

УДК 534.222

**О.С. Борисова, В.А. Воронин, Н.Н. Куценко, А.В. Леонова, И.Б. Старченко,  
Н.Н. Чернов**

**МОДЕЛИРОВАНИЕ НЕЛИНЕЙНЫХ СРЕД И СИГНАЛОВ В АКУСТИКЕ  
И МЕДИЦИНЕ**

*Рассматриваются модели процессов в нелинейных и биологических средах: процесс прохождения ультразвуковых колебаний через границы раздела слоистой структуры биологических объектов; модель простых волн, распространяющихся в нелинейной среде, и закона распределения акустического давления; модель мезоскопической электрической активности кортекса.*

*Ультразвук; биоткань; коэффициент прохождения; фокусное пятно; статистическая акустика; кортекс; мезоморфная модель.*

**O.S. Borisova, V.A. Voronin, N.N. Kutsenko, A.V. Leonova, I.B. Starchenko,  
N.N. Chernov**

**SIMULATION OF NONLINEAR MEDIUMS AND SIGNALS IN ACOUSTICS  
AND BIOENGINEERING**

*The next models of processes in nonlinear and biological mediums are considered: ultrasound transmission through layers of biological objects; plane waves' propagation in nonlinear medium and their acoustical pressure distribution law; mesomorphic electrical cortical activity.*

*Ultrasound; bio medium; transmission factor; focus spot; statistical acoustics; cortex; mesomorphic model.*

Моделирование представляет собой мощный метод научного познания, при использовании которого исследуемый объект заменяется более простым объектом, называемым моделью. Результативность моделирования значительно возрастает, если при построении модели и переносе результатов с модели на оригинал можно воспользоваться некоторой теорией, уточняющей связанную с используемой процедурой моделирования идею подобия. Данный подход реализован на примерах из акустики и биомедицины.

**Модель слоистой структуры биообъектов.** Использование поля мощных фокусирующих преобразователей в режиме излучения для целей медицинской хирургии и диагностики приводит к необходимости исследований влияния свойств различных биологических сред на распространение ультразвуковых волн.

Рассмотрим геометрию задачи прохождения звуковых волн через границы раздела: вода, жировая и мышечная ткань (рис. 1). Из полубесконечной среды 1 под произвольным углом падает плоская волна, пройдя жировой слой 2, ультразвуковая волна попадает в полубесконечную среду 3 – мышечную ткань. Плоскость падения волны будем считать совмещенной с плоскостью  $xz$ . Параметры искомого поля могут быть получены посредством введения соответствующих числовых значений коэффициентов прохождения.

Тогда коэффициент прохождения  $W$  при произвольном угле падения плоской волны на границы раздела для системы двух слоев, определяющийся из условий на границе, задается формулой

$$W = A_1 / A_3 = \left[ 2Z_1 / (Z_1 + Z_2) e^{i\phi_1} \right] \times \left[ \frac{Z_1 - iZ_2 \operatorname{tg}(\phi_2)}{Z_2 - iZ_1 \operatorname{tg}(\phi_2)} Z_2 + Z_2 \right] / \left[ \frac{Z_1 - iZ_2 \operatorname{tg}(\phi_2)}{Z_2 - iZ_1 \operatorname{tg}(\phi_2)} Z_2 + Z_3 \right] e^{i\phi_2}. \quad (1)$$

График зависимости коэффициента прохождения от угла падения для частот: 1; 1,5; 2; 3 МГц представлен на рис. 2,а.

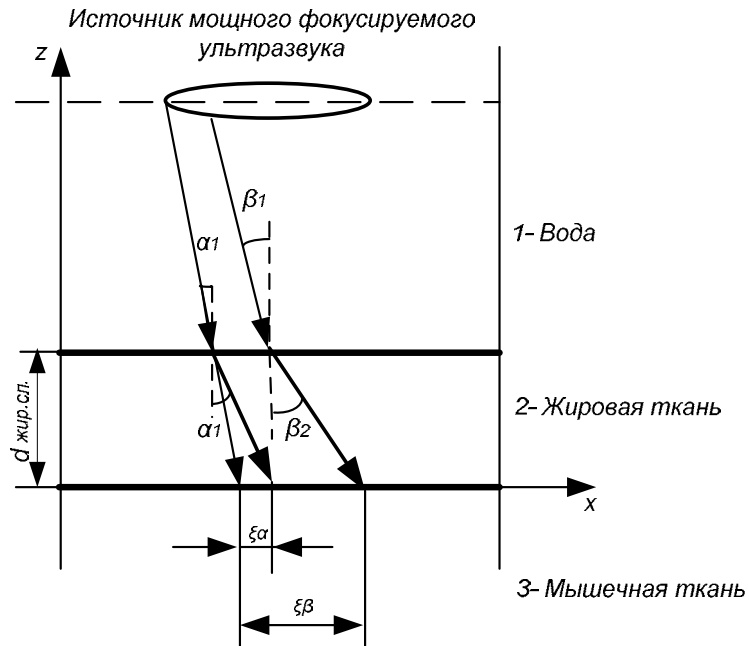


Рис. 1. Модель задачи прохождения

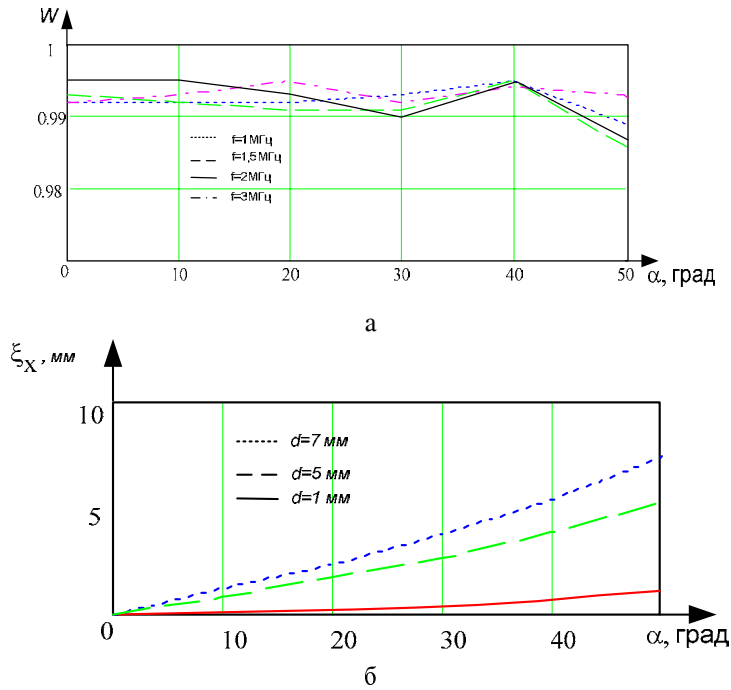


Рис. 2. Моделирование задачи прохождения через слой: а – зависимость коэффициента прохождения от угла падения; б – зависимость координаты точки фокусировки от угла падения

На рис. 2,а видно, что коэффициент прохождения при изменении угла ввода изменяется нелинейно, имея свои максимумы и минимумы, характер изменения коэффициента прохождения в зависимости от частоты излучателя слабо выраженный. Учитывая коэффициенты преломления сред, были рассмотрены особенности фокусировки акустической волны внутри биологического объекта рис. (1 и 2,б). Видно, что в зависимости от угла ввода акустический луч смещается относительно начального положения, так если бы он входил в биоткань нормально. Толщина жирового слоя значительно влияет на изменение координаты точки фокусировки. Если при малых толщинах (порядка 1 мм) жирового слоя такое смещение незначительно, то уже при толщине 5 мм смещение достигает размеров больших, чем фокусное пятно. Таким образом, при различных углах вхождения, а также в зависимости от толщины слоя, имеет место расфокусировка ультразвукового луча, в результате чего происходит размывание фокусного пятна. А, учитывая, что диаметр фокусного пятна соответствует диаметру конкремента и варьируется в пределах от 3 до 5 мм, допускать такую расфокусировку невозможно, так как появляется опасность не только не разрушить конкремент, но и повредить прилегающие к нему ткани организма.

Решение поставленной задачи позволит проводить корректировку сфокусированного терапевтического луча и повысить точность при диагностике заболеваний и визуализации внутренних органов.

**Модель простых волн в нелинейной среде.** При распространении в сплошной среде механические волны меняют свою форму и, соответственно, закон распределения мгновенных значений акустического давления. Причем, как было показано в [3], если искусственно задавать закон распределения излучаемого сигнала (например, нормальный закон), то по его изменению можно судить о степени нелинейности жидкой среды.

В адиабатическом приближении уравнение состояния имеет вид [4]

$$\frac{p}{p_0} = \left( 1 + \frac{\gamma - 1}{2} \frac{u}{c_0} \right)^{\frac{2\gamma}{\gamma - 1}}. \quad (1)$$

Для гармонических волн  $u(t) = a \cdot \sin(\omega t)$ ,  $M = a / c_0$  – амплитудное число Маха. На рис. 3 показаны графики (1) для различных значений  $M$  и соответствующие графики законов распределения.

Экспериментальные измерения проводились в гидроакустическом бассейне кафедры ЭГА и МТ ТТИ ЮФУ. На рис. 4 приведены осциллограммы акустических сигналов (частота 135 кГц) на различных расстояниях от излучателя ( $l$  – расстояние от излучателя,  $l_d$  – длина зоны дифракции) и соответствующие графики плотности вероятности.

Экспериментальные исследования показали, что основные изменения формы закона распределения мгновенных значений давления, обусловленные нелинейностью среды, происходят в ближней зоне излучателя.

**Модель электрической активности кортекса.** Одним из путей изучения закономерностей переработки информации мозгом является анализ электроэнцефалограммы человека. ЭЭГ – один из самых информативных показателей локальных и общих физиологических и патологических перестроек функционального состояния мозга человека, например, таких, как эпилепсия. Для исследования электриче-

ской активности мозга человека, записанной во время приступа эпилепсии, была разработана математическая модель мезоскопической электрической активности кортекса [5]. Мезоскопические модели аппроксимируют усредненную активность, или усредненное поле, совокупности клеток.

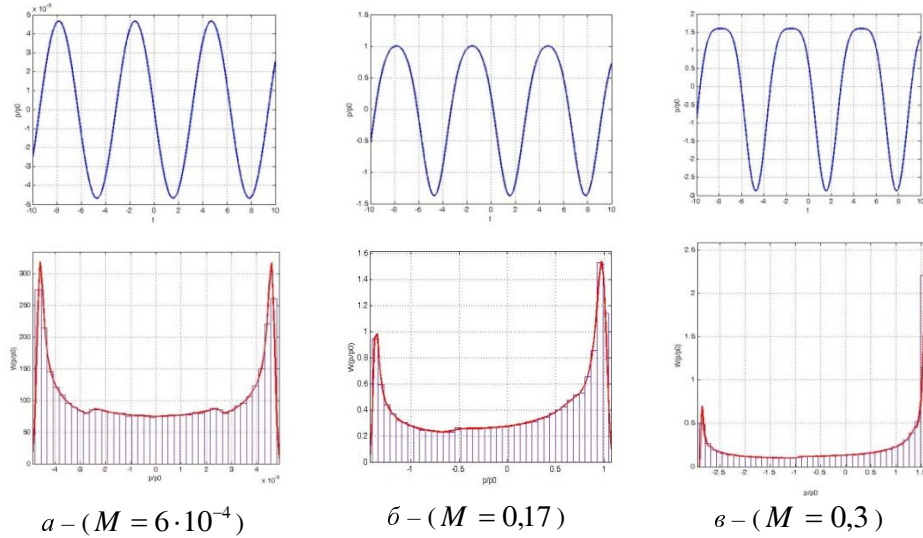


Рис. 3. Графики для различных значений  $M$

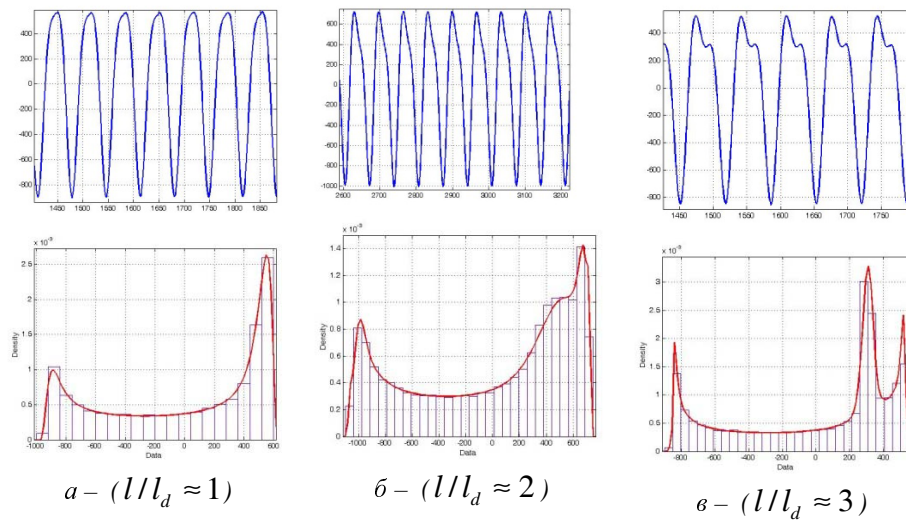


Рис. 4. Осциллограммы акустических сигналов

Использовалась система из 8-ми нелинейных стохастических частных дифференциальных уравнений (ДУ) и 20-ти переменных (1):

$$\frac{\partial h_e}{\partial t} = 1 - h_e + \Gamma_e (h_e^0 - h_e) I_{ee} + \Gamma_i (h_i^0 - h_e) I_{ie}; \quad (1, a)$$

$$\frac{\partial h_i}{\partial t} = 1 - h_i + \Gamma_e (h_e^0 - h_i) I_{ei} + \Gamma_i (h_i^0 - h_i) I_{ii}; \quad (1,б)$$

$$\left(\frac{1}{T_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ee} = N_e^\beta S_e[h_e] + \varphi_e + P_{ee} + \Gamma_1; \quad (1,в)$$

$$\left(\frac{1}{T_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ei} = N_e^\beta S_e[h_e] + \varphi_i + P_{ei} + \Gamma_2; \quad (1,г)$$

$$\left(\frac{1}{T_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ie} = N_i^\beta S_i[h_i] + P_{ie} + \Gamma_3; \quad (1,д)$$

$$\left(\frac{1}{T_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ii} = N_i^\beta S_i[h_i] + P_{ii} + \Gamma_4; \quad (1,е)$$

$$\left(\frac{1}{\lambda_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 \varphi_e = \frac{1}{\lambda_e^2} \frac{\partial^2 \varphi_e}{\partial x^2} + \left(\frac{1}{\lambda_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right) N_e^\alpha S_e[h_e]; \quad (1,ж)$$

$$\left(\frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 \varphi_i = \frac{1}{\lambda_i^2} \frac{\partial^2 \varphi_i}{\partial x^2} + \left(\frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right) N_i^\alpha S_e[h_e]. \quad (1,з)$$

Восемь динамических переменных в этой системе ( $h_e, h_i, I_{ee}, I_{ei}, I_{ie}, I_{ii}, \Phi_e, \Phi_i$ ) – функции безразмерного пространства и времени,  $x$  и  $t$ , соответственно.

Определяем приступ как решение дифференциальных уравнений, для которых  $h_e$  подвергается устойчивым осцилляциям большой амплитуды. Вычисляем множественные решения ДУ для  $11 < P_{ec} < 1000$  (сила тока возбуждения в подкорковом веществе) и  $0,4 \cdot 10^{-3} < \Gamma_e < 1,5 \cdot 10^{-3}$  (описывает влияние мощности на значение мембранного потенциала), используя метод Рунге–Кутты четвертого порядка с временным шагом 0,4 мс. Для того чтобы вызвать приступоподобные осцилляции в модели мы должны уменьшить типичное значение  $\Gamma_e$  хотя бы на 12 % и увеличить типичное значение  $P_{ec}$  на 2200 %. Затем мы возвращаем эти параметры к первоначальным значениям и цикл повторяется.

Далее для каждого решения ДУ мы вычислили спектр мощности для  $h_e$  и определили частоту, на которой наблюдается максимум в спектре мощности. Она составила 10,65 Гц для системы перед приступом и 7,65 Гц для системы во время приступа. Исходя из экспериментальных данных [5], частота во время приступа всегда меньше чем в спокойном состоянии.

На рис. 5 показаны графики спектра мощности сигнала и аттракторы системы во время приступа и перед ним. Спектр мощности имеет единственный четко определенный пик, а система, описывающая поведение перед приступом, имеет хаотическую компоненту, и у такой системы сложный вид аттрактора.

Таким образом, смоделирована электрическая активность мозга человека, найдены два основных параметра, которые влияют на значение мембранного потенциала и в целом на появление приступа в мозге.

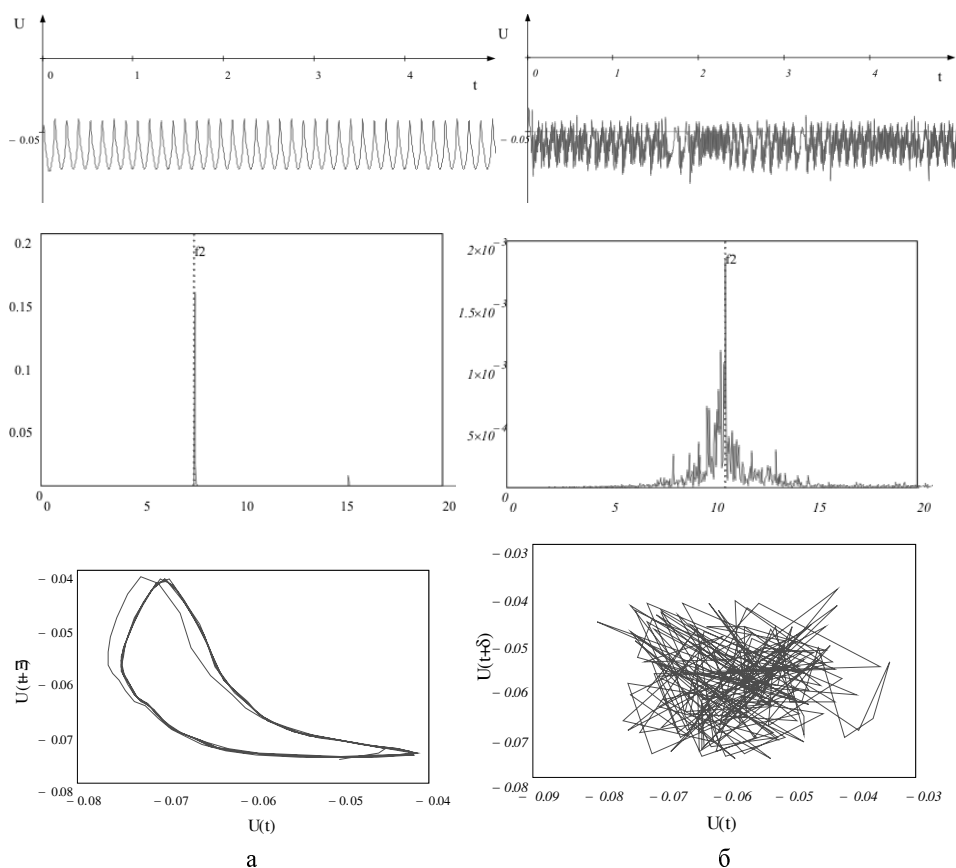


Рис. 5. Модельный сигнал ЭЭГ, его спектр и аттрактор: а – во время приступа, б – перед приступом

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Разработка пьезоэлектрического генератора ударно-волновых импульсов для комплекса «Литотриптер-Медолит». Отчет о НИР № ГР 01200800986. Договор № 13649 от 1.09.2007. – Таганрог: ТТИ ЮФУ, 2008. – С. 115.
2. Бреховских Л. М. Волны в слоистых средах: Учебное пособие для вузов. – М.: АН СССР, 1973. – 504 с.
3. Куценко Н.Н., Воронин А.В. Экологический мониторинг в статистически неоднородной водной среде // Сборник трудов III Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов ДонНТУ. Украина, Донецк, 2007. – С. 554-557.
4. Виноградова М.Б., Руденко О.В., Сухоруков А.П. Теория волн: Учебное пособие. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Наука: Гл. ред. физ.-мат. лит., 1990. – 432 с.
5. Mark A. Kramer, Andrew J. Szeri, James W. Sleigh, Heidi E. Kirsch Mechanisms of seizure propagation in a cortical model // J. Comput. Neurosci., 2006. – DOI 10.1007/s10827-006-9508-5.

#### Леонова Антонина Валерьевна

Технологический институт Федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: antonina\_tsure@mail.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44.

Тел.: 88634371795.

**Куценко Николай Николаевич**  
E-mail: kutsenkonn@mail.ru.

**Борисова Ольга Сергеевна**  
E-mail: olya\_borisova@list.ru.

**Старченко Ирина Борисовна**  
E-mail: star@tsure.ru.

**Воронин Василий Алексеевич**  
E-mail: vva-47@mail.ru.

**Чернов Николай Николаевич**  
E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

**Leonova Antonina Valerievna**  
Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.  
E-mail: antonina\_tsure@mail.ru.  
44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia.  
Phone: 88634371795.

**Kutsenko Nikolay Nikolaevich**  
E-mail: kutsenkonn@mail.ru.

**Borisova Olga Sergeevna**  
E-mail: olya\_borisova@list.ru.

**Starchenko Irina Borisovna**  
E-mail: star@tsure.ru.

**Voronin Vasiliy Alekseevich**  
E-mail: vva-47@mail.ru.

**Chernov Nikolay Nikolaevich**  
E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

УДК 621.317.776

**Д.В. Филимонов**

### **ЦИФРОВОЙ АДАПТИВНЫЙ АВТОКОРРЕЛЯЦИОННЫЙ ЭКСПРЕСС-АНАЛИЗАТОР НАВИГАЦИОННЫХ СИГНАЛОВ**

*Исследованы принципы построения и функциональные возможности цифрового экспресс-анализатора. Приведены соотношения для расчета основных показателей эффективности и требования к аппаратуре цифровой обработки сигналов.*

*Цифровая обработка сигналов; спутниковая навигация; автокорреляционная обработка; помехоустойчивость.*

**D.V. Filimonov**

### **DIGITAL ADOPTIVE AUTOCORRELATION EXPRESS-ANALYZER FOR A NAVIGATION SIGNALS**

*Principles of construction and functionalities of the digital express-analyzer are investigated. Basic performance relationships and digital signal processing equipment requirements are researched.*

*Digital signal processing; satellite navigation; autocorrelation processing; noise-immunity.*