной доле располагаться по существующей в данном районе розе ветров, и в этом они допускают существенную ошибку. Часть вредных выбросов действительно распространится в ближней зоне по периметру источника загрязнения, а существенная часть будет отнесена (осаждена) по линии наибольшего градиента гравитационного поля. Вся грязь будет распространяться в направлении наибольших значений потенциала гравитационного поля, которые можно назвать зонами накопления, а зоны наименьшего значения гравитационного потенциала являются зонами выноса (разубоживания). Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Если у нас возникла необходимость выбрать место для какого-либо производства с вредными выбросами, то мы должны в первую очередь изучить в данном районе гравитационное поле Земли (с учетом его вариаций) и посмотреть, в каких его пределах находятся населенные пункты и зоны жизнедеятельности.
2. Если нам необходимо разместить захоронение вредных веществ, то его нужно расположить в зоне наибольшего гравитационного потенциала (зона накопления), а также рассмотреть возможность шлейфовых выбросов вредных веществ от захоронения, чтобы исключить возможность заражения зон жизнедеятельности.

Эти условия нужно соблюдать неукоснительно, так как абсолютно надежных убежищ не бывает, а гравитационное поле Земли все время варьирует и напоминает своим действием золотоискателя, в лотке промывающего золото. Кстати говоря, может быть, поэтому происходит обогащение хвостовых отвалов от переработки драгоценных металлов.

В связи с изложенным на сегодняшний момент, по-видимому, необходимо провести ревизию местоположений существующих вредных производств и хранилищ отравляющих веществ.

В качестве примера может послужить зона эманации вредных веществ, определенных по снежному покрову в районе свалки химических веществ "Красный Бор", Ленинградская область [1]. На рис. 1 четко видно, что вокруг захоронения расположено довольно равномерное пятно трех типов загрязнителей, и почему-то на северо-запад отходит шлейф этих же трех компонентов, но это как раз является направлением градиента гравитационного поля.

Если рассматривать последствия аварии на Чернобыльской АЭС, то здесь наиболее ярко отразилась данная закономерность. Большая часть выброса ушла в северном направлении от ЧАЭС, т.е. по направлению увеличения гравитационного поля Земли.

Сделаем попытку рассмотреть механизм последствия Чернобыльской аварии.

В результате взрыва энергоблока на Чернобыльской АЭС в атмосферу под воздействием мощного импульса было выброшено значительное количество

радиоактивного вещества, состоявшего из отдельных фрагментов (от материальных обломков до газообразного состояния). После прекращения действия энергии взрыва на этот конгломерат часть, которая представляла собой крупные и средние обломки строительных конструкций, опала в радиусе взрывного камуфлета, крупнопылевая – в зоне ближнего заражения, а тонкодисперсная субстанция, близкая по плотности к плотности окружающей атмосферы, как "Сизифов камень", начала движение по наклонной поверхности, скатываясь с горы. Горою в данном случае являлось значение гравитационного потенциала данной точки поверхности Земли, а наклонной поверхностью ему служил градиент гравитационного поля Земли, т.е. направление изменения этого потенциала от меньших значений к большим, но в северном полушарии.



Рис. 1. Сводная схема распределения загрязнений снежного покрова основными токсинами полигона "Красный бор" по данным снегометрии за 1996 и 1991 г.:
М 1:25000, стрелка указывает направление главного момента

По мере движения (может быть, в соответствии с размерами частиц или плотности вещества) на отдельных аномальных участках поля гравитации происходило осадковыпадение (пятна заражения) до полного истощения радиационного облака. В данном процессе распределения осадконакопления, по всей видимости, должны были принять участие как магнитное поле Земли, так и его электромагнитные составляющие, но влияние этих полей могло проявиться в конечной стадии процесса осадковыпадения, когда в составе облака остались высокоэнергетические и консолидированные (упорядоченные) заряженные по полюсам частицы.

Резюмируя изложенное, можно сказать, что если мы правильно разберемся с результатами воздействия гравитационного поля с окружающей нас средой, мы сможем не только констатировать факты вредного влияния на нее нашей жизнедеятельности, но и предвидеть их возможные последствия.

Кроме явлений, изложенных в начале статьи, нужно отметить и следующее.

Значение гравитационного поля необходимо для строителей, прокладывающих как наземные (подземные) трубопроводы, так и при прокладке линий метро.

В этом случае нужно выбирать маршрут "красной линии", т.е. пытаться выбрать направления наименьшего градиента гравитационного поля, так как в зоне повышенных

градиентов гравитационного поля на трубы действуют повышенные нагрузки, а если еще учесть, что они непостоянны во времени, именно эти места могут быть местами возможных аварий.

Изложенные в данной статье примеры прикладного значения воздействия гравитационного поля Земли на окружающую нас среду являются, по всей видимости, лишь малой толикой от реально существующего, но, думается, пришло время перейти от констатации фактов к разумному использованию имеющихся знаний. Можно сделать предположение, что границы морей и океанов повторяют движение мантийного материала Земли, являясь их компенсатором в зеркальном отражении. Но период движения этих субстанций весьма велик и не может иметь для нас в настоящий момент прикладного значения, а вот математическое обоснование приливно-отливных явлений и их экстремальных значений как во времени, так и по амплитуде имело бы практический смысл. Кроме этого, с точки зрения прикладного значения гравитационного поля Земли можно было бы проанализировать морские и океанические течения.

Кстати, на сегодняшний момент есть несложный прием (включающий только четыре действия арифметики) расчета в первом приближении гравитационных влияний Солнечно-Лунных вариаций на отдельную точку (площадь) поверхности Земли без применения высшей математики и ее многовариантности решений.

Следующим этапом изучения, по-видимому, должны стать длительные метеорологические прогнозы на основе вариаций гравитационного поля. Хотя воздушная масса, в отличие от жидкой и пастообразной, имеет и другие факторы влияния, но, чем дальше (выше) от поверхности Земли находятся атмосферные слои, тем меньше они подвержены температурным влияниям и тем больше на них влияют вариации гравитационного поля.

Литература

1. Отчеты партии экологических исследований ГГП Севзапгеологии 1999 – 2001 г.г.

МИНИ-ЯМР-ТОМОГРАФ КАФЕДРЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

В.К. Иванов, Ю.И. Неронов, В.А. Иванов

Изготовлен мини-ЯМР-томограф, который позволяет в реальном времени: 1) контролировать процедуру накопления ЯМР-сигналов, 2) контролировать качество изображения, 3) выполнять суммирование томографических изображений.

Использование явления ядерного магнитного резонанса как средства для магнитного внутривиденья было предложено в 1960 г. [1] в заявке на изобретение с авторским приоритетом В.А. Иванова. В настоящее время на этом принципе эксплуатируются ЯМР-томографы медицинского назначения, которые изготавливаются рядом зарубежных фирм. Из-за высокой стоимости этих приборов их число в России значительно уступает требованиям современного здравоохранения. Наряду с широким применением в области медицины и биологии, ЯМР-томографы могут успешно использоваться и для технических измерений.

ЯМР-томограммы медицинского назначения могут содержать некоторые артефакты, которые не имеют анатомического объяснения и связаны с физическими особенностями данного метода. Для правильного объяснения артефактов требуется хорошо знать как само явление ядерного магнитного резонанса, так и особенности использования этого явления для получения томографических изображений.

Для эффективного преподавания предметов, связанных с ЯМР-томографией, необходимо иметь действующую модель томографа, которая могла бы демонстрировать основные возможности магнитного внутривидения. Она должна позволять изучать явление ядерного магнитного резонанса, устройство ЯМР- аппаратуры, взаимодействие блоков томографа между собой и принципы накопления томографического изображения. Для достижения этой цели в СПб ГИТМО (ТУ) был разработан и изготовлен специализированный мини-ЯМР-томограф, который с 2000 г. активно используется при обучении студентов по специальности "Компьютерная томография".

Одно из основных требований здесь – разработка мини-ЯМР-томографа с минимальным энергопотреблением и высокой эксплуатационной надежностью в условиях учебного процесса.

Программное обеспечение данного томографа и набор фантомных устройств позволяют преподавателю достаточно быстро и оперативно в пределах стандартного курса обучать студентов. Томограф позволяет демонстрировать как само явление ядерного магнитного резонанса, так и принципы получения томограмм. Был подобран ряд фантомных устройств для демонстрации процедуры накопления томографического изображения.

На данный момент нам неизвестно о специально разработанном для учебных целей ЯМР-томографе. Фирмы, выпускающие дорогостоящие ЯМР томографы по заказам крупных медицинских центров, не заинтересованы в разработке таких компактных мини-приборов из-за требования их низкой стоимости при обеспечении высокой надежности.

В состав ЯМР томографа входят следующие элементы.

1. Постоянный магнит с полем $B_0 = 0.1278$ Тл. Центр магнита имеет однородность поля ($dB/dL = 10^{-5}$) в шаровом объеме с диаметром 20 мм. В этом поле резонансная частота ядер атомов водорода равна $f_0 = 42.576 \text{ МГц/Тл} \cdot 0.1278 \text{ Тл} = 5.44 \text{ МГц}$.
2. Система создания градиентных магнитных полей G_x , G_y , G_z , осуществляющих пространственное кодирование образца. Градиентная система состоит из трех планарных градиентных катушек и усилителя мощности, способного подавать в каждую из катушек импульсы тока порядка 1А с линейностью не хуже 0.5%. Усилитель питается от двуполярного источника питания напряжением ± 12 В. Выходной ток подается на катушки через частотные фильтры, входной сигнал и напряжение питания также фильтруются. Сигнал на вход усилителя поступает с ЦАП(а) платы управления. Система кодирующих градиентов создает в центре магнита градиенты поля dB/dx , dB/dy , dB/dz величиной до 9 мТл/м и линейностью не хуже 1 % в шаровой области с диаметром 20 мм.

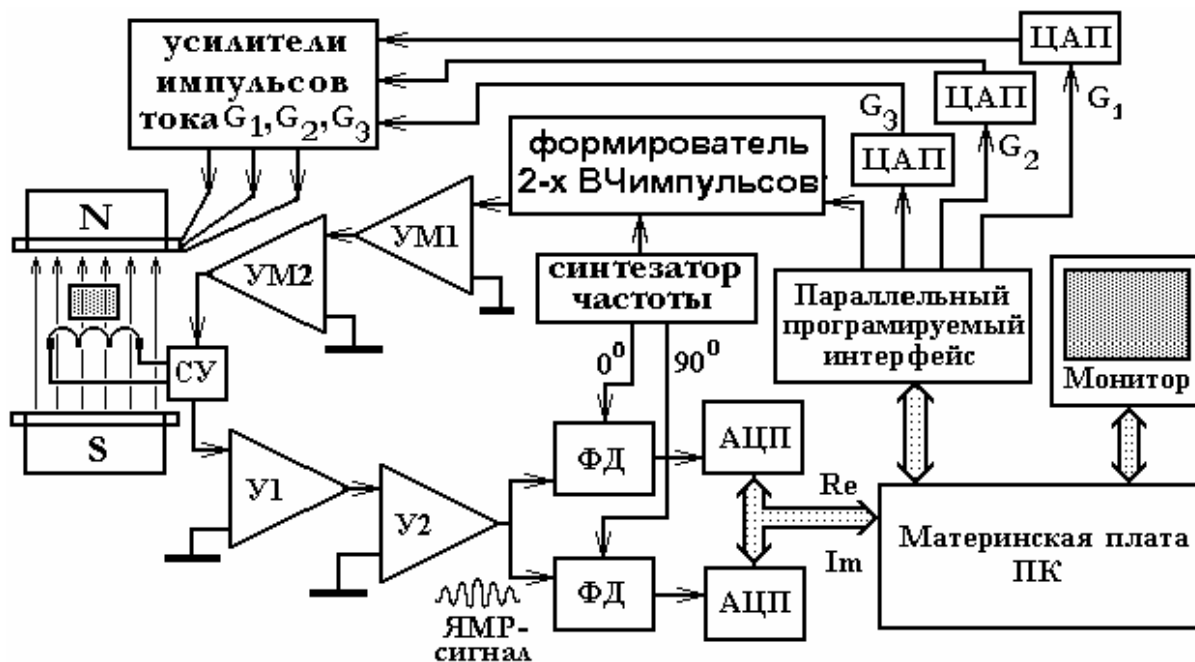


Рис. 1. Блок-схема ЯМР-томографа: УМ1, УМ2 – усилители мощности радиочастотного импульса, СУ – согласующее устройство, У1, У2 – усилители ЯМР-сигнала, ФД – фазовые детекторы

3. Радиочастотная система:

передатчик, формирующий возбуждающие радиочастотные импульсы для поворота вектора намагниченности протонов образца на 90° и 180° ;
датчик, в котором обеспечивается возбуждение спиновой системы и регистрация ЯМР- сигналов;
приемник, усиливающий ЯМР-сигналы и преобразующий их в область низких частот.

4. Система цифровой регистрации. Регистрация принятого сигнала осуществляется платой оцифровки. В качестве платы оцифровки в мини-ЯМР-томографе использована стандартная звуковая карта персонального компьютера.
5. Система управления. Чтобы программное обеспечение мини ЯМР-томографа могло подавать управляющее воздействие на блоки томографа, была разработана и изготовлена плата управления. Плата имеет интерфейс с ЭВМ через шину ISA. На плате расположены два параллельных программируемых интерфейсов ЦВВ, шесть ЦАП(ов) и операционные усилители. ЦВВ используются для подачи управляющих дискретных сигналов на ЦАП(ы), с выхода которых управляющие аналоговые потенциалы подаются на операционные усилители для согласования с нагрузкой.
6. Устройства обработки информации. Для управления процессом получения томографического изображения, для обработки полученных данных, для отображения результатов обработки и для осуществления интерфейса с оператором в мини-ЯМР-томографе применен компьютер IBM PC AT 486DX4/100 и разработано соответствующее программное обеспечение.

После запуска программы и успешной инициализации оборудования на экране отображается информация о процессе работы. Вид экрана приведен далее.

В левой части экрана отображаются действительная и мнимая части оцифрованного сигнала. Синими линиями помечены интервалы включения градиентов, а красными – интервал дальнейшего использования вектора оцифровки эхосигнала. Так как ЯМР-эксперимент постоянно повторяется, то эта картинка постоянно перерисовывается – контроль за процессом накопления ЯМР-сигналов осуществляется в реальном времени.

Предусмотрена возможность изменять масштаб отображения ЯМР-сигналов по обеим осям.

В правой части экрана снизу отображается спектр мощности эхо-сигнала (рис. 2). В правой верхней части экрана отображается полученная томограмма. В нижней строке экрана отображаются параметры ЯМР-эксперимента: длительность 90 и 180 градусных импульсов, TE, TR и т.д. Под спектром мощности на дисплее, кроме этого, отображаются цифры, указывающие режимы работы томографа и текущие значения ряда параметров.

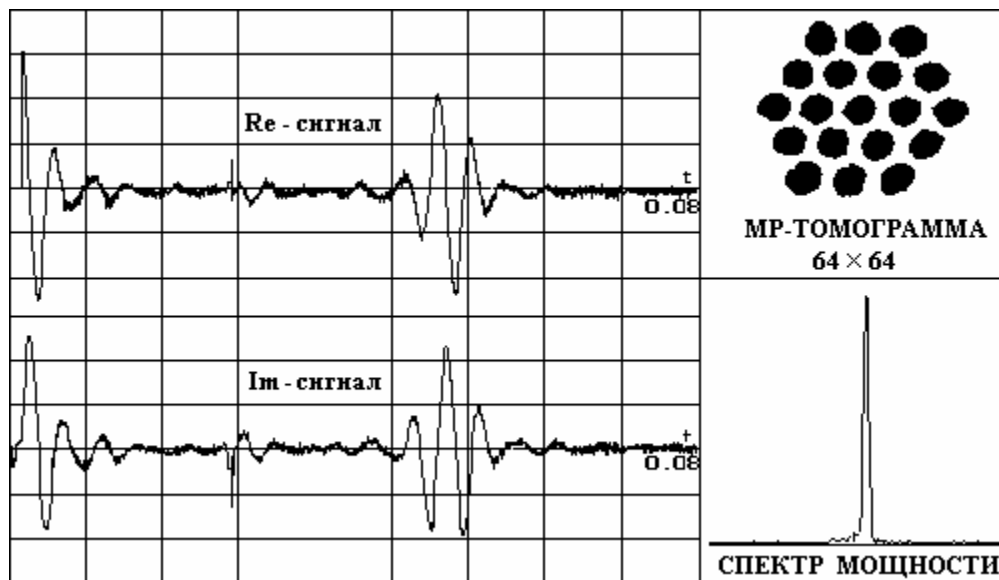


Рис. 2. Визуализация режимов работы томографа (вариант представления регистрируемы сигналов и результатов их обработки): отображение действительных и мнимых частей комплексных чисел зарегистрированного ЯМР-сигнала, отображение спектра мощности, отображение томограммы с матрицей 64×64 , накопленной от фантомного устройства, представляющего собой цилиндрическую деталь из текстолита с 20 отверстиями, заполненными водой

На рис. 2 представлены контрольные сигналы и томограмма одного из фантомных устройств (цилиндрическая деталь из текстолита с 20 отверстиями, заполненными водой). На томограмме хорошо заметны как краевые искажения при передаче круглых отверстий из-за ограниченного размера матрицы, так и нарушение симметрии расположения отверстий относительно центра из-за статических квадратичных составляющих градиентов поля постоянного магнита.

Полученную томограмму можно увеличить на весь экран. При этом повторение ЯМР-экспериментов приостанавливается. В этом режиме в левой верхней части экрана отображается томограмма, справа от нее отображается график распределения интенсивности эхо-сигнала в слое вдоль вертикальной прямой, а под томограммой – вдоль горизонтальной. Текущее положение сечений относительно томограммы показано на ней желтыми точками. В этом режиме можно изменить яркость и контрастность отображения томограммы. Томограмму можно сохранить в рабочем файле для дальнейшей обработки. В начале файла помещается информация о параметрах, при которых была получена томограмма.

Качество томографического изображения определяется такими параметрами, как разрешающая способность и контрастность. В практической работе эти параметры приходится ограничивать из-за необходимости минимизировать время проведения экспериментального исследования [2]. Программное обеспечение позволяет суммировать томограммы и контролировать качество изображения из-за улучшения отношения сигнал/шум.

В настоящее время томограф активно используется в учебном процессе при изучении дисциплин, связанных с ЯМР-томографией. Усилиями преподавателей и аспирантов проводится его модернизация с целью повышения качества получаемых томограмм и введения дополнительных режимов работы с привлечением студентов для выполнения курсовых и дипломных работ.

Литература

6. В.А. Иванов. Способ определения внутреннего строения материальных объектов. Авт. св. № 1112266, приоритет от 1960 г. // Биллентень изобретений, 1984, № 33.
7. В.А. Иванов, Ю.И. Неронов, К. Вольняк. К оценке рациональных параметров и времени накопления в ЯМР-томографии // Приборостроение. 1990. Т. 33. № 3. С. 66–70.

СПОСОБ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГРАДИЕНТОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ С ПОМОЩЬЮ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Ю.И. Неронов, Нассар Муханнад

Режим получения магнитно-резонансных томограмм с избирательным частотным подавлением сигнала от тканей жира имеет важное диагностическое значение и используется в клинической практике по ряду причин. Этот режим применяют, например, для обнаружения признаков метастатического поражения тел позвонков. На МР-томограммах позвоночника некоторых пациентов в телах позвонков наблюдаются белые пятна. Причиной их происхождения может быть как достаточно безобидная возрастная жировая деструкция тел позвонков, так и воспалительные явления с повышенным содержанием воды из-за метастатического поражения как следствие наличия в организме злокачественной опухоли. В этих случаях накапливают дополнительные томограммы с использованием режима подавления жира, при котором пятна от жировой деструкции должны исчезать.

Исследование возможностей МР-томографов показывает, что для успешного использования такого режима требуется высокая пространственная однородность магнитного поля томографа. Это связано с необходимостью поддержания высоких метрологических характеристик аппарата. Этот режим сопровождается такими особенностями проявления, которые могут восприниматься как неизвестные артефакты.

Для контрольных исследований мы использовали томограф Magnetom Impact, который имеет сверхпроводящий магнит с полем 1 Тл. В этом поле резонансная частота липидных протонов примерно на 140 Гц ниже резонансной частоты основного для живого организма сигнала – сигнала от протонов воды.

Томограммы с подавлением жира получают с помощью импульсной последовательности, в которой перед подачей на исследуемый образец основного возбуждающего широкополосного 90-градусного импульса (с диапазоном воздействия порядка 1 КГц) подают импульс избирательного частотного подавления сигнала от протонов СН₂-групп липидных соединений (с диапазоном воздействия порядка 30 Гц).

Анализ режима подавления мы проводили с помощью поверочного устройства, который авторами был собран из 32 ампул (диаметр ампул 30 мм), поставленных вплотную друг с другом. Устройство содержало четыре ряда по пять ампул, заполненных водой, разделенных тремя рядами по четыре ампулы, заполненных растительным маслом, см. [2].

Данное устройство использовано для получения изображений как с подавлением сигнала от СН₂-групп (рис. 1, а), так и с переносом частоты подавления на центр сигнала воды (рис. 1, б).

Как видим (рис. 1), подавление проявляется на томограммах наличием темных областей в виде полос. Центры темных полос показывают расположение эквипотенциалей

— множества точек, для которых выполняются резонансные условия узкополосного подавления сигналов.

Оказалось, что ЯМР-сигналы не подавлены равномерно по всему сечению ампул, как можно было ожидать. Тень от подавления внутри ампул имеет сложный контур. Для многих ампул, расположенных в окружении других ампул, хорошо виден контур восьмиконечной звезды.

Заметны эффекты как взаимного влияния ампул, так и проявления стационарных неоднородностей поля магнита томографа. В первом случае удобно рассматривать изображение внутренних ампул поверочного устройства, во втором — ампул, расположенных по краям поверочного устройства.

Сопоставление с изображением, в котором одна из центральных ампул была вынута, показало, что именно само высокооднородное магнитное поле испытывает искажение: если ампула вынимается, то исчезают и темные кольцевые полуокружности на изображениях соседних ампул.

Искажение поля распространяется в ампуле на глубину до 10 мм с изменением интенсивности ЯМР-сигналов. Здесь мы имеем редкий случай наглядной визуализации распределения статических градиентов магнитного поля.

Величина регистрируемых изменений поля имеет величину единиц миллионных долей $\Delta B/B=10^{-6}$. Ее можно оценить при изменении расстояния между ампулами по динамике темных полуокружностей внутри ампул.

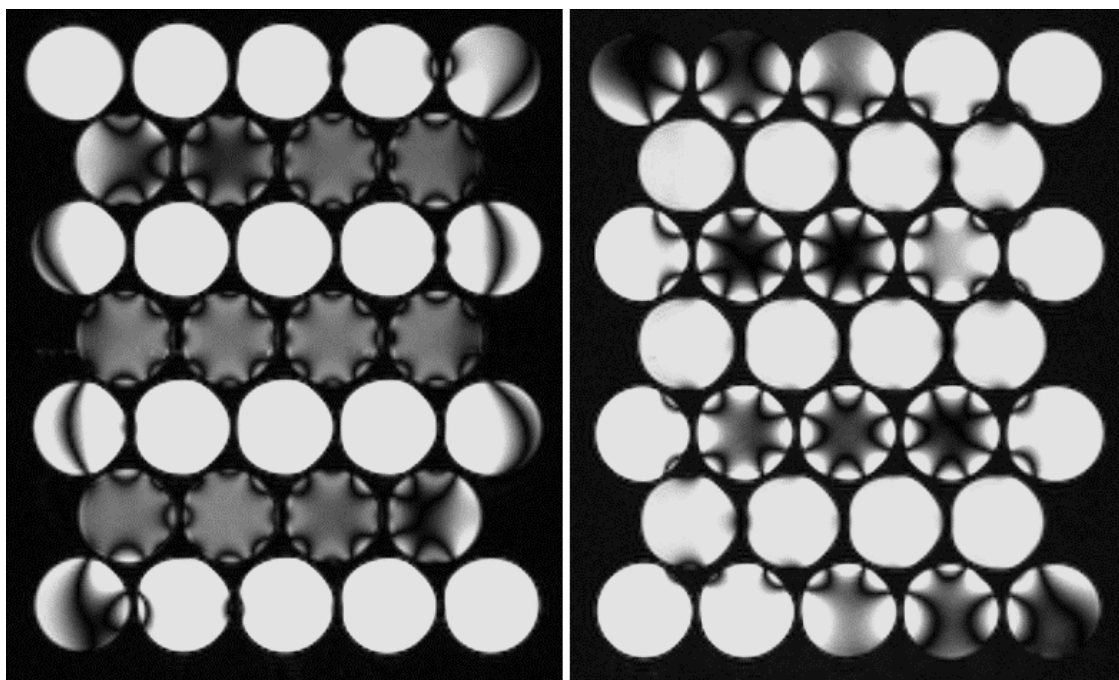


Рис. 1. а) Томографическое изображение сечения 32 ампул, полученное при накоплении ЯМР-сигналов с применением импульса частотного подавления сигналов от протонов жира. б) Аналогичная томограмма, полученная при переносе частоты подавления с протонов жира на протоны воды

Если ампулы поверочного устройства разместить в общем сосуде и залить сосуд водой, то сложные тени внутри ампул исчезают. Это имеет следующее объяснение.

Объемный диамагнетизм обусловлен прежде всего средней плотностью валентных электронов, движение которых частично меняется внешним магнитным полем. Материал стекла, растительное масло и вода обладают близкими диамагнитными свойствами, но на границе с воздухом имеет место резкое изменение диамагнитных свойств.

Звездообразные тени возникают из-за сложной формы воздушных промежутков между ампулами для центральных ампул поверочного устройства. Соответственно возникают краевые эффекты — локальные искажения однородности магнитного поля.

Совершенно очевидно, что подобные краевые эффекты должны иметь место и на томограммах с анатомическими структурами. Так, при изображениях головы также имеются внутренние полости (например, лобные пазухи). На границах таких полостей тоже имеется резкое краевое изменение объемной магнитной восприимчивости. Проявление соответствующих теней усложняет медицинскую диагностику, поскольку такие тени не отражают какие-то реальные анатомические структуры. Кроме этого, в этой связи теперь становится понятна причина трудностей, которые, как правило, возникают при попытках получения ЯМР-спектров высокого разрешения *in vivo* для тканей мозга вблизи лобных пазух.

При рассмотрении интенсивности сигналов от протонов крайних ампул можно обнаружить ряд особенностей. Наибольшее подавление с максимальным потемнением наблюдается для верхнего ряда у ампул с левой стороны, а для нижнего ряда у ампул, наоборот, с правой стороны (рис. 1, а). Для томограммы с подавлением сигнала воды (рис. 1, б), наоборот, максимальное потемнение наблюдается для правых ампул верхнего ряда и левых ампул нижнего ряда.

Из этого следует, что магнитное поле данного томографа в плоскости XZ можно в первом приближении описать поверхностью, известной из геометрии как гиперболический параболоид: $P(x,z) = XZ$ (рис. 2).

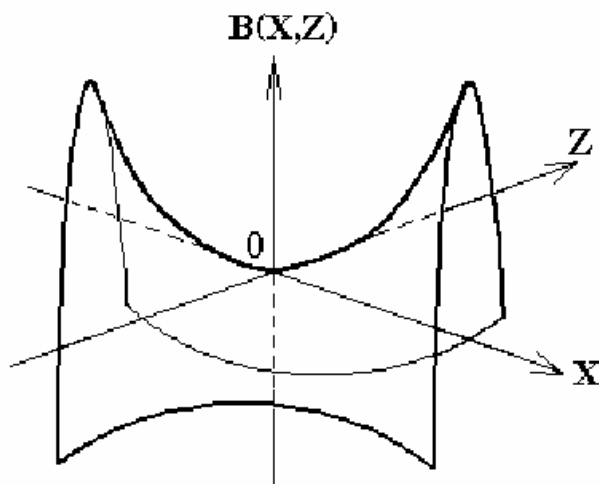


Рис. 2. Поверхность гиперболического параболоида

Если исключить краевые эффекты из-за диамагнетизма, то томограммы (рис. 1) указывают на то, что распределение магнитного поля на плоскости, проходящей через центр исследуемого томографа, можно в первом приближении представить выражением

$$B(x,z) = B_0 + [(d^2B/dxdz) XZ]/2.$$

Для оценки производной $d^2B/dxdz$ мы использовали поверочное устройство со сплошным заполнением центра исследуемого пространства томографа образцом. Для этого удобным является большой шар, наполненный водой. Шаровая форма не искажает магнитное поле, и тени, связанные с граничным скачком диамагнетизма, должны отсутствовать. Использованный нами шар имел диаметр 238 мм. Шар был наполнен водой с добавлением парамагнитной соли медного купороса CuSO_4 – 0,5 г/литр.

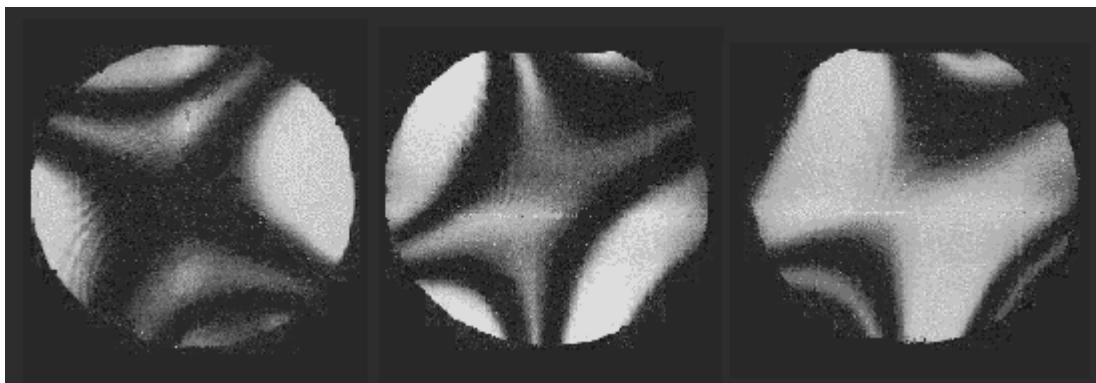


Рис. 3. Томограммы трех разных сечений шара. Изображения были накоплены с использованием избирательного частотного подавления: тени как следы подавления проявляются в виде гипербол – сечений гиперболического параболоида

Если частота резонансного подавления подобрана оператором так, что в центре шара располагается область подавления, то темные полосы от центральной области будут пересекать шар по двум линиям. Эти линии соответствуют направлениям X и Z на рис. 2.

При увеличении частоты подавления на +30 Гц темные полосы на томограмме шара образуют две гиперболы, а при уменьшении частоты на -30 Гц полосы также образуют две гиперболы, которые являются сопряженными. Другими словами, при переходе от частоты подавления $(\nu_0 + 30)$ Гц к частоте $(\nu_0 - 30)$ Гц ось гиперболы изменяется на 90° . При этом наблюдается сдвиг зоны подавления от центра на $\Delta L = 66$ мм. Следовательно, можно определить величину градиента:

$$\begin{aligned} [d^2B/dx dz]/2 &= \Delta\nu/(\gamma \Delta L \Delta L) = \\ &= (30 \text{ Гц})/[(42,57 \text{ МГц/Тл})(0,066 \text{ м})(0,066 \text{ м})] = 0,164 \text{ мТл/м}^2, \end{aligned}$$

где γ – гиромагнитное отношение протона.

Таким образом, магнитное поле исследованного томографа MAGNETOM Impact в плоскости XZ будет в первом приближении описываться следующим выражением:

$$B(x,z) = B_0 + [0,164 \text{ мТл/м}^2] XZ.$$

Кроме этого, рассмотрение томограмм показывает наличие неоднородности поля в виде поверхностей эллиптического параболоида, однако эта неоднородность присутствует с меньшим весом, чем рассмотренная выше.

Очевидно, что для надежного клинического применения режима получения томограмм с подавлением сигналов жира требуется выполнение коррекции однородности магнитного поля. Устранить неоднородность поля можно с помощью установки в полости сверхпроводящего магнита небольших ферромагнитных пластин-вкладышей.

Обсуждаемый метод визуализации неоднородностей магнита может являться основой для автоматизированной процедуры корректировки поля. При наличии набора токовых компенсаторов, корректирующих разные квадратичные неоднородности, достаточно процедуры шагового поиска оптимальных токов компенсации при достижении одинаковой интенсивности сигналов от центральной области шара (на томограммах типа рис. 3) с максимальным расширением этой области до границ шара.

Авторы выражают благодарность профессору В.А. Иванову за интерес к настоящей работе и подробное обсуждение ее результатов.

ПРЯМАЯ И ОБРАТНАЯ ЗАДАЧИ СИНТЕЗА МАГНИТНОГО ПОЛЯ В ЯМР-ТОМОГРАФЕ

В.С. Сизиков, М.Я. Марусина, С.В. Иванов, Т.Б. Колобухова,
Д.Б. Николаев, Д.Ю. Соколов, Е.В. Хомутникова

Введение

В ЯМР-томографии исключительно важной является задача создания высокооднородного магнитного поля внутри ЯМР-томографа. Относительная неоднородность напряженности магнитного поля H в пределах рабочего объема должна быть порядка $\Delta H / H \sim 10^{-5} - 10^{-6}$ [1–4]. Это позволит эффективно решать основную задачу ЯМР-томографии – задачу реконструкции ЯМР-изображений [1, 2, 4].

Как правило, задача создания высокооднородного магнитного поля решается путем введения соленоидальных корректирующих катушек различного порядка [5]. Однако это является довольно сложной технической задачей. В данной статье рассматривается другой подход к решению задачи формирования высокооднородного поля в ЯМР-томографе. Этот подход основан на расчете такого закона распределения тока вдоль обмотки (несоленоидальной) катушки, что он обеспечит высокую однородность магнитного поля внутри катушки. Такая задача называется *задачей синтеза магнитного поля* внутри катушки ЯМР-томографа [4, с. 55; 6]. Мы будем рассматривать в основном задачу синтеза на оси катушки как наиболее простую задачу. После ее решения можно рассматривать также вопрос о магнитном поле во всем рабочем объеме томографа.

Постановка задачи

Впервые задача синтеза магнитного поля была сформулирована К. Адамиаком [6] (а затем в работах [7] и [4]). Однако в работе К. Адамиака [6] был допущен ряд неточностей. Поэтому мы будем формулировать заново ряд положений его работы [6], а также выполним дальнейшее развитие его идеи.

Итак, рассмотрим следующую задачу ЯМР-томографии: определить распределение плотности тока J вдоль обмотки катушки по заданной напряженности магнитного поля H на ее оси. Это – *задача синтеза магнитного поля* на оси катушки ЯМР-томографа. Задача синтеза может быть прямой и обратной (см. ниже). Сочетание прямого и обратного подходов повышает эффективность решения задачи синтеза. В этом смысле данную работу следует рассматривать как продолжение работы [8], в которой акцент сделан на обратной задаче.

Будем рассматривать, главным образом, случай $H = \text{const}$, а также случай цилиндрической катушки с бесконечно тонкой обмоткой. Кроме того, будем рассматривать лишь основной магнит и статическое поляризующее поле (не касаясь градиентных полей).

На рис. 1 изображен случай бесконечно тонкой обмотки цилиндрической катушки, где $a \in [-l, l]$ – расстояние вдоль обмотки катушки, $z \in [-l, l]$ – расстояние от центра катушки вдоль ее оси, l – полудлина катушки, $H(z)$ – заданная напряженность магнитного поля на оси катушки (в частности, $H(z) = H = \text{const}$), $J(a)$ – искомое распределение тока вдоль обмотки катушки, R – радиус катушки.

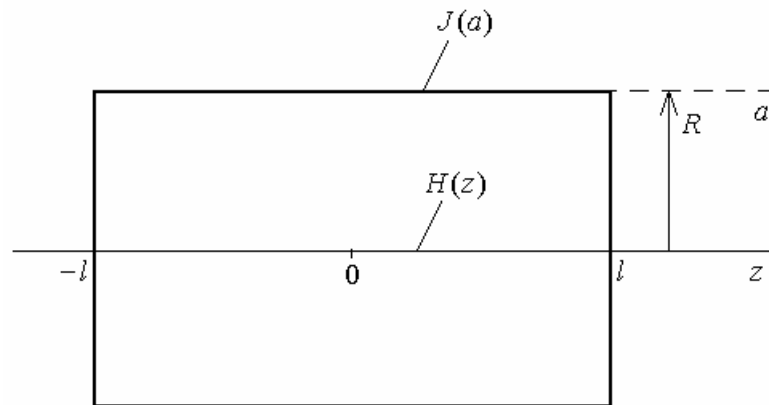


Рис. 1. Цилиндр с бесконечно тонкой обмоткой

З а м е ч а н и е. В случае неоднородного распределения плотности тока $J(a)$ вдоль обмотки нецелесообразно говорить о соленоиде. Напомним, что *соленоид* – это единый, намотанный на цилиндр провод с $J(a) = \text{const}$. В данном же случае (когда $J(a) \neq \text{const}$) нужно говорить, например, о катушке следующего типа (см. рис. 2).



Рис. 2. Техническая реализация в виде изолированных витков обмотки

Имеется один общий источник напряжения U . От него делается N отводов с сопротивлениями $\rho(a) = U/J(a)$, где N – число витков обмотки катушки. Каждый отвод передает ток $J(a)$ только на один, соответствующий ему виток обмотки, изолированный от других витков. В результате получается обмотка из N изолированных друг от друга витков, в каждой из которых течет свой ток $J(a)$.

Случай бесконечно тонкой обмотки, прямая задача

Полагаем, что имеется бесконечное множество витков, намотанных на цилиндр радиуса R и полудлины l и имеющих плотность тока $J(a)$ (см. рис. 1). В этом случае получим следующее выражение для суммарной напряженности магнитного поля в точке с координатой z на оси цилиндра с бесконечно тонкой обмоткой [8]:

$$H(z) = \int_{-l}^l \frac{J(a)R^2 da}{\sqrt{[R^2 + (z-a)^2]^3}}. \quad (1)$$

Вычисление напряженности поля $H(z)$ по заданному распределению тока $J(a)$ согласно (1) есть *прямая задача*.

Анализ прямой задачи показывает, что при $J(a) = \text{const}$ поле $H(z)$ падает от центра катушки к ее краям, а вне катушки $H(z) \sim |z|^{-3}$ при $|z| \rightarrow \infty$.

Обратная задача

Запишем (1) в следующем виде, используя при этом безразмерные переменные $s = a/R$, $x = z/R$, $s_0 = l/R$:

$$\int_{-s_0}^{s_0} K(x,s) J(s) ds = H(x), \quad -s_0 \leq x \leq s_0, \quad (2)$$

где

$$K(x,s) = \frac{1}{\sqrt{[1 + (x-s)^2]^3}}. \quad (3)$$

Соотношение (2) есть интегральное уравнение Фредгольма I рода, где $H(x)$ – задаваемая правая часть (напряженность магнитного поля на оси катушки), например, $H(x) = H = \text{const}$, $K(x,s)$ – ядро интегрального уравнения, а $J(s)$ – искомая функция


(распределение тока вдоль бесконечно тонкой обмотки цилиндрической катушки ЯМР-томографа).

Задача решения уравнения (2), как известно, является некорректной (сильно неустойчивой) задачей [4, 6, 7, 9, 10].

Решение уравнения (2) и его техническая реализация (см. рис. 2) позволят в принципе создать на оси катушки ЯМР-томографа поляризующее поле с заданным законом изменения его напряженности, в частности, $H(x) = H = \text{const}$.

Решение интегрального уравнения (2)

Анализ уравнения (2), выполненный в работе [8], показал, что функция $J(s)$ при $s \in [-s_0, s_0]$ должна быть неотрицательной симметричной, монотонно возрастающей с

ростом  и обращаемой в бесконечность при $|s| \rightarrow s_0 - 0$.

Рассмотрим вопрос о численном решении уравнения (2). Учитывая некорректность уравнения (2), воспользуемся методом регуляризации Тихонова [4, 9, 10]. В работе [6] также использован метод регуляризации Тихонова. При этом, как показало решение численных примеров [6, 8], при малых значениях параметра регуляризации α регуляризованное решение $J_\alpha(s)$ имеет большие знакопеременные флуктуации. В то же время, параметр регуляризации α должен быть действительно очень мал (порядка $10^{-5} - 10^{-10}$). Это обусловлено тем, что погрешность задания $H(x)$ отсутствует (есть только погрешности численного алгоритма и машинных вычислений). Кроме того, решение $J_\alpha(s)$ должно иметь очень большой диапазон значений (из-за сингулярности точного решения). При этом решение $J_\alpha(s)$ должно быть монотонно возрастающим от центра катушки ($s = 0$) к ее краям ($s = \pm s_0$).

Чтобы регуляризованное решение $J_\alpha(s)$ было таковым, а именно, неотрицательным и монотонно возрастающим от центра катушки к ее краям, нужно воспользоваться методом регуляризации Тихонова с ограничениями на решение.

В [9, с. 118] о г р а н и ч е н и я учитываются таким образом, что решение $J_\alpha(s)$ ищется на множестве неотрицательных монотонно невозрастающих функций. Однако такому условию удовлетворяет лишь левая половина решения $J_\alpha(s)$, т.е. при $s \in (-s_0, 0]$. Поэтому в работе [8] уравнение (2) модифицировано к виду:

$$\int_{-s_0}^0 R(x, s) J(s) ds = H(x), \quad -s_0 \leq x \leq 0, \quad (4)$$

где новое ядро равно

$$R(x, s) = \frac{1}{\sqrt{[1 + (x + s)^2]^3}} + \frac{1}{\sqrt{[1 + (x - s)^2]^3}}. \quad (5)$$

Для такой функции $J(s)$, $s \in [-s_0, 0]$, можно использовать условие, что это – неотрицательная монотонно невозрастающая функция.

Итак, решение $J(s)$ будем искать в левом полупространстве, т.е. при $s \in (-s_0, 0]$, после чего в правом полупространстве $J(s) = J(-s)$, $s \in [0, s_0]$.

Для получения численного решения $J_\alpha(s)$ методом регуляризации Тихонова на множестве неотрицательных монотонно невозрастающих функций можно воспользоваться программой PTIPR на Фортране [9, с. 118, 174].

Пример: решение методом регуляризации с ограничениями

С помощью программы RTIPR был решен следующий п р и м е р (типа [4, с. 57], [6]): $s_0 = 1$, шаг дискретизации $h = \Delta s = \Delta x = 0.0125$, число шагов дискретизации в левом полупространстве $n = s_0/\Delta s = 80$ (общее число витков $N = 2n + 1 = 161$), поле $H(x) = H = \text{const} = 1$, $-s_0 \leq x \leq s_0$.

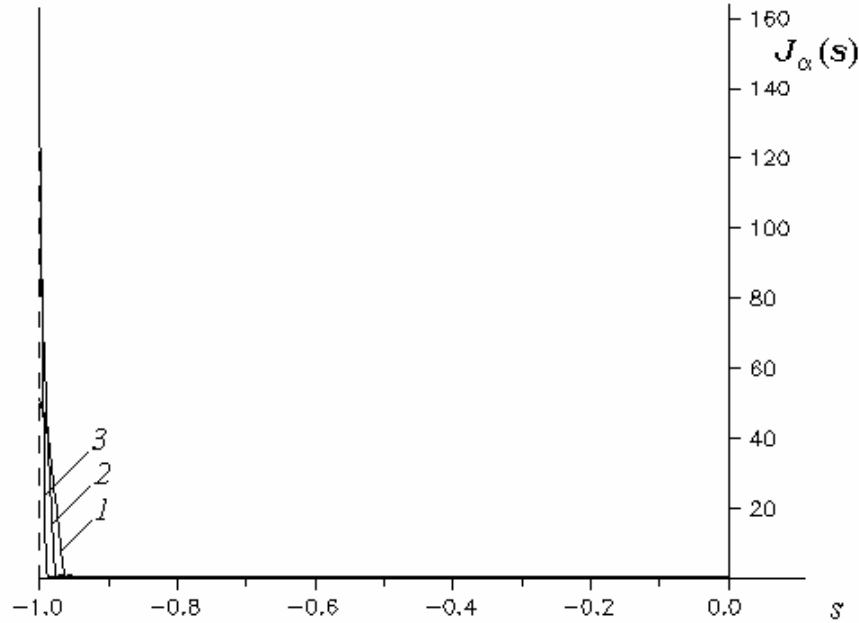


Рис. 3. Регуляризованное решение с ограничениями

Задача решалась для ряда значений параметра регуляризации α . На рис. 3 отображены полученные решения $J_\alpha(s)$ при $\alpha = 10^{-6}$ (кривая 1), $\alpha = 10^{-7}$ (кривая 2) и $\alpha = 10^{-8}$ (кривая 3).

На рис. 4 отображены соответствующие найденным решениям $J_\alpha(s)$ распределения напряженности магнитного поля (см. (4))

$$H_\alpha(x) = \int_{-s_0}^0 R(x,s) J_\alpha(s) ds, \quad -s_0 \leq x \leq 0, \quad (6)$$

при $\alpha = 10^{-6}$ (кривая 1) и $\alpha = 10^{-8}$ (кривая 3).

При этом интеграл в (4) расписывался, а в (6) вычислялся по формуле трапеций с постоянным шагом Δs .

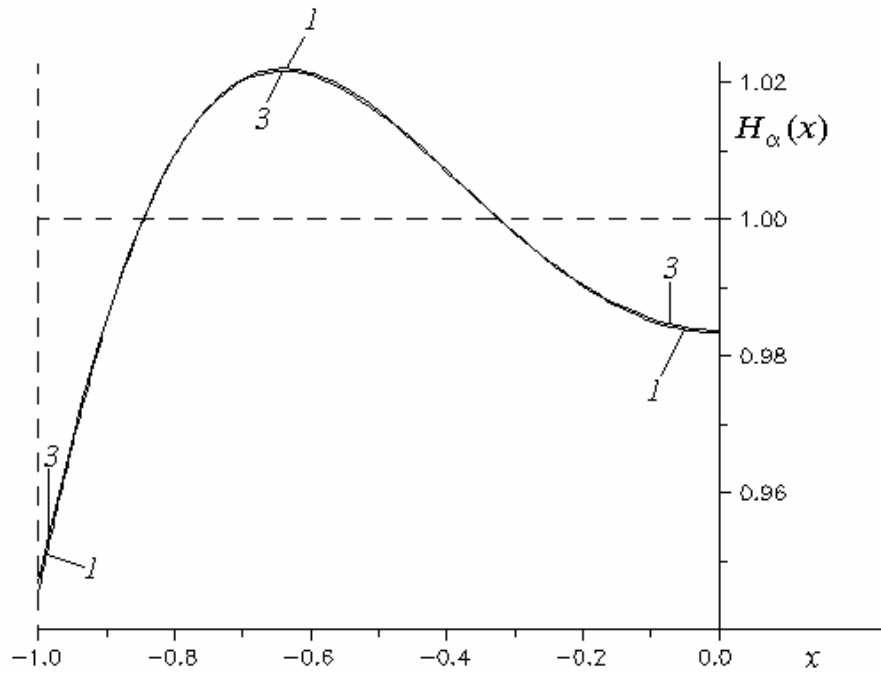


Рис. 4. Напряженность магнитного поля

Рис. 3 показывает, что с уменьшением α отношение $J_\alpha(-s_0)/J_\alpha(0)$ возрастает и решение $J_\alpha(s)$ переходит в сингулярную функцию. А рис. 4 показывает, что с уменьшением α относительная неоднородность поля

$$\Delta H_{\alpha \times \square} = \frac{\|H_\alpha - H\|}{\|H\|}$$

убывает, где $H = 1$ – точное решение.

Решение путем приближения к δ -функции

Данный пример был решен также следующим способом. Искомая функция $J(s)$ полагалась равной (приближение к δ -функции)

$$J(s) = \begin{cases} J_0, & s = -s_0 + 0, \\ J, & s \in (-s_0, 0], \end{cases} \quad (7)$$

где $J = \text{const} = 1$, а J_0 варьировалось. При этом интеграл в (4) расписывался по формуле трапеций, и напряженность $H(x)$ рассчитывалась как

$$H(x) = h \sum_{j=0}^n p_j R(x, s_j) J(s_j),$$

где $s_j = -s_0 + h \cdot j$, $p_j = \begin{cases} 0.5, & j = 0 \text{ или } j = n, \\ 1, & 0 < j < n. \end{cases}$

На рис. 5 приведены рассчитанные напряженности $H(x)/H(0)$ при $J_0 = 110$ (кривая 1), $J_0 = 120$ (кривая 2) и $J_0 = 130$ (кривая 3). Видим, что при некотором J_0 однородность поля (кривая 2 на рис. 5 при $|x| \leq 0.5s_0$) в среднем порядка $10^{-3} - 10^{-4}$. При этом с увеличением числа витков N неоднородность поля уменьшается, как показывает сравнение данных результатов с результатами работы [8].

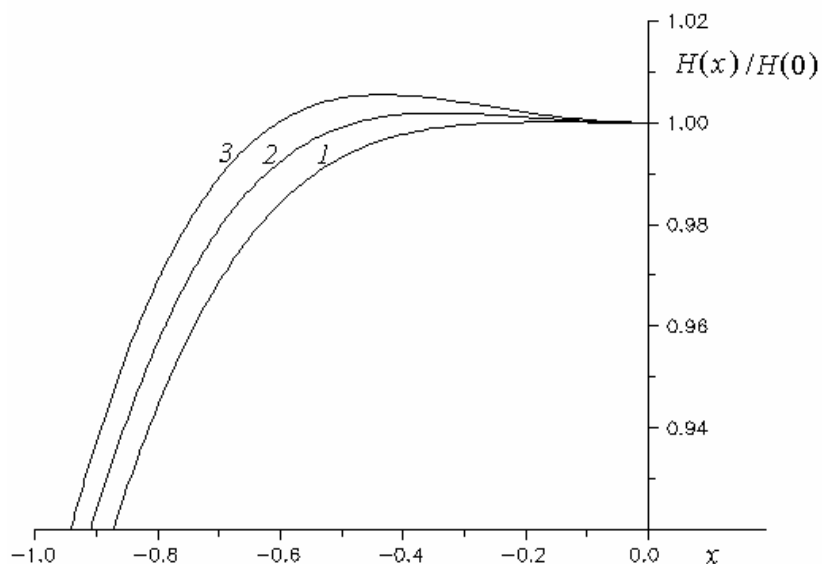


Рис. 5. Напряженности магнитного поля при различных значениях J_0

Можно сделать следующие выводы.

1. Если распределение тока $J(s)$ вдоль обмотки катушки ЯМР-томографа сделать однородным, за исключением крайних витков (т.е. типа (7)), то это позволит повысить однородность магнитного поля $H(x)$ на оси катушки. Данный вывод можно рассматривать как математическое обоснование метода корректирующих катушек Галайдина–Замятина.

2. При распределении тока типа (7) можно использовать обмотку катушки в виде соленоида (за исключением крайних витков).

3. Неоднородность поля порядка $10^{-3} - 10^{-4}$, достигаемая изложенным в данной статье методом, может использоваться как хорошее начальное приближение в методе корректирующих катушек.

Литература

1. Лич М. Получение ЯМР-изображений с пространственной локализацией // Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Уэбба. М.: Мир, 1991. Т. 2. С. 105–231.
2. Cho Z.H., Jones J.P., Singh M. Foundation of Medical Imaging. N.Y.: Wiley. 1993.
3. Галайдин П.А., Замятин А.И., Иванов В.А. Основы магниторезонансной томографии. Уч. пособие. СПб.: Изд-во СПбГИТМО(ТУ), 1998.
4. Сизиков В.С. Математические методы обработки результатов измерений. СПб.: Политехника, 2001.
5. Галайдин П.А., Замятин А.И., Иванов В.А. Расчет и проектирование электромагнитных систем магниторезонансных томографов. Уч. пособие. СПб: Изд-во СПбГИТМО(ТУ), 1998.
6. Adamiak K. Method of the magnetic field synthesis on the axis of cylinder solenoid // Applied Physics. 1978. Vol. 16. P. 417–423.
7. Sizikov V.S. Integral equation in NMR-tomography: magnetic field synthesis on a coil axis // Proc. of the 5th Intern. Conf. IMSE98 / Ed. B.S. Bertram. Houghton, USA. 1998. P. 76–77.
8. Сизиков В.С., Ахмадулин Р.И., Николаев Д.Б. Синтез магнитного поля вдоль оси катушки ЯМР-томографа // Изв. вузов. Приборостроение. 2002. Т. 45. № 1. С. 52–57.
9. Тихонов А.Н., Гончарский А.В., Степанов В.В., Ягола А.Г. Численные методы решения некорректных задач. М.: Наука, 1990.
10. Верлань А.Ф., Сизиков В.С. Интегральные уравнения: методы, алгоритмы, программы. Киев: Наук. думка, 1986.

ВИРТУАЛЬНЫЙ МИКРОСКАНЕР ДЛЯ СКАНИРУЮЩЕГО ЗОНДОВОГО МИКРОСКОПА

А.В. Гаврилов, А.О. Голубок

В статье рассмотрены результаты разработки обучающей программы по освоению пьезодвижителей различной степени подвижности, используемых в сканирующей зондовой микроскопии, а также расчет их математических моделей. Данная разработка предполагает введение в комплекс дистанционного обучения системы "Виртуальная лабораторная работа".

Работа посвящена анализу применяемых в сканирующем зондовом микроскопе (СЗМ) [1] микродвижителей [2] и их исследованию с целью разработки приближенной математической модели, предназначенной для создания интерактивной, математизированной анимации. В ходе выполнения работы рассмотрены:

- микродвижитель в виде пьезоэлемента прямоугольного сечения с двумя и четырьмя электродами,
- микродвижитель в виде тонкостенной цилиндрической трубки с шестью электродами.

Во всех случаях предусмотрены вариации толщины и длины элемента, а также напряжения между электродами.

При разработке системы интерактивной анимации [3] были заложены следующие возможности:

- взаимодействие с пользователем системы и представление реакции программы на его действия;
- демонстрация наиболее наглядным способом особенностей и возможностей различных типов микродвижителей и параметров их работы.

Практическая значимость исследования заключается в том, что рассматриваемые микродвижители будут служить модулями виртуального СЗМ. Кроме того, исследуемая система открывает перспективы для ее применения в качестве интерактивного пособия по изучению устройства СЗМ и приемов работы с ним. Данная разработка может быть использована как электронная документация к прибору или в рекламных целях, а также для создания и внедрения в учебный процесс системы "Виртуальная лаборатория".

"Виртуальная лаборатория" представляет собой систему, состоящую из описания методики проведения лабораторной работы, лабораторной установки приборов, экспериментальной части на основе математической модели эксперимента и электронного отчета. Весь процесс работы должен происходить в интерактивном режиме с сохранением результатов для контроля.

Рассматриваемую систему целесообразно создавать на основе Интернет- технологий с включением в комплекс дистанционного обучения (рис. 1) и применением языков Java, Perl, Visual Basic, особенно Flash [3].

Отличительной особенностью языка Flash является возможность создания интерактивного фильма, в котором реализуются взаимодействие с пользователем, циклическая анимация, анимация по программному переходу, математизированная анимация, что дает широкие возможности для создания Интернет-приложений [3]. Кроме этого, пакет Macromedia Flash 5.0 был выбран в связи с необходимостью подключения интерактивного фильма к сайту комплекса дистанционного обучения и интерактивного просмотра непосредственно в браузере Internet Explorer 5.0 и выше за счет встроенного проигрывателя Flash-фильмов.

СЗМ, выбранный в качестве объекта для виртуализации, представляет собой сложную измерительную систему (рис. 2), чувствительным элементом которой является датчик – зонд.

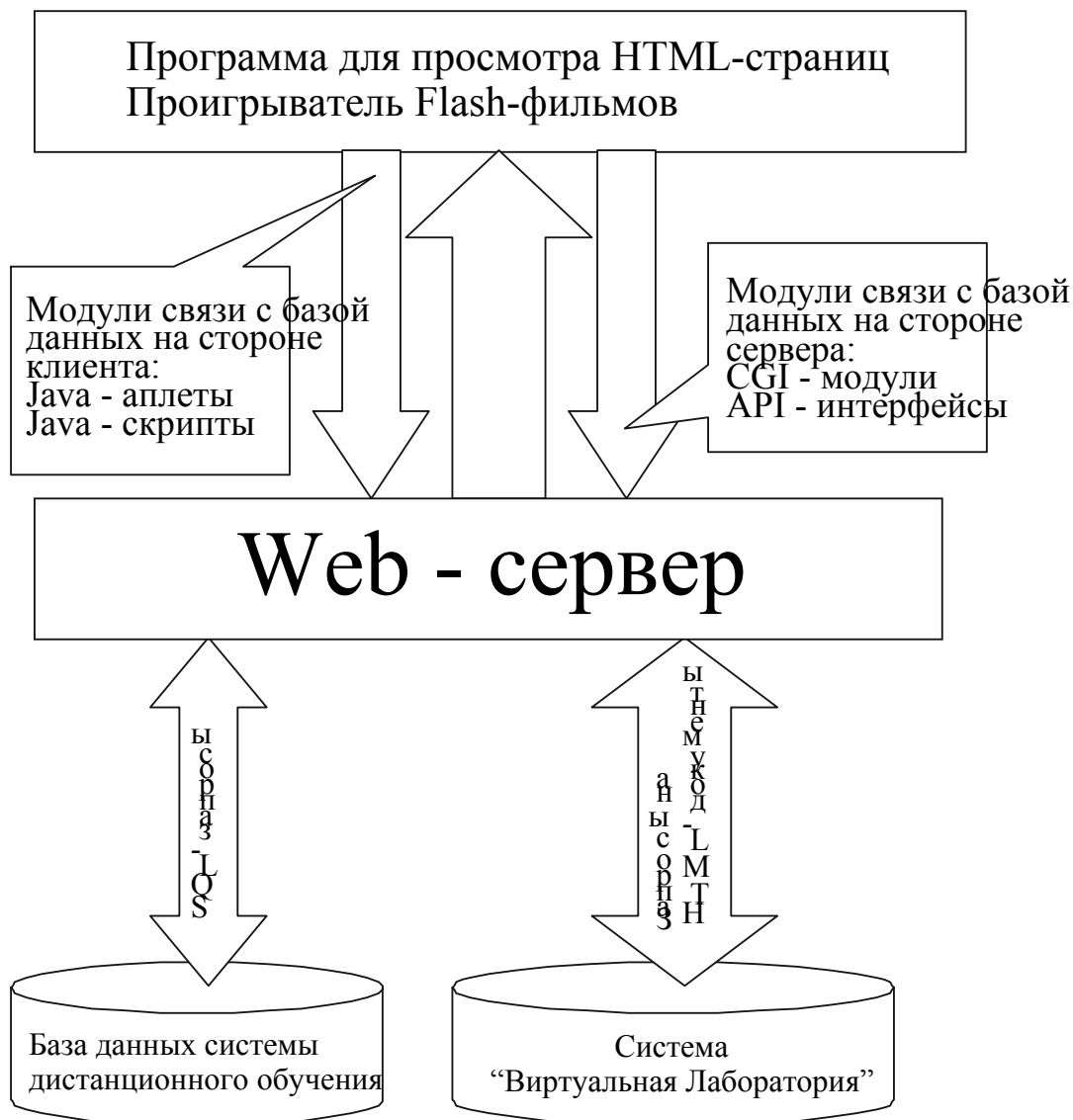


Рис 1. Схема комплекса дистанционного обучения с системой "Виртуальная лаборатория"

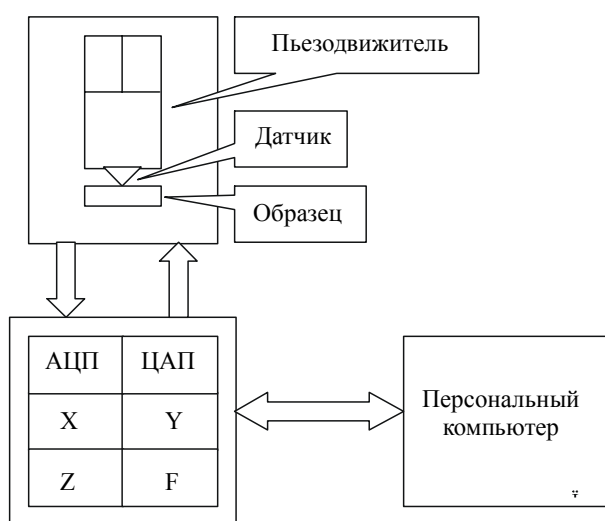


Рис. 2. Принципиальная схема СЗМ

Основным элементом позиционирования зонда является пьезодвигатель, выполняющий также функции микросканера. Наибольшее распространение получила система с зондом, установленным на трехкоординатном микродвигателе. Управление

микродвижителем ведется при помощи персонального компьютера через специальный блок управления. С помощью зонда формируется сигнал о расстоянии между ним и поверхностью образца, который преобразуется в цифровой код и далее поступает в компьютер, рассчитывающий дальнейшее перемещение зонда. Блок управления преобразует сигналы, поступающие с компьютера, в напряжение на электродах пьезодвижителя и этим обеспечивает последующее перемещение зонда. Все данные (координаты, сигналы датчика) обсчитываются и представляются в графическом и численном виде на монитор пользователя и в память компьютера как информации о рельефе поверхности образца.

Для моделирования перемещения датчика необходимо знать зависимость деформации пьезодвижителя от напряжения на электродах. Это позволит заранее определить геометрические параметры пьезодвижителя, чтобы обеспечить заданную площадь обзора образца. Разумеется, моделирование, максимально приближенное к поведению реального датчика, невозможно без учета свойств материала пьезодвижителя и процессов, протекающих в нем при деформировании.

Как известно, пьезокерамический элемент [4] представляет собой твердый диэлектрик, который при упругом деформировании поляризуется, вызывая появление разности потенциалов (прямой пьезоэффект), либо упруго деформируется при приложении разности потенциалов (обратный пьезоэффект). Самый простой из рассмотренных пьезодвижителей имеет прямоугольное сечение с двумя электродами. При приложении напряжения между электродами он изменяет свои геометрические размеры – удлиняется (укорачивается) и, соответственно, уменьшает (увеличивает) поперечное сечение. Данный тип пьезодвижителя чаще всего применяется для первичного сближения образца и зонда.

Более универсальным является пьезодвижитель прямоугольного сечения с четырьмя электродами. При приложении на две пары электродов разных по знаку напряжений он не только изменяет свои геометрические размеры, но и изгибается, что может быть использовано при сканировании в одной плоскости.

Самым эффективным и удобным для СЗМ признан трехкоординатный микродвижитель в виде трубки с шестью электродами. На всю боковую поверхность трубки снаружи и изнутри нанесены электроды. Внутренний электрод оставляют без изменений, а внешний разделяют на пять частей. При этом отделяется один сплошной электрод, занимающий две трети длины и обеспечивающий поступательное перемещение зонда. Оставшуюся часть внешней поверхности трубки, разделенную на четыре продольных электрода, используют для сканирования.

В целях создания анимационных фрагментов и определения реальных возможностей пьезодвижителя были рассчитаны машинным способом математические модели с использованием следующих соотношений:

- формула удлинения пьезоэлемента при приложении к нему напряжения

$$\Delta l = \frac{Ed\lambda}{h},$$

где E – напряженность электрического поля; d – пьезомодуль; l – длина пьезоэлемента; h – толщина пьезоэлемента;

- формула напряженности электрического поля пьезоэлемента при приложении к нему механического напряжения

$$E = d\sigma,$$

где d – пьезомодуль; σ – механическое напряжение;

- формула для расчета длины дуги окружности

$$l = \frac{\pi R \alpha}{180},$$

где R – радиус окружности; α – угол.

Для пьезодвижителя прямоугольного сечения с двумя электродами расчет длины l производился с использованием пьезомодуля d_{31}

$$\Delta\lambda = \frac{Ed_{31}\lambda}{h}.$$

При расчете толщины h использовался пьезомодуль d_3

$$\Delta h = \frac{Ed_{33}\lambda}{h}.$$

В случае пьезодвижителя прямоугольного сечения с четырьмя электродами для определения смещения от центральной оси рассчитывалось искривление пьезоэлемента. Представив элемент консолью с закрепленным концом и допуская, что искаженный элемент изгибается по дуге окружности, можно определить длины сторон пьезодвижителя как длины дуг окружностей радиуса R и $R+b$ при ширине пьезоэлемента b (рис. 3).

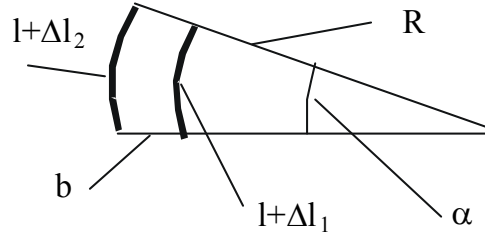


Рис. 3. Схема для расчета простейшей математической модели

Определение параметров сканирования явилось результатом решения системы уравнений:

$$\begin{cases} \lambda + \Delta\lambda_1 = \frac{\pi R \alpha}{180^\circ}; \\ \lambda + \Delta\lambda_2 = \frac{\pi(R+b)\alpha}{180^\circ}; \\ R = \frac{b(\lambda + \Delta\lambda_1)}{(\Delta\lambda_2 - \Delta\lambda_1)}; \\ \alpha = \frac{180^\circ(\lambda + \Delta\lambda_1)}{\pi R}. \end{cases}$$

Смещение незафиксированного конца пьезоэлемента Δx в направлении, перпендикулярном продольной оси, и Δy – вдоль продольной оси рассчитывалось по следующим формулам:

$$\Delta x = R \cdot (1 - \cos \alpha) = \frac{bh + E_1 d_{31} b}{(E_2 - E_1) d_{31}} \left(1 - \cos \left(\frac{180^\circ b d_{31} \lambda (E_2 - E_1)}{\pi h} \right) \right),$$

$$\Delta y = \lambda - R \sin \alpha = \lambda - \frac{bh + E_1 d_{31} b}{(E_2 - E_1)} \sin \left(\frac{180^\circ b d_{31} \lambda (E_2 - E_1)}{\pi h} \right).$$

Знаки смещений определялись знаками напряженностей электрического поля E в формулах смещений пьезоэлемента. В случае равных напряженностей расчет производился по стандартной формуле удлинения

$$\Delta x = 0,$$

$$\Delta y = \Delta\lambda_1 = \Delta\lambda_2.$$

Принятая модель также подходила для расчета пьезодвижителя в форме трубки, так как отклонения трубки происходят во взаимно перпендикулярных плоскостях и, следовательно, отклонения в одной плоскости не влияют на отклонения в другой.

Расчет перемещений пьезодвижителя производился с учетом свойств пьезокерамики $\text{Pb}(\text{ZrTi})\text{O}_3$, наиболее часто используемой в СЗМ. Это обусловлено:

- высоким коэффициентом электромеханической связи;
- сравнительно простым способом изготовления образцов и деталей любой формы;
- малым разбросом значений параметров от образца к образцу;
- хорошей временной и температурной стабильностью.

Созданный на основе рассчитанной модели интерактивный фильм представляет наглядную информацию о распространенных видах пьезодвижителей, их характеристиках и о возможностях перемещений. Фильм может работать как в демонстрационном, так и интерактивном режиме.

Сценарий фильма состоит из следующих фрагментов.

- Заставка.
- Оглавление.
- Краткая теоретическая часть с анимационным примером.
- Работа пьезодвижителя прямоугольного сечения с двумя электродами.
- Переход от пьезодвижителя с двумя электродами к пьезодвижителю с четырьмя электродами.
- Работа пьезодвижителя прямоугольного сечения с четырьмя электродами.
- Переход от пьезодвижителя с четырьмя электродами к пьезодвижителю трубчатой формы.
- Работа пьезодвижителя в форме трубки с шестью электродами.
- Установка датчика - зонда.

В результате проведенных исследований:

- построены приближенные математические модели для всех представленных видов пьезодвижителей, по которым рассчитано поведение реальных пьезодвижителей;
- установлено, что для разработки работоспособной и наглядной обучающей программы на базе Интернет-сайта целесообразно использовать возможности Macromedia Flash 5.0;
- создан интерактивный фильм, который можно применять в целях обучения, в форме электронной документации к приборам, а также для рекламы возможностей СЗМ.

Литература

1. Бухараев А. А., Овчинников Д. В., Бухараева А. А. Исследование структуры и свойств. Казанский физико-технический институт им. Е. К. Завойского КНЦ РАН, 1996. С. 10–16.
2. Джагупов Р. Г., Ерофеев А. А. Пьезокерамические элементы в приборостроении и автоматике. Л.: Машиностроение, 1986. 256 с.
3. Грибов Д.Е. Macromedia Flash 4. Интерактивная веб-анимация. М.: ДМК, 2000. 669 с.
4. Фесенко Е. Г., Разумовская О. Н. Поляризация пьезокерамики. Ростов-на-Дону: РГУ, 1983. 156 с.

Баев Андрей Петрович – канд. техн. наук, научный сотрудник НИИТМ.

Бахмат Виктор Григорьевич – начальник ПНИЛ ЖК ВВМИУ им. Дзержинского.

Бобцова Светлана Владимировна – студентка (кафедра технологии приборостроения).

Борисов Павел Александрович – студент (кафедра электротехники и прецизионных электромеханических систем).

Брусницын Петр Семенович – программист кафедры компьютерной теплофизики и экологического мониторинга.

Вадейко Илья Петрович – аспирант кафедры высшей математики.

Валетов Вячеслав Алексеевич – доктор техн. наук, профессор кафедры технологии приборостроения.

Васильев Владислав Алексеевич – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Верещагин Анатолий Юрьевич – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Волков Дмитрий Павлович – канд. техн. наук, доцент кафедры компьютерной теплофизики и экологического мониторинга.

Гаврилов Александр Владимирович – студент (кафедра материаловедения).

Гарайбех Зияд Мухаммед – аспирант кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Гвоздев Сергей Семенович – доцент кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Гоголев Л.Н. – аспирант кафедры компьютерной теплофизики и экологического мониторинга

Голов Игорь Николаевич – канд. техн. наук, первый заместитель генерального директора гос. организации "Севзапгеология", докторант кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии, e-mail: INGolov@mail.ru

Голубок Александр Олегович – доктор физ.-мат. наук, зам. директора по науке ИАнП РАН, golubok@ianin.spb.su

Гончаренко Михаил Робертович – канд. техн. наук, начальник отдела НИИТМ.

Гриншпан Вадим Сергеевич – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Гульнов Юрий Александрович – канд. техн. наук, доцент кафедры технологии приборостроения.

Гурьянов Валерий Алексеевич – ст. преподаватель кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Гутнер Игорь Евгеньевич – начальник отдела ФТУП ЦНИИ "Электроприбор".

Денисов Константин Михайлович – старший преподаватель кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Жданов Иван Николаевич – студент (кафедра электротехники и прецизионных электромеханических систем).

Иванов Андрей Юрьевич – кандидат технических наук, докторант кафедры мехатроники.

Иванов Владислав Александрович – доктор техн. наук, профессор, зав. кафедрой измерительных технологий и компьютерной томографии.

Иванов Виктор Константинович – аспирант кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Иванов Станислав Владимирович – студент (кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии).

Иванов Сергей Евгеньевич – аспирант кафедры теоретической физики и механики.

Ильина Лариса Петровна, канд. физ.-мат. наук, преподаватель кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Козаченко Александр Викторович – ассистент, аспирант измерительных технологий и компьютерной томографии.

Колобухова Татьяна Васильевна – студентка кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Кораблев Владимир Антонович – канд. техн. наук, доцент кафедры компьютерной теплофизики и экологического мониторинга.

Коровьяков Анатолий Николаевич – канд. техн. наук, доцент кафедры систем управления и информатики.

Кривошеев Александр Геннадьевич – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры теоретической физики и механики.

Кротенко Владимир Владимирович – канд. техн. наук, доцент кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Кузьмин Михаил Юрьевич – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Кузьмин Юрий Петрович – канд. техн. наук, доцент кафедры технологии приборостроения.

Куликов Дмитрий Дмитриевич – доктор техн. наук, профессор кафедры технологии приборостроения.

Лукичев Дмитрий Вячеславович – студент (кафедра электротехники и прецизионных электромеханических систем).

Макаров Сергей Леонидович – зав. лабораторией кафедры компьютерной теплофизики и экологического мониторинга.

Мануйлов Константин Викторович – аспирант кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии, главный редактор журнала "Вопросы натуральной философии".

Марусина Мария Яковлевна – канд. техн. наук, доцент кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Медунецкий Виктор Михайлович – канд. техн. наук, доцент, докторант кафедры технологии приборостроения.

Мельников Виталий Геннадьевич – канд. техн. наук, ст. научный сотрудник кафедры

Мельничук Ольга Петровна – студентка (кафедра информационных технологий и программирования).

Мещеряков Юрий Иванович – доктор физ.-мат. наук, зав. лабораторией ИПМаш РАН, ymesch@impact.ipme.ru

Мирошник Илья Васильевич – доктор техн. наук, профессор кафедры систем управления и информатики.

Мирошниченко Георгий Петрович – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры высшей математики.

Муханнад Нассар – аспирант кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Негодаев Александр Валерьевич – аспирант кафедры инженерной и компьютерной графики.

Некрасов Олег Андреевич – ст. научный сотрудник ПНИЛ ЖК ВВМИУ им. Ленина.

Неронов Юрий Ильич – доктор физ.-мат. наук, профессор кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Низковолос Владимир Бенъевич – кандидат физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник Института мозга человека РАН.

Никитина Мария Владимировна – аспирантка кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Никифоров Владимир Олегович – доктор техн. наук, профессор кафедры систем управления и информатики, проректор.

Николаев Дмитрий Борисович – студент (кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии).

Норин Александр Владимирович – канд. физ.-мат. наук, доцент кафедры высшей математики.

Осипов Дмитрий Владимирович – аспирант кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Парижский Захар Михайлович – доктор мед. наук, профессор кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Петров Сергей Алексеевич – канд. хим. наук, ст. научный сотрудник ИХС РАН, petrov_9@mail.ru

Плотников Виктор Владимирович – студент (кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии).

Полонский Юрий Зусьевич – канд. билд. наук, ст. научный сотрудник Института мозга человека РАН.

Попов Игорь Юрьевич – доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой высшей математики.

Потапов Максим Викторович – аспирант кафедры теоретической физики и механики.

Присягин Максим Владимирович – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Рыбин Андрей Владимирович – профессор university of Jyväskylä, Department of Physics, PO BOX 35, FIN-40351, Jyväskylä, Finland.

Самохвалов Антон Сергеевич – мл. научный сотрудник ИПМаш РАН, umesch@impact.ipme.ru

Сергеев Константин Александрович – аспирант кафедры систем управления и информатики, e-mail: ser_ak@mail.ru

Серебряков Сергей Алексеевич – аспирант кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Сизиков Валерий Сергеевич – доктор техн. наук, профессор кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии, e-mail: sizikov2000@mail.ru, web-site: <http://de.ifmo.ru/curs/svs.html>

Симоненко Зинаида Григорьевна – кандидат техн. наук, ассистент кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии.

Синельщикова Татьяна Юрьевна – мл. научный сотрудник ИХС РАН.

Соколов Дмитрий Юрьевич – студент (кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии).

Степанов Иван Владимирович – заместитель директора по научной работе ФГУНПП "Геологоразведка".

Суханова Жанна Борисовна – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Тимонен Юсси – professor University of Jyväskylä, Department of Physics, PO BOX 35, FIN-40351, Jyväskylä, Finland.

Толмачев Валерий Александрович – канд. техн. наук, доцент кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Томасов Валентин Сергеевич – канд. техн. наук, зав. кафедрой электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Третьяков Сергей Дмитриевич – аспирант кафедры технологии приборостроения.

Усольцев Александр Анатольевич – канд. техн. наук, доцент кафедры электротехники и прецизионных электромеханических систем.

Филиппов Александр Николаевич – канд. техн. наук, доцент кафедры технологии приборостроения.

Фролов Николай Дмитриевич – канд. техн. наук, профессор, зав. кафедрой технологии приборостроения.

Фролов Сергей Валентинович – аспирант кафедры высшей математики.

Хомутникова Елена Владимировна – студентка (кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии).

Хохлов Юрий Васильевич – и.о. ген. директора "Севзапгеология".

Чежин Михаил Сергеевич – канд. техн. наук, доцент кафедры систем управления и информатики.

Чепинский Сергей Алексеевич – аспирант кафедры систем управления и информатики.

Шапошников Алексей Снаславович – инженер ФТУП ЦНИИ "Электроприбор".

Шарков Александр Васильевич – доктор техн. наук, профессор, зав. кафедрой компьютерной теплофизики и экологического мониторинга, sharkov@itcs.spb.ru

Шеремет Владимир Ильич – вед. инженер НИИТМ.

Ярышев Николай Алексеевич – доктор техн. наук, профессор кафедры физики.

СОДЕРЖАНИЕ

ПРЕДИСЛОВИЕ	3
1. ИССЛЕДОВАНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ	5
Кривошеев А.Г. Вынужденные резонансные колебания нелинейной системы с двумя степенями свободы.....	5
Иванов С.Е. Применение метода многочленных преобразований при исследовании виброзащитных систем	9
Иванов А.Ю., Негодаев А.В. Оценка возможности применения методов исследования гибких управляемых трубок для эндоскопа.....	13
Мельников В.Г. Полиномиальная линеаризация систем модального управления и ее применение.....	17
Потапов М.В. Нелинейные динамические процессы регулирования давления сжимаемой среды в емкости постоянного объема.....	20
Ярышев Н.А. Нестационарный теплообмен объектов с внутренними адиабатически изолированными полостями	24
Гоголев Л.В., Шарков А.В. Определение температуры полиморфного превращения титановых сплавов в промышленных технологиях	32
Бахмат В.Г., Брусницын П.С., Волков Д.П., Кораблев В.А., Макаров С.Л., Шарков А.В., Некрасов О.А. Приборный комплекс для испытаний техники и средств защиты на устойчивость к мощным тепловым воздействиям.....	36
Мельничук О.П., Попов И.Ю. Вариационное доказательство существования лакуны в спектре лапласиана Дирихле для периодически связанных волноводов.....	39
Фролов С.В. Оценка резонанса для связанных высококонтрастных диэлектрических волноводов	44
Вадейко И.П., Мирошниченко Г.П., Рыбин А.В., Тимонен Ю. Аналитический вид оператора эволюции в модели Тависа-Каммингса	47
Норин А.В. Об одном обобщении теоремы Вильсона.....	50
Мещеряков Ю.И., Самохвалов А.С. Исследование динамического предела текучести конструкционных материалов при ударном нагружении	52
Петров С.А., Синельщикова Т.Ю. Синтез и исследование изоморфной емкости и свойств фаз туннельной структуры типа голландита.....	57
2. ТЕХНОЛОГИИ ТОЧНОЙ МЕХАНИКИ	61
Кузьмин Ю.П., Фролов Н.Д., Кузьмин М.Ю. Механизм образования регулярного микрорельефа на плоских поверхностях многошариковым инструментом	61
Кузьмин М.Ю. Образование регулярного микрорельефа однорядным многошариковым инструментом.....	70
Верещагин А.Ю. Высокопроизводительные методы вибронакатывания отверстий малого диаметра	73
Васильев В.А., Присягин М.В. Технология снижения адсорбционно-десорбционных способностей поверхностей, работающих в условиях высокого вакуума.....	75

Валетов В.А., Третьяков С.Д. Исследование закономерностей изменения микрогеометрии деталей при трении-скольжении	79
Гульнов Ю.А. Автоматизация проектирования технологии обработки деталей на токарно-револьверных автоматах	83
Медунецкий В.М. Технологический синтез оболочковых конструкций зубчатых венцов	86
Куликов Д.Д. Проектирование технологических процессов в среде PDM-системы	89
Суханова Ж.Б. Использование статистических методов при управлении качеством	92
Бобцова С.В., Валетов В.А. Возможности использования технологий быстрого прототипирования в приборостроении	97
Филиппов А.Н., Гриншпан В.С. Представление знаний в САПР ТП "ТЕХКОМ" с применением методов экспертных систем.....	103
3. ЭЛЕКТРОМЕХАНИКА И ЭЛЕКТРОТЕХНОЛОГИИ	108
Усольцев А.А., Лукичев Д.В. Настройка регулятора скорости в системе векторного управления асинхронными двигателями	108
Томасов В.С., Серебряков С.А., Борисов П.А. Анализ частотных характеристик обратимых источников питания транзисторных инверторов	113
Гурьянов В.А., Кротенко В.В., Томасов В.С. Цифровая система управления источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП	120
Толмачев В.А., Никитина М.В. Расчет параметров квазиустановившегося режима в источнике тока с импульсным усилительно-преобразовательным устройством и индуктивным сглаживающим фильтром	126
Толмачев В.А., Осипов Д.В. Анализ устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах импульсных источников тока программируемой формы	132
Денисов К.М., Жданов И.Н. Математическое описание микропроцессорной системы обработки сигналов СКВТ как датчика положения вала двигателя.....	137
Баев А.П., Гончаренко М.Р., Коровьяков А.Н., Серебряков С.А., Шермет В.И. Особенности проектирования четырехквadrантных асинхронных электроприводов.....	141
Мирошник И. В., Чепинский С.А. Управление многозвенными кинематическими механизмами	144
Гутнер И.Е., Никифоров В.О., Чежин М.С., Шапошников А.С. Управление бесконтактным двигателем с большим остаточным моментом	150
Сергеев К.А. Управление механическими системами в динамической внешней среде.....	156
5. ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ.....	161
Иванов В.А. Как это было: история изобретения магниторезонансных изображений	161

Парижский З.М. Современные методы внутривидения (интраскопии) в медицине	164
Голов И.Н., Сизиков В.С. Обратная задача гравиметрии как задача внутривидения	171
Козаченко А.В., Низковолос В.Б., Иванов В.А., Полонский Ю.З., Гвоздев С.С. Локализатор для компьютерной томографии.....	176
Неронов Ю.И., Гарайбех З.М., Иванов В.К. ЯМР-спектроскопия тканей головного мозга и разработка способа определения концентрации метаболитов	183
Мануйлов К.В., Симоненко З.Г., Ильина Л.П., Плотников В.В. Экспериментальные и теоретические аспекты решения параболического уравнения для случая нетрансляционного массопереноса в жидкостях	188
Степанов И.В. Описание и обоснование поверочной схемы для сейсмоприемников	192
Степанов И.В. Разработка метода измерений параметров сейсмоприемников с выходным сигналом, пропорциональным второй производной перемещений среды	195
Иванов В.А., Хохлов Ю.В. Механизм распределения вредных отходов на поверхности	198
Иванов В.К., Неронов Ю.И., Иванов В.А. Мини-ЯМР-томограф кафедры измерительных технологий и компьютерной томографии	201
Неронов Ю.И., Муханнад Нассар. Способ визуализации градиентов магнитного поля с помощью магнитно-резонансной томографии	205
Сизиков В.С., Марусина М.Я., Иванов С.В., Колобухова Т.Б., Николаев Д.Б., Соколов Д.Ю., Хомутникова Е.В. Прямая и обратная задачи синтеза магнитного поля в ЯМР-томографе	209
Гаврилов А.В., Голубок А.О. Виртуальный микросканер для сканирующего зондового микроскопа	215
НАШИ АВТОРЫ	220

Научно-технический вестник СПб ГИТМО (ТУ). Выпуск 3.
Физические процессы, системы и технологии точной механики / Главный редактор В.Н. Васильев. СПб: СПб ГИТМО (ТУ), 2001. 226 с.

**НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК
СПб ГИТМО (ТУ)
Выпуск 3
ФИЗИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ, СИСТЕМЫ И ТЕХНОЛОГИИ
ТОЧНОЙ МЕХАНИКИ
Главный редактор В.Н. Васильев**

Дизайн обложки В.А. Петров
Редакционно-издательский отдел СПб ГИТМО (ТУ)
Зав. РИО Н.Ф. Гусарова
Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99.
Подписано в печать 25.12.01.
Заказ 511. Тираж 100 экз.