

Волощенко Вадим Юрьевич

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

E-mail: Vigcorp@mail.ru.

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

Тел.: 88634371794.

Кафедра инженерной графики и компьютерного дизайна; доцент.

Voloshchenko Vadim Yur'evich

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.

E-mail: Vigcorp@mail.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia.

Phone: +78634371794.

The Department of Engineering Drawing and Computer Design; Associate Professor.

УДК 534.222: 534.535: 615.471

**Г.Ю. Джуплина, Е.Г. Домбругова, Л.А. Дорогобед, И.Б. Старченко,
Н.Н. Чернов**

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ, ПРОЦЕССОВ И СИГНАЛОВ
В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ**

Рассматриваются модели процессов, полей и сигналов в медико-биологической практике: моделирование ультразвукового поля фазированной антенной решетки для литотриптера; модели электроэнцефалографических сигналов с использованием вейвлетов Добеши; модель оптикоакустического эффекта в среде с наноразмерными рассеивателями.

Фазированная решетка; вызванные потенциалы; вейвлет-преобразование; оптикоакустический эффект; лазерный импульс; акустическое давление.

**G.Yu. Dzhuplina, E.G. Dombrugova, L.A. Dorogobed, I.B. Starchenko,
N.N. Chernov**

**SIMULATION OF PHYSICAL FIELDS, PROCESSES AND SIGNALS
IN MEDICAL-BIOLOGICAL PRACTICE**

The models of processes, fields and signals in medical-biological practice: simulation of ultrasonic field of phase array for lithotripter; models of EEG signals using wavelet Daubechies; model of optoacoustical effect in the medium with nanosized particles.

Phase array; evoked potentials; wavelet transformation; optoacoustical effect; laser impulse; acoustic pressure.

Метод моделирования ультразвукового поля фазированной антенной решетки. Данная работа посвящена моделированию ультразвукового поля фазированной антенной решетки, что является на сегодняшний день актуальной задачей в медицине. Главная цель работы – найти параметры фазированной антенной решетки по заданным параметрам поля; однако, поскольку это является весьма трудоемкой задачей, одной из целей работы ставится нахождение распределения поля в пространстве с достаточно высокой точностью по заданным параметрам фазированной антенной решетки.

Ранее в данной работе отдельные излучатели были условно разделены на элементарные участки, однако такой подход дал результат с недостаточной степенью приближения к действительности, поэтому было решено разработать новую математическую модель для вычисления распределения поля в пространстве с учетом характеристики направленности отдельного элемента. Для расчета поля потребуются следующие величины:

$$r = \sqrt{(x_m - x_{np})^2 + (y_m - y_{np})^2 + (z_m - z_{np})^2},$$

$$\theta = \arccos \frac{R^2 + (x_m - x_{np})^2 + (y_m - y_{np})^2 + (z_m - z_{np})^2 - (R - x_m)^2 - y_m^2 - z_m^2}{2R\sqrt{(x_m - x_{np})^2 + (y_m - y_{np})^2 + (z_m - z_{np})^2}},$$

причем положение преобразователя в пространстве задается только двумя координатами: y и z , таким образом координата x для каждого преобразователя рассчитывается по формуле

$$x_{np} = R_\phi - \sqrt{R_\phi^2 - y_{np}^2 - z_{np}^2}.$$

Если учесть, что для расчета поля в пространстве, необходимо разбить его приблизительно на 10^8 точек, то, с учетом количества элементов, расчеты по данным формулам должны проводиться приблизительно $10^9 - 10^{10}$ раз. Очевидно, что для таких вычислений мощности рядового ПК явно недостаточно, поэтому в настоящее время проводятся работы по моделированию акустического поля с помощью распределенных вычислений.

Моделирование выделения зрительных вызванных потенциалов ЭЭГ на основе вейвлет-преобразований. Вейвлет-преобразование (ВП) широко используется для анализа нестационарных процессов. Оно показало свою эффективность для решения широкого класса задач, связанных с подавлением шумов. Так же ВП стремительно завоевывает популярность в столь разных областях, как телекоммуникации и биология [3]. Благодаря хорошей приспособленности к анализу нестационарных сигналов ВП стало мощной альтернативой преобразованию Фурье в ряде медицинских приложений, в частности при обработке электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и вызванных потенциалов.

В отличие от преобразования Фурье вейвлет-преобразование дает двумерную развертку одномерного процесса, в координатах частота и время. В результате появляется возможность анализировать свойства процесса одновременно во временной и частотной областях [4].

Преобразование Фурье представляет сигнал, заданный во временной области, в виде разложения по ортогональным базисным функциям, выделяя, таким образом, частотные компоненты. Недостаток преобразования Фурье в том, что частотные компоненты не могут быть локализованы во времени. Это и объясняет его применимость только к анализу стационарных сигналов. В данной статье используется возможность моделирования в среде MATLAB.

В работе проанализирована возможность выделения зрительного вызванного потенциала из смеси сигнал + «шум» с помощью ВВП, а под «шумом» понимается фоновая ЭЭГ и аппаратурные погрешности. Модель «чистого» сигнала изображена на рис. 1. Модель сигнала + «шум» представлена на рис. 2.

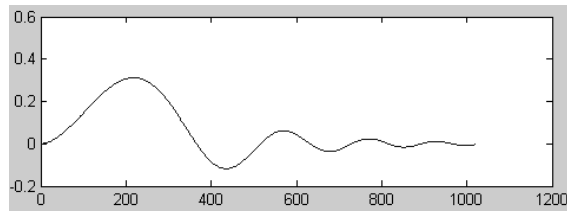


Рис. 1. Модель ВВП

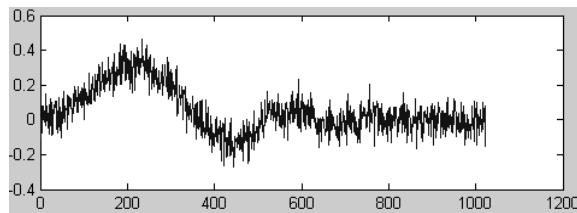


Рис. 2. Модель ВВП+ «шум»

Была проведена вейвлет фильтрация ортогональными вейвлетами различных порядков. Результат оценивался по коэффициенту корреляции между «чистым» сигналом и «отфильтрованным» (получили за счет отбрасывания вейвлет-коэффициентов высокого порядка).

В результате моделирования показано, что наилучшим по коэффициенту корреляции и точности выделения, низкоамплитудных компонент зрительных вызванных потенциалов, является Добеши-6 (Daubechies 6.).

На рис. 3 изображена модель «чистого» сигнала и восстановленного после вейвлет-фильтрации.

При сравнении с рис. 1 видно, что удалось выделить поздние компоненты низкоамплитудных ЗВП, которые лежат ниже уровня шумов.

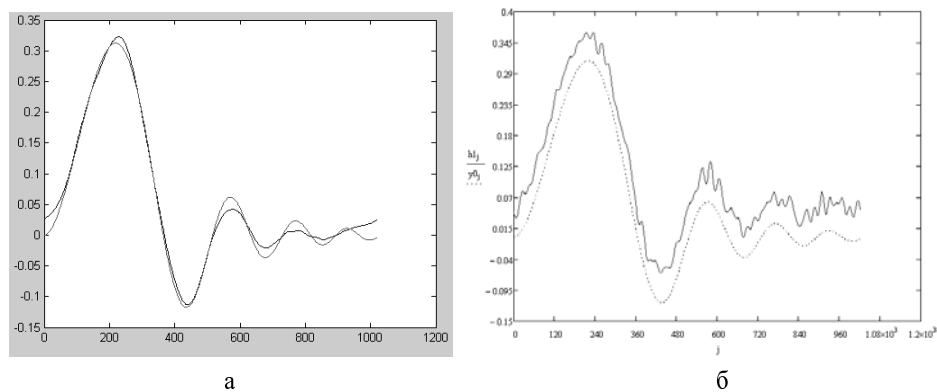


Рис. 3. Модель «чистого» сигнала и восстановленного после:
а – вейвлет-фильтрации; б – БПФ

Теоретическая модель оптикоакустического эффекта в среде с наноразмерными рассеивателями. Оптикоакустический эффект заключается в возникновении акустического сигнала вследствие теплового расширения сигнала при поглощении светового импульса лазера. Исследование распространения звука и све-

та в среде с наноразмерными рассеивателями является важной научной проблемой, так как это может быть использовано для медицинской диагностики. Нанотрубки имеют сильную адгезию к бактериальным клеткам и сильно поглощают лазерное излучение с длиной волны 850 нм. Вследствие оптоакустического эффекта звук обнаруживается ультразвуковым преобразователем. Наличие сигнала на приемном ультразвуковом преобразователе говорит о присутствии бактерий в кровотоке.

Параметры оптоакустических сигналов определяются как характеристиками поглощенного излучения, так и оптическими, теплофизическими и акустическими свойствами поглощающей среды. Это позволяет проводить измерения указанных свойств исследуемой среды по временному профилю давления оптоакустического сигнала.

Решение задачи об импульсном лазерном возбуждении звука разбивается на три этапа: (1) – расчет плотности тепловыделения в рассеивающей среде; (2) – расчет теплового поля в среде, создаваемого найденными на первом этапе источниками тепла; (3) – нахождение акустического поля в среде, излучаемого рассчитанными выше тепловыми полями. Каждая из этих задач не имеет в общем случае аналитического решения. Поэтому анализ термооптического возбуждения звука в рассеивающей среде возможен только при дополнительных упрощающих предположениях.

Пусть на поглощающую свет среду вдоль оси z падает лазерный импульс. Вследствие поглощения среда неоднородно и нестационарно нагревается и расширяется, что порождает возникновение акустического импульса (ОА сигнала). Амплитуда давления ОА сигнала пропорциональна изменению температуры среды и зависит от таких параметров среды, как плотность ρ_0 , скорость звука c_0 и эффективный коэффициент теплового расширения β^* :

$$p'(z, t) \sim \rho_0 c_0^2 \beta^* T'(z, t),$$

где $p'(z, t)$ и $T'(z, t)$ – приращения давления и температуры среды относительно их равновесных значений.

Для получения временных профилей давления ОА сигналов рассмотрим случай, когда нелинейные, дифракционные и диссипативные явления проявляются слабо в области генерации, т.е.

$$L_{DS}, L_{NL}, L_{DF} \gg 1/\mu_a, \quad (1)$$

где L_{DS} , L_{NL} , L_{DF} – соответственно характерные длины затухания, нелинейности и дифракции звука. Указанные соотношения (1) позволяют анализировать тепловое возбуждение звука поэтапно. На первом этапе рассматривается задача о тепловом возбуждении звука в отсутствие диссипативных, дифракционных и нелинейных эффектов. На втором – эволюция профиля ОА импульса в нелинейной диссипативной среде при ограниченных поперечных размерах пучка и в отсутствии тепловых источников.

Уравнение, описывающее такую эволюцию волны, – уравнение Хохлова–Заболотской–Кузнецова может быть записано в виде [5]:

$$\frac{\partial}{\partial \tau} \left(\frac{\partial p'}{\partial z} - \frac{\varepsilon}{\rho_0 c_0^3} p' \frac{\partial p'}{\partial \tau} - \frac{b_1}{2 \rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 p'}{\partial \tau^2} \right) = \frac{c_0}{2} \Delta_{\perp} p', \quad (2)$$

где ε – нелинейный акустический параметр поглощающей среды, b_1 – коэффициент диссипации, $\tau = t - z/c_0$ – время в сопровождающей системе координат. В случае, когда ОА сигнал распространяется и регистрируется в прозрачной среде (косвенная схема регистрации), в (2) нужно заменить p' на p'_{tr} , τ – на τ_{tr} и все параметры поглощающей среды – на соответствующие им значения для прозрачной среды.

Отличительной особенностью оптико-акустических сигналов является широкий диапазон содержащихся в них частот. Поэтому длины волн гармонических составляющих сигнала изменяются в широких пределах и, соответственно, длины дифракции L_{DF} отдельных гармоник существенно различны. Низкочастотные составляющие спектра дифрагируют быстрее высокочастотных (на меньших расстояниях). В то же время для достижения высокого пространственного разрешения необходимо зарегистрировать сигнал в возможно более широкой полосе частот. Поэтому наиболее целесообразно регистрировать акустическую волну, распространяющуюся по нормали к границе поглощающей среды.

Данные результаты были применены к расчету оптикоакустической параметрической антенны, формирующейся в биологических средах, например, крови. Получены расчетные значения уровней ультразвука. Таким образом, с помощью оптикоакустического эффекта возможно измерить акустическое давление в среде с наноразмерными рассеивателями. Использование этой модели, по существу, дает прямое измерение акустического давления. Зная его величину, можно неинвазивно подсчитывать количество бактерий в кровотоке.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Воеводин В.В., Воеводин Вл.В. Параллельные вычисления. – СПб.: БХВ-Петербург, 2004. – С. 134-154.
2. Гагрилов Л.Р., Хэнд Дж. У. Двумерные фазированные ультразвуковые решетки для применения в хирургии: перемещение одиночного фокуса // Акустический журнал. – 2000. – Т. 46. – С. 456-466.
3. Гонсалес Р., Вуда Р. Цифровая обработка изображения. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
4. Гонсалес Р., Вуда Р. Эддинс С. Цифровая обработка изображения в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 1072 с.
5. Новиков Б.К., Руденко О.В., Тимошенко В.И. Нелинейная гидроакустика. – Л.: Судостроение, 1979. – 264 с.

Статью рекомендовал к опубликованию д.мед.н., профессор И.И. Таранов.

Домбругова Елена Георгиевна

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

E-mail: yellowwhat@yandex.ru.

347928, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2.

Тел.: 88634371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; аспирантка.

Дорогобед Людмила Александровна

E-mail: vizavixxxx@yandex.ru.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; аспирантка.

Джуплина Галина Юрьевна

E-mail: ega@tsure.ru.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; аспирантка.

Старченко Ирина Борисовна

E-mail: star@tsure.ru.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; профессор.

Чернов Николай Николаевич

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники; профессор.

Dombrugova Elena Georgievna

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Autonomy Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”.

E-mail: yellowwhat@yandex.ru.

2, Shevchenko Street, Taganrog, 347928, Russia.

Phone: +78634371795.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Postgraduate Student.

Dorogobed Ludmila Alexandrovna

E-mail: vizavixxxx@yandex.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Postgraduate Student.

Dzuplina Galina Yur’evna

E-mail: ega@tsure.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Postgraduate Student.

Starchenko Irina Borisovna

E-mail: star@tsure.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Professor.

Chernov Nikolay Nikolaevich

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

The Department of Hydroacoustics and Medical Engineering; Professor.

УДК 620.179.16

М.И. Сластен

**ИЗМЕРЕНИЕ ГРАДИЕНТА СКОРОСТИ УЛЬТРАЗВУКА
В МОНОКРИСТАЛЛАХ С ГАРМОНИЧЕСКИ ИЗМЕНЯЮЩИМИСЯ
ОСТАТОЧНЫМИ МЕХАНИЧЕСКИМИ НАПРЯЖЕНИЯМИ**

Рассматривается измерение градиента скорости ультразвуковой волны в монокристаллах при нахождении в них границ участков с допустимыми остаточными механическими напряжениями. Получены соотношения для вычисления градиента скорости по относительному уменьшению амплитуды эхо-импульса, а также по числу эхо-импульсов в серии многократных отражений.

Градиент скорости; монокристалл; остаточные механические напряжения.

M.I. Slasten

**MEASUREMENT OF ULTRASONIC SPEED GRADIENT IN
MONOCRYSTALS WITH HARMONICALLY VARYING RESIDUAL
MECHANICAL STRESSES**

There is viewed measurement of ultrasonic wave speed gradient in monocrystals for determination boundaries of parts with permitted residual mechanical stresses. There were obtained equations for determination speed gradient according to relative decreasing of echo-pulse amplitude and number of echo-pulses in the string of multiple reverberations.

Speed gradient; monocrystal; residual mechanical stresses.