

Новый метод дистанционного радиочастотно-акустического исследования жидкостей

Александр В. Крамаренко^{a,*}, Андрей В. Крамаренко^b

^aTREDEX Company Ltd., Украина, 61001, Харьков, а/я 11515

^bНТУ «ХПИ», кафедра общей и неорганической химии, Украина, Харьков, 61002, ул. Кирпичева, 2

В настоящей работе предложен новый метод исследования жидких сред, основанный на обнаруженной нами радиочастотной анизотропии ионного проводника, подвергнутого механическому или акустическому воздействию. Эффект наблюдался в процессе разработки бесконтактного радиочастотного поляриметрического кардиографа. Поворот вектора поляризации радиосигнала с частотой 433.82 МГц после прохождения через область сердца зависел от изменения ускорения крови, проходящей через камеры сердца и крупные сосуды. Выяснилось, что вектор поляризации радиосигнала поворачивается также при прохождении его через 0.9% водный раствор NaCl при любом механическом возмущении внутри раствора, например, возникновении струи или прохождении звуковой волны. Не было экспериментально обнаружено значительной разницы между поведением растворов NaCl и KCl, из чего следует, что гидродинамическая селекция ионов эффект, по-видимому, не объясняет. Полученный отклик скорее соответствует процессу изменения намагниченности в спиновых стеклах. Из характера наблюдаемого отклика авторами сделан вывод об обнаружении принципиально нового физического эффекта, открывающего широкие возможности дистанционного измерения характеристик растворов электролитов с помощью поляризованных радиочастотных сигналов.

Ключевые слова: бесконтактная кардиография, вектор поляризации, поляриметрия, водный раствор электролита, время релаксации, спиновое состояние

1. Вступление

Ещё в 1845 году Майклом Фарадеем было предсказано такое явление как поворот плоскости поляризации линейно поляризованного света в магнитном поле. И когда Джон Керр обнаружил изменение показателя преломления оптического материала, пропорциональный квадрату напряжённости электрического поля, началось широкое использование этого вновь открытого электрооптического эффекта. Необходимым условием для работы ячеек Керра, Поккельса и других было использование некой среды, которая опосредованно изменяет поляризацию проходящего через неё электромагнитного излучения. В терминах радиофизики это можно представить как параметрическое воздействие на систему: передатчик – распространение в среде – приёмник. Следовательно, весьма правдоподобно выглядит гипотеза о возможности обнаружения явления, близкого явлению Фарадея и в радиочастотном диапазоне.

В настоящей работе мы предлагаем совершенно новый метод изучения жидких проводящих сред, основанный на ранее не наблюдавшемся физическом

эффекте радиочастотной анизотропии раствора электролита, подвергнутого механическому или акустическому воздействию. По нашему мнению, метод может быть использован как в фундаментальном физико-химическом эксперименте, так и в самых разных областях индустрии, биологии и медицины, а также, возможно, океанографии и геологии.

Ранее была обнаружена разность потенциалов между точками движущегося с переменным ускорением раствора электролита [1] (переведенная на английский язык аннотация [2], английская версия [3]). Однако там не шла речь о повороте вектора поляризации радиоизлучения.

Эффект, описываемый в настоящей работе, был неожиданно обнаружен в процессе испытания разработанного нами нового типа кардиографа для полностью бесконтактного контроля сердечных сокращений, что важно для оценки состояния человека в случае, если наложение ЭКГ электродов невозможно или неудобно. Решение, предложенное в [4], аналогично нашему, но наше устройство позволяет не только обнаруживать сокращения сердца при смещении его стенок, но и получать информацию о внутрисердечном кровотоке. В этом случае сигнал записывается с использованием мощности передатчика, которая значительно ниже предложенной авторами [4] (от –12 дБм до –6 дБм вместо +20 дБм). Более того, наше устройство работает

*Основной корреспондент

Email addresses: tredexcompany37@gmail.com

(Александр В. Крамаренко), kramarenko@kpi.kharkov.ua
(Андрей В. Крамаренко)

на более низкой частоте. Эти особенности делают его намного безопаснее при длительной записи (мониторинге) в смысле поглощенной дозы. Мы готовимся напечатать исчерпывающую статью о нашем решении в ближайшее время.

В начале работы по проектированию поляриметрического кардиографа механизм возникновения поворота вектора поляризационного рассеяния (ВПР, в нашем случае действительная часть вектора Джонса) среды [5] предполагался простым и очевидным. Ведь если миокард и отходящие от него крупные сосуды деформируются и поворачиваются в период систолы (этот факт давно и достоверно установлен динамическими исследованиями сердечной деятельности [6]), то и проходящий через область сердца поляризованный радиосигнал будет изменять поляризацию, потому что структура неоднородных тканей смещается и поворачивается. Таким образом, ожидаемый поворот вектора поляризации должен был быть синхронизирован с «внешней баллистикой» сердца.

На рисунке 1 показана блок-схема пути прохождения сигнала. РЧ-сигнал передатчика 1 возбуждает передающую антенну 2. Линейно-поляризованная волна проходит через объект 3 (здесь изображена некая абстрактная среда) и затем принимается двумя ортогонально ориентированными антеннами 5. Входные каскады 6 (X канал) и 7 (канал Y) усиливают соответствующие сигналы, которые затем передаются на амплитудные логарифмические детекторы 8 и 9. Дифференциальный усилитель 10 обеспечивает выходной сигнал, который пропорционален разности амплитуд низкочастотных сигналов. Применяется стандартная для записи ЭКГ полоса пропускания, имеющая низкочастотный срез по уровню -3 дБ на частоте 0.3 Гц. Чтобы наблюдать динамику процесса, осциллограф 11 записывает временную зависимость значения проекции ВПР на плоскость, перпендикулярную распространению волны.

Таким образом был реализован мультистатистический радиолокатор непрерывного излучения, работающий «на просвет» околосердечной области.

Нами было успешно зарегистрировано изменение поляризации радиочастотного сигнала УHF диапазона, бесконтактным методом была получена ожидаемая кардиограмма [7]. Сигнал регистрировался с минимумом артефактов и помех. Поляриметрические кардиограммы записывались синхронно со стандартной ЭКГ (рис. 2).

Однако кривые осциллограмм, полученных поляриметрическим способом, противоречили изначальной гипотезе. Они были более продолжительными, чем ЭКГ, начинались намного раньше, чем ожидалось, и заканчивались позже, что не поддавалось объяснению. Хорошее совпадение сигнала поляриметрической кардиограммы наблюдалось только с временными метками внутрисердечной (NB!) гемодинамики. Получалось, что поворот вектора поляризации связан не с «внешней», а «внутренней» баллистикой сердца, т. е. движе-

нием крови внутри него и примыкающих крупных сосудов.

У авторов появилась гипотеза, что положение вектора поляризации радиосигнала, прошедшего через околосердечную область, зависит от электрических характеристик среды, т.е. крови, через которую он проходит. И эти характеристики изменяются в процессе систола/диастола.

Из рисунка 2 видно, что начало отклонения вектора поляризации совпадает с вершиной зубца Р электрокардиограммы, т.е. началом внутрисердечного выброса крови в желудочки. Очевидно, поворот вектора поляризации радиоизлучения (если он есть) неподвижной (или движущейся стационарно) кровью не меняется со временем. Изменения могут наступать только в процессе разгона/торможения, т. е. при нестационарном движении. С этим предположением согласуется появление отклонения ВПР тогда, когда миокард начинает сокращаться, но кровь ещё практически неподвижна. Более того, сигнал поляриметрической кардиограммы фиксируется и после сердечного сокращения, когда имеется только обратный ток крови по аорте и легочной артерии, приводящий к закрытию клапанов с резким торможением потока.

Таким образом мы вправе предположить, что изменение положения вектора поляризации обусловлено не только (и не столько) смещениями и поворотами сердца, но и изменением свойств движущейся крови как раствора электролитов.

Авторы настоящей работы первоначально предполагали механизм возникновения анизотропии в растворе таким: при движении жидкости с переменным ускорением в сильных электролитах вследствие неодинаковых масс, радиусов ионов, а также отличающихся размеров оболочек гидратированных ионов, движущийся растворитель неодинаково воздействует на катионы и анионы, а, следовательно, должно возникать смещение ионов одного знака относительно противоположно заряженных. В свою очередь смещение противоположно заряженных ионов друг относительно друга должно вызывать образование параллельно ориентированных статистических дипольных структур в растворе. Тогда, при прохождении радиочастотного сигнала через движущийся с переменным ускорением раствор, вектор поляризации будет отклоняться от начального значения вследствие разного коэффициента затухания ортогонально поляризованных волн.

Однако наши дальнейшие эксперименты и расчёты показали несостоятельность такого подхода.

2. Эксперимент

Для экспериментальной проверки гипотезы зависимости ВПР от движения крови как проводящей среды нами была собрана установка (рис. 3), где между передающей и приёмной антеннами располагалась ёмкость, заполненная раствором электролита под самую

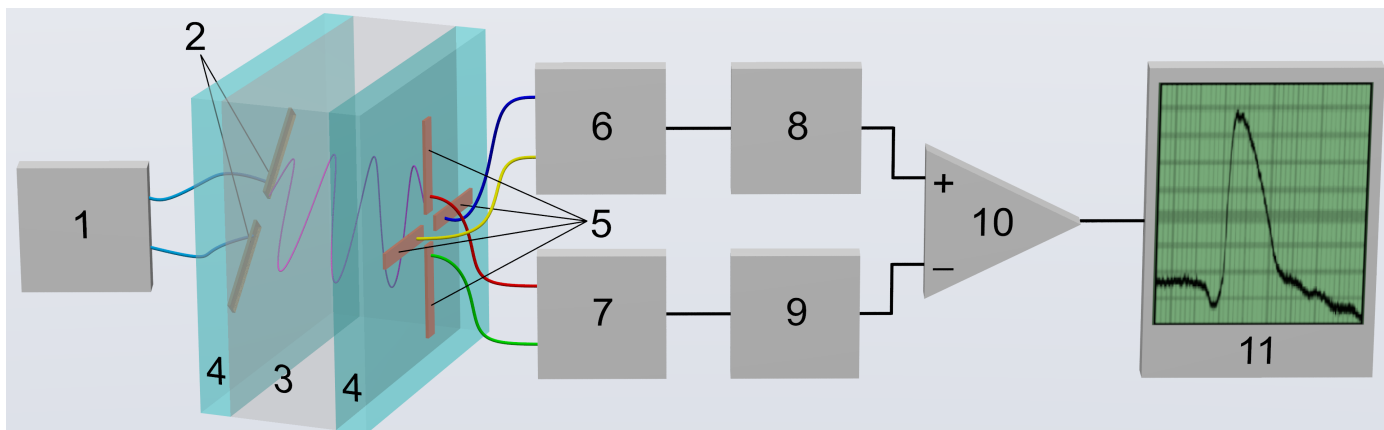


Рис. 1: Упрощённая блок-схема прибора для оценки отклонения вектора поляризации радиочастотного сигнала.

1 – передатчик 433.82 МГц, -12 дБм, поляризация линейная, непрерывное излучение; 2 – передающая антенна; 3 – исследуемый объект; 4 – диэлектрический материал; 5 – приёмные квадратурные антенны с ортогональной ориентацией; 6 – радиочастотный усилитель канала X; 7 – радиочастотный усилитель канала Y; 8 – амплитудный логарифмический детектор канала X; 9 – амплитудный логарифмический детектор канала Y; 10 – инструментальный операционный усилитель; 11 – регистрирующее устройство (по оси X время, по оси Y отклонение ВПР). Антенны показаны как полуволновые диполи Герца, понятно, что их реальная конфигурация будет другой. Передающая антенна отклонена на 45° относительно приемных.



Рис. 2: Синхронная запись поляриметрической кардиограммы (PCG) и стандартной электрокардиограммы (ECG (V3), ECG (V5))

крышку, без остатков воздуха. Это было сделано для того, чтобы раствор не колебался при движении диска, и, таким образом, не менял свою форму как единое целое, искажая тем самым поле рассеяния и влияя на результаты измерений. Раствор имел температуру окружающей среды +20°C. Внутри ёмкости свободно располагался тонкий полистироловый диск, насаженный на длинный толкатель из диэлектрического материала. Диск смещался в растворе под влиянием внешней силы, передаваемой через толкатель.

После включения регистрирующей аппаратуры диск через длинный толкатель смещался в осевом направлении под действием падающего грузика. Обеспечивалось падение груза в варианте с мягким толчком (через амортизирующую прокладку) или с резким ударом. Предварительно проверялось отсутствие откликов при движении диска в пустой ёмкости и при заполнении ёмкости дистиллированной водой. В первом случае сигнала не было вообще, во втором

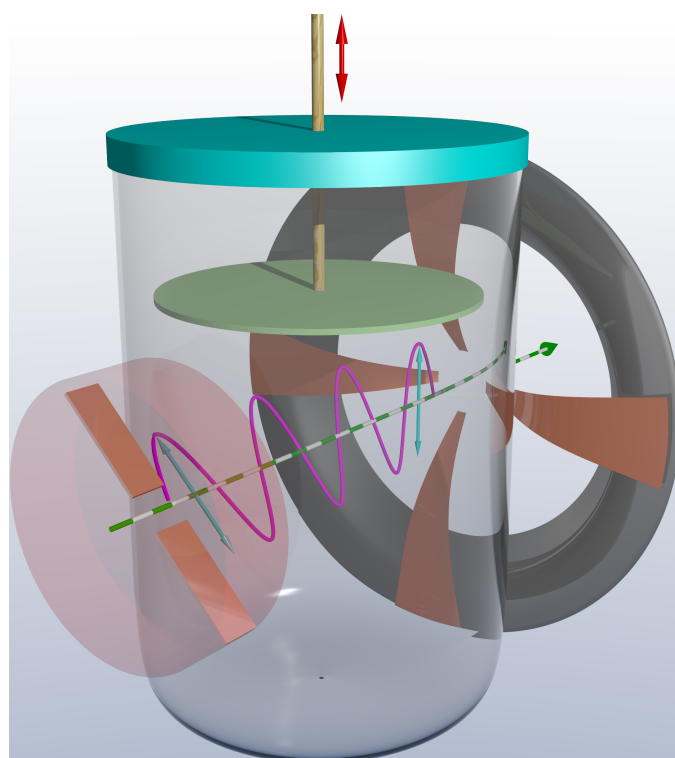


Рис. 3: Схема экспериментальной установки. Слева передающая укороченная антенна в чехле из радиопоглощающего материала, справа приёмная щелевая квадратурная антенна. Взаимная ориентация поляризаций антенн наклонена на 45°

фиксировался еле заметный сигнал на уровне шумов (при замене воды на бидистиллированную сигнал пропал полностью). Для контроля также был произведен эксперимент с дистиллированной водой, в

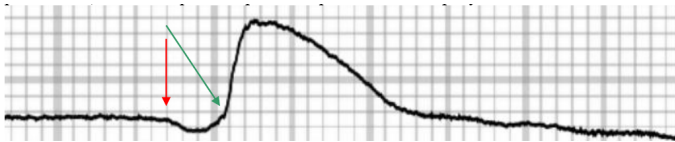


Рис. 4: Отклонение вектора поляризации при мягком толчке диска (начало и конец действия силы помечены стрелками). При эксперименте с подкрашиванием раствора было видно, что струи, обтекающие диск, движутся в обратном направлении с более высокой скоростью, чем сам диск. Сетка имеет минимальное деление 40 мсек по горизонтали и примерно 4° поворота вектора по вертикали (шкала по вертикали, к сожалению, нелинейная)

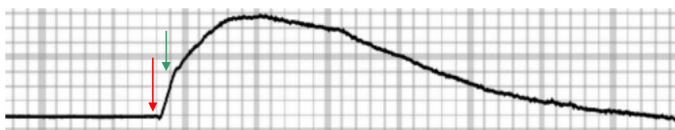


Рис. 5: То же при резком ударе по толкателю (характер течений отличался от предыдущего наблюдения)

которой медленно растворялась лимонная кислота – отклик нарастал по мере ее растворения. Регистрация производилась на той же радиочастотной аппаратуре, которая применялась для записи кардиограмм.

При заполнении ёмкости изотоническим раствором NaCl любое смещение диска всегда вызывало появление на выходе детектора высокоамплитудного сигнала. Следует заметить, что этот эксперимент легко реализуем и отличается высокой повторяемостью результатов. Несмотря на это, эффект оставался незамеченным с момента изобретения радиосвязи. Осциллограммы процесса представлены на рисунках 4 и 5.

Амплитуда выходного сигнала возрастала с увеличением ускорения толкателя. Эксперимент с более концентрированными растворами также показал, что с ростом концентрации NaCl отклик увеличивался, проходил через максимум, при приближении к насыщению раствора уменьшался и для насыщенного раствора практически перестал наблюдаться. Здесь можно сделать предположение, что описанный эффект регистрируется нашей аппаратурой только в зоне достаточно концентрированного, но ненасыщенного раствора. Опыты с перестройкой радиочастот не проводились, т.к. изначальный выбор предполагал соответствие длины полуволны радиосигнала линейным размерам сердца и крупных сосудов.

Для растворов NaCl и KCl приблизительно одинаковых молярных концентраций существенных отличий в отклике на движение диска экспериментальной установки (рис. 3) нами обнаружено не было.

Для проверки гипотезы о существовании акустического варианта эффекта производились записи с подачей нормированного по уровню и длительности сигнала на гидрофон, находящийся в ёмкости с изотоническим раствором хлорида натрия. Для раскочки гид-

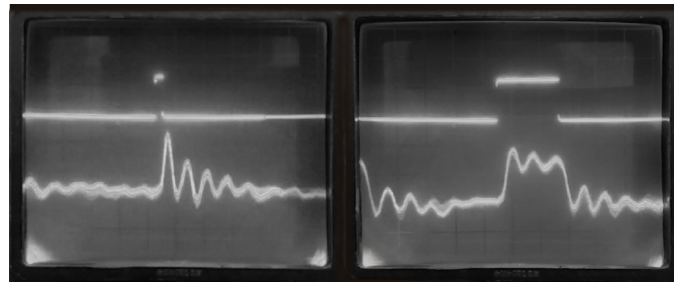


Рис. 6: Слева показан отклик системы на повторяющийся акустический импульс длительностью 1 мсек. Справа длительность импульсов и частота их посылок увеличена. Наглядно виден затухающий колебательный процесс, обусловленный, возможно, эхом в резервуаре. Верхний луч – эхоны на входе гидрофона, нижний – отклонение вектора поляризации. Подведенная к акустическому излучателю электрическая энергия импульса 1 мДж, направление распространения звука отклонено на 45° относительно вектора поляризации сигнала передатчика. Эффект удавалось уверенно наблюдать до значений подведенной энергии импульса 1 мкДж

рофона был использован оконечный каскад, работающий в ключевом режиме. С выхода операционного усилителя были записаны соответствующие осциллограммы (рис. 6, 7).

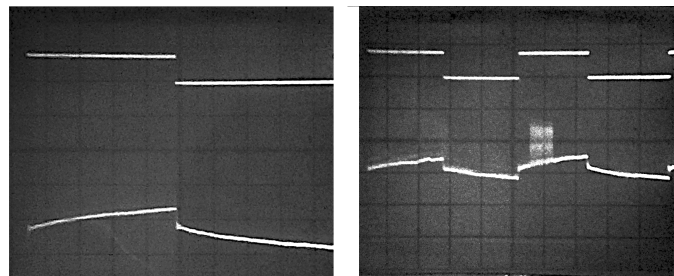


Рис. 7: Слева – реакция системы на сигнал, описываемый функцией Хевисайда. Верхний луч – напряжение на входе гидрофона, нижний – отклонение вектора поляризации. Продолжительность фрагмента записи 2.5 с. Полоса пропускания усилителей не ограничена снизу (усилители постоянного тока). Легко наблюдать, что после быстрого поворота вектора поляризации продолжается вращение в том же направлении. Справа – фрагмент записи 5 с, безуспешная попытка изменить характер поворота вектора поляризации кратковременным включением дополнительного более мощного передатчика (помеха видна на нижнем луче осциллографа)

После перестройки аппаратуры с целью расширения полосы пропускания до нулевой частоты было зарегистрировано совершенно неожиданное поведение изучаемой системы. Реакция раствора на проходящий фронт акустической волны вопреки ожиданиям была очень длительной, т.е. фиксировалась несомненная долговременная (по отношению к типичным временам релаксации растворителя) «память» системы. Кроме того, после быстрого отклонения вектора поляризации при прохождении акустической волны, его поворот продолжался, анизотропия всего объема нарастала (см. рис. 7). Рост анизотропии происходил в течение де-

сятков секунд после импульса. Отклонение вектора поляризации проходило через максимум и возвращалось к исходным значениям (до импульса) через 30 секунд и более.

Для исключения влияния «накачки» высокочастотной энергии передатчика на исследуемый объект была предпринята попытка повлиять на раствор кратковременным облучением другим, более мощным (+20 дБ) передатчиком. Частота его сигнала была той же, угол поляризации отклонен как от угла приемной, так и передающей рабочих антенн установки.

Воздействие более мощного передатчика никак не повлияло на характер изменения отклонения вектора поляризации со временем (рис. 7). Очевидно, что «влиянием наблюдателя», т. е. изменением структуры исследуемого объекта под влиянием микроомного высокочастотного радиосигнала, можно пренебречь.

Наши эксперименты не могут пока дать количественную оценку зарегистрированному феномену, внешне сходному с эффектами Керра и Покейлсона. В основных физических справочниках (например, [8]) он не упомянут. Однако влияние движения электролита с переменным ускорением на поляризацию проходящего через него радиочастотного сигнала можно считать, по мнению авторов, экспериментально доказанным.

Резюмируя произведенные наблюдения, мы должны отметить следующие экспериментальные факты:

1. Поворот вектора поляризационного рассеивания при возбуждении механического движения в чистой воде на имеющемся оборудовании не наблюдался. С ростом концентрации электролита угол поворота ВПР увеличивается (при одинаковом механическом возбуждении), однако при приближении к насыщению раствора NaCl отклик уменьшался и для насыщенного раствора практически перестал наблюдаться на имеющейся аппаратуре.
2. Эксперимент с раствором KCl, имеющим молярную концентрацию 0.157 моль/л (близкую к таковой для изотонического раствора NaCl), не выявил экспериментально заметной разницы в отклике.
3. Величина возникшей радиочастотной анизотропии зависит от энергии фронта проходящей через раствор электролита акустической волны и не зависит от мощности радиочастотного передатчика.
4. При прохождении фронта волны анизотропия возникает практически безынерционно, т.е. на имеющейся установке наблюдаемые времена были менее 50 мкс, и они, скорее всего, много меньше этой величины.
5. Анизотропия после прохождения фронта волны сохраняется в течение не менее десятков секунд, нарастая со временем (см. рис. 6, 7). Это оказалось совершенно неожиданным. Временной ход изменения анизотропии не изменяется при любых ма-

нипуляциях с мощностью и/или модуляцией радиосигнала (рис. 7). Таким образом, зарегистрирован своеобразный эффект «памяти», который требует непротиворечивого объяснения.

6. Прохождение обратного фронта акустической волны изменяет знак возникшей анизотропии (рис. 7).

3. Обсуждение

Нами была предпринята попытка количественно описать наблюдаемый эффект с точки зрения разницы в гидродинамическом поведении имеющих в растворе ионов. Мы рассмотрели простейшую одномерную парную модель – катион и анион, находящиеся на некотором расстоянии друг от друга, погруженные в бесструктурную среду с диэлектрической проницаемостью 78.54. Ускорение потока растворителя экспоненциально возрастает со временем, на каждый ион действуют две силы – кулоновская сила притяжения к иону противоположного заряда и гидродинамическая сила со стороны движущегося растворителя, увлекающего ион за собой. Поведение ионов в паре катион-анион описывается системой из двух дифференциальных уравнений.

Число гидратации для катиона натрия было взято равным 16.6 [9], для хлорид-иона – 1.5 [10]. Исходя из этих чисел оценивалась масса гидратированного иона. Коэффициенты диэлектрического трения ионов Na^+ и Cl^- были взяты из [11].

Мы оценивали ускорение потока растворителя, при котором достигается равновесие между кулоновской сближающей силой и гидродинамическими силами, отдаляющими ионы друг от друга. Начальные условия при решении системы дифференциальных уравнений подбирались так, чтобы в момент равновесия расстояние между ионами Na^+ и Cl^- приблизительно соответствовало среднему в 0.9% растворе NaCl (≈ 4.7 нм). В результате для негидратированных ионов, по нашим расчетам, момент равновесия наступил бы при ускорении растворителя $\approx 8.4 \cdot 10^{12}$ м/с². Для гидратированных ионов необходимое ускорение оказалось равным $\approx 7.7 \cdot 10^{11}$ м/с².

Во-первых, полученные огромные значения ускорений свидетельствуют о полной несостоятельности простой парной континуальной гидродинамической модели двух частиц, в которой отсутствует потенциал средней силы. Интенсивность отклика от раствора KCl также указывает на то, что гидродинамическое объяснение, как минимум, недостаточно. Если бы предложенное нами гидродинамическое объяснение было бы близко к реальности, то он (при прочих равных условиях) должен был быть много меньше, чем от раствора NaCl, т. к. для ионов K^+ и Cl^- в воде коэффициенты диэлектрического трения весьма близки друг к другу в интервале температур, по крайней мере, от +5°C

до +25°C [12, 13]. Для дальнейшей разработки гидродинамической модели, возможно, плодотворным будет применение новых теоретических подходов, способных описывать нестационарный поток жидкости на микроскопическом уровне, например так называемых теорий сложных жидкостей [14].

Во-вторых, очень вероятно, что простое гидродинамическое описание наблюдаемого эффекта даже в рамках более совершенной модели не сможет корректно объяснить явление остаточной анизотропии – «памяти», чего не должно было бы возникать, т. е. осциллограмма (при открытом входе осциллографа) должна была бы показывать обыкновенную кривую дифференцирующей цепи. Учитывая тепловое движение в растворе, вряд ли следует предполагать наличие каких-то молекулярных колебательных процессов, обуславливающих такую длительную «память» – они, несомненно, должны были быть нивелированы тепловым шумом достаточно быстро. Более того, суммарная энергия теплового движения молекул воды неизмеримо больше энергии, вносимой в систему акустическим импульсом. Энергия импульса длительностью 50 мкс, излученного гидрофоном мощностью 1 Вт, оценивалась величиной порядка 50 мкДж. Фронт такой волны, по нашим данным, поворачивает поляризационный вектор рассеяния примерно на 10°. Если предположить, что анизотропия вызвана именно ориентацией дипольных моментов молекул воды, то интегральный годограф их теплового движения, в изотропной среде представляющий собой сферу, должен стать эллипсоидом со сколько-нибудь значимой разностью большой и малой полуоси. Трудно надеяться, что акустический импульс имеющегося гидрофона способен внести достаточную для этого энергию, если учесть, что энтальпия воды при +20°C равна 84 кДж/кг (относительно тройной точки), а масса раствора в нашем эксперименте составляла около 2 кг. Оценки энергий акустического импульса и теплового движения воды отличаются приблизительно на 9 порядков.

Таким образом, по нашему мнению, наиболее вероятный физический процесс, который остается пригодным для объяснения наблюдаемых гигантских времен релаксации – это спин-спиновое взаимодействие моментов ядер атомов водорода молекул воды [15]. А наиболее близким к наблюдаемому нами отклику (по изменению во времени) является, по нашему мнению, процесс намагничивания спинового стекла [16]:

Используя свойства спинового стекла как прототип, можно сделать предположение, что поведение исследуемого в наших экспериментах раствора может быть описано моделью Эдвардса – Андерсона [17]. То есть в среде распространения акустической волны имеется не случайное направление спинов, а вырождение по различным спиновым конфигурациям, причем число возможных метастабильных состояний бесконечно велико при очень большом времени релаксации. Авторы не могут пока однозначно соотнести эти состояния с

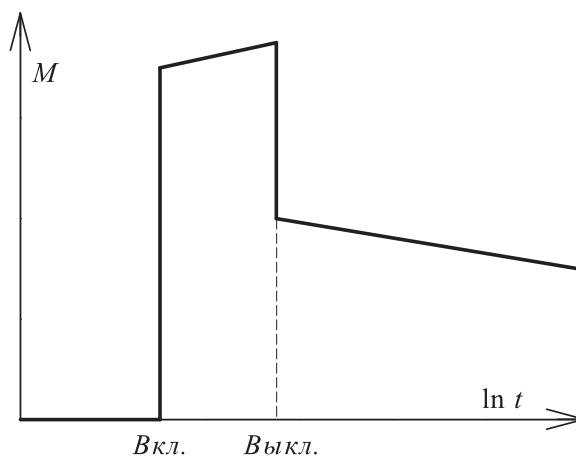


Рис. 8: Намагничивание M спинового стекла как функция времени после включения и выключения магнитного поля

имеющимися физическими объектами в исследуемом растворе электролита, будь то гидратированные ионы, отдельные молекулы воды либо их кластеры. Разумеется, здесь потребуются исчерпывающее теоретическое обоснование. Некоторую надежду на решение этого вопроса дает известный экспериментальный факт возможности разделения двух спиновых изомеров воды в весьма специфических условиях [18]. При этом времена установления равновесия между изомерами воды совпадают по порядку величины с наблюдаемыми нами временами релаксации.

4. Выводы

1. Поворот поляризации радиочастотного сигнала, скорее всего, обусловлен спиновыми эффектами, возникающими под действием внешней силы.
2. По нашему мнению, эффект найдет широкое применение в биофизике и медицине с учетом потребности в бесконтактных методах исследования. Особенно перспективным можно предполагать мониторинг состояния оператора (водителя автомобиля), где наибольшее значение имеет частота сердечных сокращений и интегральная оценка насосной функции сердца.
3. Практическое применение обнаруженного эффекта уже возможно с использованием разработанной аппаратуры и алгоритмов обработки сигнала, так как предлагаемый датчик будет выполнять функции «конечного автомата» (т. е. инвариантное во времени перекодирование). Эталонных данных в постоянном запоминающем устройстве вполне достаточно для его работы.
4. Кроме применения в медицине, полностью бесконтактный метод, по мнению авторов, может быть перспективным для промышленного применения, например, для контроля движущихся

по трубопроводам жидкостей, обнаружения недопустимых вибраций, турбулентностей и т.п.

5. Особенно важным может быть использование полляриметрического датчика в качестве гидрофона для морской воды. В таком случае устраняется фазовый переход на пути следования звуковых волн из среды, в которой они распространяются, к чувствительному элементу, как это происходит во всех существующих микрофонах. Не исключено, что чувствительность и селективность гидроакустических станций удастся повысить.
6. Измерение угла радиочастотной поляризации по мере прохождения через ткани организма единичного короткого акустического импульса позволит разработать принципиально новый метод моноимпульсной ультразвуковой интроскопии.
7. Мы полагаем, что для теоретического обоснования наблюдаемого явления необходимо широкое сотрудничество специалистов различных областей науки.

5. Благодарности

Выражаем благодарность заведующему кафедрой высшей математики Харьковского национального университета радиоэлектроники проф. А. Г. Неруху, доценту кафедры органической химии и биотехнологии Национального технического университета “Харьковский политехнический институт” И. И. Мельнику, научному сотруднику Института физики микроструктур Российской академии наук А. Н. Нечаю за плодотворное обсуждение результатов и выводов работы.

Список литературы

- [1] A. V. Kramarenko, G. P. Kulemin, A. M. Savchuk, Gemodinamicheskiy komponent jelektrokardiogrammy, *Biofizika* 41 (1996) 686–694. URL: <http://www.tredex-company.com/ru/gemodinami-eski-j-komponent-elektrokardiogrammy>.
- [2] A. V. Kramarenko, G. P. Kulemin, A. M. Savchuk, 1996, The hemodynamic component of an electrocardiogram, URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8924470>.
- [3] A. V. Kramarenko, G. P. Kulemin, A. M. Savchuk, 1996, Hemodynamic contribution to human ecg, URL: <http://www.tredex-company.com/sites/default/files/images/1996.pdf>.
- [4] F. Michler, K. Shi, S. Schellenberger, T. Steigleder, A. Malessa, L. Hameyer, N. Neumann, F. Lurz, C. Ostgathe, R. Weigel, A. Koelpin, A clinically evaluated interferometric continuous-wave radar system for the contactless measurement of human vital parameters, *Sensors* 19 (2019) 2492. doi:10.3390/s19112492.
- [5] V. N. Tatarinov, S. V. Tatarinov, L. P. Lighthart, Vvedenie v sovremennuju teoriju poljarizacii radiolokacionnyh signalov. Poljarizacija ploskih jelektromagnetnyh voln i ee preobrazovanija, volume 2 of *Polarizacija radiovoln*, Izdatelstvo Tomskogo universiteta, 2006. URL: <https://www.twirpx.com/file/2298809>.
- [6] V. M. Shipulin, S. L. Andreev, J. J. Vecherskiy, E. P. Gordov, Ispol'zovanie lazerov v serdechno-sosudistoj hirurgii: ot jeksperimenta k praktike, STT, 2010.
- [7] The video of contactless radar electrocardiography working, 2019. URL: <https://drive.google.com/open?id=1YW2i187f-ElwXTDdIpLriGv21dOLKzUR>.
- [8] J. Rumble (Ed.), CRC Handbook of Chemistry and Physics, 100th Edition, CRC Press, 2019.
- [9] V. M. Ivanov, K. A. Semenenko, G. V. Prohorova, E. F. Simonov, Natrij, Analiticheskaja himija jelementov, Nauka, 1986. URL: <http://chemteq.ru/assets/files/books/analytical/0065.djvu>.
- [10] P. R. Smirnov, Structural parameters of the nearest surrounding of halide ions in the aqueous electrolyte solutions, *Russian Journal of General Chemistry* 83 (2013) 1469–1481. URL: <https://doi.org/10.1134/S107036321308001X>. doi:10.1134/S107036321308001X.
- [11] S. Koneshan, R. M. Lynden-Bell, J. C. Rasaiah, Friction coefficients of ions in aqueous solution at 25 °C, *Journal of the American Chemical Society* 120 (1998) 12041–12050. URL: <https://doi.org/10.1021/ja981997x>. doi:10.1021/ja981997x.
- [12] M. Ueno, A. Yoneda, N. Tsuchihashi, K. Shimizu, Solvent isotope effect on mobilities of potassium and chloride ions in water at high pressure. ii. a low temperature study, *The Journal of Chemical Physics* 86 (1987) 4678–4683. URL: <https://doi.org/10.1063/1.452708>. doi:10.1063/1.452708.
- [13] M. Ueno, N. Tsuchihashi, K. Shimizu, Solvent isotope effect on mobilities of potassium and chloride ions in water at high pressure. iii. a high temperature study, *The Journal of Chemical Physics* 92 (1990) 2548–2552. URL: <https://doi.org/10.1063/1.457947>. doi:10.1063/1.457947.
- [14] B. Eisenberg, Mass action in ionic solutions, *Chemical Physics Letters* 511 (2011) 1–6. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0009261411006269>. doi:10.1016/j.cplett.2011.05.037.
- [15] J. Casanueva, J. S. Fabiàn, E. Dièz, A. Esteban, Nmr spin-spin coupling constants in water molecule: equilibrium and rovibrational values, *Journal of Molecular Structure* 565-566 (2001) 449 – 454. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002228600009042>. doi:[https://doi.org/10.1016/S0022-2860\(00\)00904-2](https://doi.org/10.1016/S0022-2860(00)00904-2).
- [16] V. Kincl', Spinovye stekla kak model'nye sistemy dlja nejronnyh setej, *Usp. fiz. nauk* 152 (1987) 123–131. URL: <https://ufn.ru/ru/articles/1987/5/d/>. doi:10.3367/UFNr.0152.198705d.0123.
- [17] S. F. Edwards, P. W. Anderson, Theory of spin glasses, *Journal of Physics F: Metal Physics* 5 (1975) 965–974. URL: <https://doi.org/10.1088/2F0305-4608/2F5/2F5/2F017>. doi:10.1088/0305-4608/5/5/017.
- [18] V. I. Tikhonov, A. A. Volkov, Separation of water into its ortho and para isomers, *Science* 296 (2002) 2363–2363. URL: <https://science.sciencemag.org/content/296/5577/2363.full.pdf>. doi:10.1126/science.1069513.