

Рис.2. Выполнение преобразования над изображением глазного дна с использованием вейвлета, согласованного с моделью сосудов

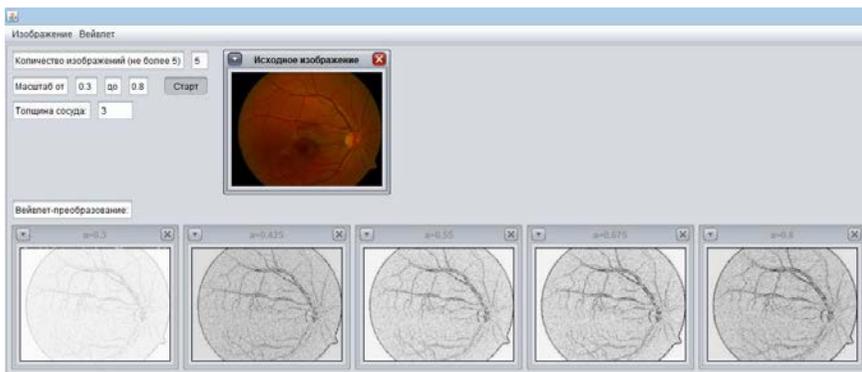


Рис.3. Результат работы вейвлета Морле

Литература

1. Blood vessels segmentation in nonmydriatic images using wavelets and statistical classifiers / J. J. G. Leandro, J. V. B. Soares, R. M. Cesar and H. F. Jelinek. // *Computer Graphics and Image Processing, 2003. SIBGRAPI 2003. XVI Brazilian Symposium on*, 2003, pp. 262-269. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1241018&isnumber=27822>.



2. Fathi A., Naghsh-Nilchi AR. Automatic wavelet-based retinal blood vessels segmentation and vessel diameter estimation // *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 1, pp. 71–80, 2013. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809412000663>.
3. Ильясова Н.Ю., Куприянов А.В., Храмов А.Г. Информационные технологии анализа изображений в задачах медицинской диагностики. – М.: Радио и связь, 2012. – 424 с.
4. Mallat S. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. 3 edition. Academic Press, 2008. 700 p.
5. A. Achuthan, M. Rajeswari, D. Ramachandram, M. E. Aziz, and I. L. Shuaib. Wavelet energy-guided level set-based active contour: A segmentation method to segment highly similar regions // *Computers in biology and medicine*, vol. 40, no. 7, pp. 608–620, 2010. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482510000697>.

А.В. Кузьмин

ДИНАМИЧЕСКАЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СЕРДЦА

(Пензенский государственный университет)

Сердце человека представляет сложную систему, его рассмотрением с различных точек зрения занимаются различные науки. В настоящее время уровень развития информационных технологий позволяет строить развитые компьютерные системы, решающие прикладные задачи с использованием различных методов симуляции и отображения работы сердца, каких-то его аспектов. В числе этих задач:

- неинвазивная диагностика (моделирование и визуализация состояния сердца);
- интерактивное обучение (хирургические тренажеры, интерактивные атласы и др.);
- мониторинг (отображение состояния сердца);
- другие задачи (разработка игровых приложений и т.п.).

В основе создаваемых приложений лежит моделирование работы сердца в том или ином виде. В зависимости от задач выбирается конкретный тип математической модели, воспроизводящий определенный аспект работы сердца.

Можно условно разделить используемые модели разделить на классы:

- модели мгновенного состояния объекта;
- модели, описывающие развитие объекта во времени.

Рассматривая первый тип моделей, следует, в первую очередь, определиться с задачами моделирования.

Для неинвазивной диагностики сердца наиболее значимым является моделирование его электрической активности, так как наиболее распространенным на сегодняшний день является электрокардиографический



метод исследования состояния сердца, основанный на регистрации на поверхности тела электрических потенциалов, источником которых является сердце.

Таким образом, сердце выступает в роли некоего виртуального электрического генератора, проявления активности которого регистрируются в виде электрокардиосигналов (ЭКС). Желание определить параметры этого виртуального электрического генератора делает актуальным решений обратной задачи электрокардиографии. Диагностический смысл данной операции определяется допущением, что параметры виртуального электрического генератора до определенной степени соответствуют параметрам реального сердца пациента. Другими словами, модель электрической активности сердца (ЭАС) должна быть достаточно адекватной, чтобы иметь диагностическую ценность.

В этой связи необходимо отметить целый ряд моделей эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС), предложенных отечественными учеными, такими как Л.И. Титомир [1], О.В. Баум[2] и др.

Широкое практическое применение моделей ЭАС для целей неинвазивной диагностики ограничивается тем, что решение обратных задач часто затруднено.

Также следует заметить, что при решении обратной задачи электрокардиографии виртуальный электрический генератор с геометрической точки зрения представляется точкой, шаром или эллипсоидом [1], возможно усредненной трехмерной моделью сердца, которые не могут отражать специфики строения сердца конкретного пациента, а соответственно, адекватно отражать пространственное распределение моделируемых электрических характеристик.

К этому необходимо добавить, что используемые геометрические модели являются статическими, тогда как работа реального сердца сопровождается постоянными изменениями его формы.

Возвращаясь к условному разделению моделей на два класса, данные модели ЭЭГС можно отнести к моделям, которые на основании исходных данных, определяющих состояние объекта в определенный момент времени, позволяют получить некий мгновенный «слепок» - набор параметров модели, актуальный для этого самого момента времени. При этом сама модель, если можно так выразиться, не знает, как она будет себя вести в следующий момент времени, как изменятся ее параметры – это будет определено в следующий момент времени с поступлением нового набора входных данных.

Контролировать адекватность моделирования ЭАС можно путем решения прямой задачи электрокардиографии с использованием модели ЭЭГС и сравнения с зарегистрированным ЭКС.

Другим классом моделей сердца являются модели, которые содержат в себе информацию о законах своего функционирования и изменения своих параметров во времени. Необходимыми предпосылками появления таких моделей были, например, исследования посвященные моделированию



мышечных сокращений [3] и распространению волны возбуждения.

Уже из самой постановки задачи моделирования каких-либо параметров, изменяющихся во времени, понятно, что такая модель должна включать дифференциальные уравнения, решение которых представляет собой определенную сложность: здесь следует учесть и погрешности численного решения и ресурсоемкость вычислений. Модель сердца в этом случае будет представлена тысячами уравнений.

Именно поэтому, несмотря на проработанность с точки зрения биологии, физиологии, математики и биологической физики проблем моделирования процессов возбуждения сердца, сокращения волокон миокарда и происходящих при этом электрохимических процессов, моделирование работы сердца в целом представляет собой серьезную задачу, которая до сих пор не решена в том виде, который был бы пригоден для широкого применения.

Выдающимися работы в данной области ведутся научными коллективами под руководством Д. Нобла (Оксфордский университет, Великобритания) и академика В.С. Мархасина (УрО РАН, Россия).

Особенностью данного вида моделей является их, если можно так выразиться, полная автономность от моделируемого объекта. Другими словами, модель существует в заданном ей масштабе времени без необходимости получать через каждый отсчет времени какие-либо входные данные о реальном объекте, чтобы определить свои внутренние параметры.

Сферой применения таких моделей, конечно, являются научные исследования, посвященные влиянию различных факторов на работу сердца, изучение причин возникновения различных патологий и способов их лечения.

Несомненным плюсом таких моделей является возможность моделирования сразу многих аспектов работы сердца, наиболее значимыми среди которых с точки зрения диагностики являются возбуждение сердца, его сокращения и электрическая активность. Однако вычислительная сложность, ресурсозатратность, сложность настройки параметров модели под конкретного пациента пока не позволяют говорить об их практическом использовании для целей неинвазивного скринингового обследования.

В качестве развития моделей мгновенного состояния сердца на основе ЭЭГС автором предлагается дополнить модель ЭАС динамической геометрической моделью сердца.

С точки зрения решения обратной задачи электрокардиографии, на каждом шаге моделирования, соответствующего отсчету времени и набору параметров для этого отсчета времени рассчитываются параметры ЭЭГС с учетом пространственного расположения точек модели сердца, но, при этом, геометрическое место точек на каждом шаге моделирования может изменяться в зависимости от фазы сокращения сердца и расчетных параметров.

Это позволит повысить эффективность моделирования ЭАС, учитывая параметры сократительной активности сердца. Стоит оговориться, что здесь предполагается использование упрощенного моделирования сокращений сердца. Однако предложенная методика может оказаться важной и



востребованной для таких приложений, где требуется визуализация сокращений сердца и не предъявляются повышенные требования к адекватности моделирования. Например, это могут быть разнообразные медицинские симуляционные обучающие системы [4].

Литература

1. Титомир, Л. И. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца [Текст] / Титомир Л. И., П.Кнеппо – М.: Наука. Физматлит, 1999. – 447 с.
2. Баум, О.В. Моделирование электрической активности сердца [Текст] / О.В. Баум // Биофизика сложных систем и радиационных нарушений / О.В. Баум [и др.]; под ред. Г.М. Франка. - М.: Наука, 1977. – С. 119-129.
3. Дещеревский В.И. Математические модели мышечного сокращения [Текст] / Дещеревский В.И.; под ред. акад. Г.М. Франка. - М.: Наука, 1977. – 160 с.
4. Колсанов, А.В. Комплекс «Виртуальный хирург» для симуляционного обучения хирургии [Текст] / А.В. Колсанов, А.В. Ивашенко, А.В. Кузьмин, А.С. Черепанов // Медицинская техника. - 2013. – № 6. – С. 7–10.

Кузьмин В.А., Терещенко Н.В., Вагарина Н.С.

АНАЛИЗ МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ: ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА ВХОДНЫХ ДАННЫХ

(Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.)

Метод независимых компонент (МНК) [1-3] – это статистический метод обработки сигналов для восстановления данных независимых источников по смешанному сигналу этих источников. Сразу после появления МНК стал применяться при анализе биомедицинских сигналов и обработке изображений таких, как анализ электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электрокардиограммы, магнитоэнцефалограммы. МНК был впервые применен для анализа электронных вызванных потенциалов (ЭВП) [4]. Исследования в области неврологии показали, что такие ЭВП, как П300, удовлетворяют трем основным требованиям к МНК приложениям: 1) независимость источников, 2) линейность смешивания данных источников, 3) независимость от времени модель смешивания.

Вначале многоканальные ЭЭГ данные обрабатываются с помощью МНК, затем производится выборка независимых компонент, основанная на исходной пространственно-временной информации П300, и, в завершение, применяется обратное преобразование. С помощью этих шагов восстановленные ЭЭГ-данные становятся более информативными и П300 легче выявляется. Для увеличения эффективности и устойчивости метода МНК имеет смысл дополнительно использовать частотно-полосную фильтрацию (ЧПФ) и метод основной компоненты (МОК).



Для выделения П300 необходимо проделать следующие три шага: 1) разложение входных данных на независимые компоненты с помощью МНК, 2) отбор нужных независимых компонент во временной и пространственной области и 3) обратное отображение с полученной МНК матрицы на входные ЭЭГ данные. Блок схема этих трёх шагов представлена на рисунке.

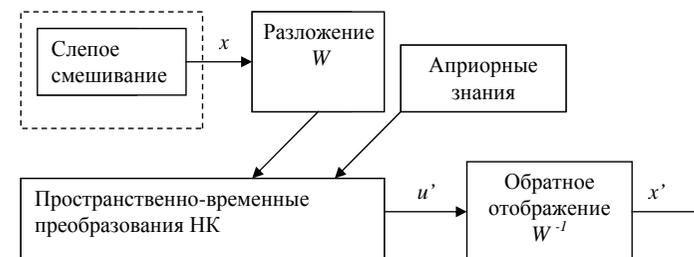


Рис. 1. Выделение П300 с помощью временных и пространственных преобразований над независимыми компонентами.

Процесс в пределах обведенной области рисунка невидим, здесь n независимых неизвестных источников $s=[s_1, s_2, \dots, s_n]$ смешиваются по линейному закону в n регистрируемых сигналах $\mathbf{x}=[x_1, x_2, \dots, x_n]$ (многоканальная ЭЭГ в нашем случае), заданному матрицей \mathbf{A} , $\mathbf{x}=\mathbf{A}\cdot\mathbf{s}$. В ходе разделения матрица \mathbf{W} применяется к \mathbf{x} для получения $\mathbf{u}=\mathbf{W}\cdot\mathbf{x}$. Если матрица \mathbf{W} может сделать различные компоненты u взаимно независимыми, то u может рассматриваться как приближение к s . Поскольку есть много различных функций для проверки независимости компонент u , этот путь поиска \mathbf{W} не единственный.

С помощью МНК максимизируется общая энтропия нелинейных функций отдельных выходов u , а также минимизируется взаимная информация между отдельными выходами u , делая их взаимно независимыми. После разложения производится временная обработка НК по методике оценки параметров нелинейной модели с помощью полного метода наименьших квадратов [5], [6].

Анализируются значения независимых компонент во времени, чтобы решить, должна ли компонента быть оставлена или убрана. Для этой цели используются латентность и амплитуда гребня или ямы волны. В случае с П300 НК с относительно большей амплитудой в данном диапазоне латентности оставляются, а остальные - отсекаются. В данном случае диапазон латентности предполагается равным средним величинам тренировочных данных примерно от 250 до 400 мс.

Пространственная обработка НК более сложна. Должна ли компонента быть оставлена или убрана, определяется в соответствии с пространственным распределением НК и априорными физиологическими знаниями. Обозначим элемент в i строке и j колонке в \mathbf{W}^{-1} (обратной матрице к \mathbf{W}) как w'_{ij} , где

$$\mathbf{x} = \mathbf{W}^{-1} \cdot \mathbf{u}(t).$$