

Программное обеспечение для помехоустойчивой оцифровки аналоговых ЭЭГ, записанных на бумажных носителях

Аннотация

Рассматриваются архитектура и взаимодействие элементов специализированного программного обеспечения, предназначенного для получения цифровых дискретных отсчетов аналоговых электроэнцефалограмм, выполненных на бумажных носителях. Особое внимание уделено алгоритмам цифровой обработки изображений и методам распознавания образов.

Введение

Электроэнцефалография является одним из основных методов объективного тестирования нервной системы [1]. Несмотря на то что метод ЭЭГ возник почти 80 лет назад, самые быстрые темпы его развития наблюдаются в последнее время [2].

Запись электроэнцефалограмм осуществляется либо на бумажной ленте, либо на цифровом накопителе. Большинство современных электроэнцефалографов сохраняют данные исследований в цифровом виде в формате EDF+ (European data format – европейский формат данных) или используют собственные протоколы данных, разработанные конкретной фирмой-производителем медицинской техники. Использование цифровых записей ЭЭГ обладает рядом преимуществ по сравнению с бумажными носителями информации. Хранение данных в цифровом формате позволяет создавать внушительные базы данных записей электроэнцефалограмм, обеспечивая удобство доступа к данным исследований и высокую сохранность информации. В последнее время в электроэнцефалографии развивается целое направление методов анализа ЭЭГ, которые дают качественно новую информацию о регистрируемых процессах [3]. Цифровая ЭЭГ позволяет использовать весь арсенал алгоритмов и методов цифровой обработки сигналов с целью получения дополнительной диагностической информации.

Несмотря на тенденцию к переходу на цифровой формат хранения данных в современной электроэнцефалографии, по-прежнему имеются значительные базы данных ЭЭГ, выполненные на бумажных носителях, которые содержат уникальные артефакты и патологии в сигнале. Кроме того, многочисленные пособия и справочники по электроэнцефалографии обычно не сопровождаются компакт-дисками с файлами записей ЭЭГ, а содержат информацию лишь в виде изображений. Анализ ЭЭГ на бумажной ленте может осуществляться только визуально. Подобный подход является весьма трудоемким и недостаточно объективным и точным [4]. В постановке диагноза врач зачастую опирается на свои субъективные ощущения, а восприятие некоторых частотных характеристик ЭЭГ ограничено перцептивными возможностями человека. Таким образом, разработка алгоритмов и программного обеспечения (ПО) для оцифровки ЭЭГ с бумажных носителей является актуальной задачей, поскольку появляется возможность создания обширных электронных баз данных исследований, а также использования методов цифровой обработки сигналов ЭЭГ на бумажной ленте. Из цифровой копии ЭЭГ на бумажной ленте можно извлечь дополнительную диагностическую информацию. Кроме того, использование оптимальных методов цифровой обработки сигналов позволяет автоматизировать процесс удаления артефактов в сигнале, а также поиска некоторых паттернов, например мю-ритмов. ПО для оцифровки может использоваться для обучения специалистов, а также при проведении научно-исследовательских работ в области электроэнцефалографии, поскольку дает возможность применять современные методы компьютерной ЭЭГ для набора электроэнцефалограмм, полученных за многолетние исследования.

Материал и методы

Цифровая копия участка ЭЭГ на бумажной ленте может быть получена при помощи цветного сканера. Для получения цифровых дискретных отсчетов электроэнцефалограмм предложен следующий алгоритм работы программы (рис. 1).



Рис. 1. Алгоритм работы программы для получения дискретных отсчетов ЭЭГ по их растровым изображениям

Цветовая сегментация

На начальном этапе оцифровки осуществляется цветовая сегментация изображения сканированной ЭЭГ. В результате проведенных исследований выяснилось, что данные трехмерного распределения в векторном пространстве RGB-области изображения, соответствующей графику электроэнцефалограммы, хорошо аппроксимируются трехмерным нормальным распределением, что достаточно часто имеет место на практике. Если обозначить через $\epsilon = \{R_r, G_r, B_r\}_1^N$ репрезентативную выборку, соответствующую криволинейной области участка графика ЭЭГ на изображении, то в соответствии с гипотезой о нормальности распределения выборки ϵ вероятность принадлежности произвольного пиксела $z = \{R, G, B\}^T$ изображения к указанной выборке зависит только от расстояния Махаланобиса от z до $m = \{m_R, m_G, m_B\}^T$ – центра масс выборки [5]. Выражение для расстояния Махаланобиса определяется как

$$D(z, m) = [(z - m)^T C^{-1} (z - m)]^{1/2}, \quad (1)$$

где C – ковариационная матрица ϵ . Если $D(z, m) \leq 3$, то вероятность принадлежности пиксела z к выборке ϵ равна 0,997 [5].

Таким образом, алгоритм для цветовой сегментации выглядит следующим образом. На начальном этапе формируется эталонная выборка ϵ . Далее от произвольного пиксела z изображения считается расстояние Махаланобиса $D(z, m)$ до $m = \{m_R, m_G, m_B\}^T$ – центра масс выборки ϵ . Если $D(z, m)$ меньше порога W , равного 3, то пикселу на результирующем изображении присваивается значение яркости, равное 255, в противном случае – равное 0. Результатом цветовой сегментации изображения ЭЭГ является бинарное по яркости изображение, на котором графикам ЭЭГ соответствует белый цвет, а фону – черный.

Морфологическая обработка сегментированных изображений

Бинарное изображение, полученное в результате сегментации, подвергается серии морфологических преобразований с целью визуального улучшения качества и выделения граничных точек. Первым морфологическим преобразованием является дилатация со структурообразующим элементом в виде единичной матрицы 3×3 . Дилатация расширяет объекты на изображении [6], в результате чего устраняются мелкие отверстия и сглаживаются углы на границах объектов. После дилатации на изображении выделяются граничные точки объектов. Для этого из обрабатываемого изображения вычитается результат его эрозии со структурообразующим элементом в виде матрицы 3×3 , где центральный элемент, а также его северный, южный, западный, восточный соседи равны единице, остальные элементы равны нулю.

Прослеживание контуров на граничных изображениях

Имея граничное изображение ЭЭГ можно перейти непосредственно к процедуре аналого-цифрового преобразования. Для получения дискретных отсчетов ЭЭГ в цифровом виде было получено аналитическое описание граничных точек объектов изображения в виде их контуров. Кодирование контуров осуществлялось в виде последовательности единичных векторов, в которой вектор представляется парой действительных чисел – координат граничной точки объекта по оси абсцисс и оси ординат. Использование контурного описания объектов изображения позволяет повысить помехоустойчивость метода оцифровки, поскольку вводится порог на длину контура, благодаря чему устраняются небольшие объекты и помехи в виде зерен на изображении. Прослеживание контуров осуществляется при помощи алгоритма Розенфельда [7].

Формирование цифровых дискретных отсчетов из набора, полученного в результате прослеживания контуров

В качестве дискретных цифровых отсчетов электроэнцефалограмм принимаются точки нижней части контура. Для это-

го в полученном контуре графика ЭЭГ выполняется поиск максимальных значений y -координат для точек с фиксированной x -координатой.

В графиках ЭЭГ одного отведения на сегментированном изображении могут иметься разрывы в результате действия вертикальных линий. Данные разрывы устраняются на завершающем этапе оцифровки. Для этого определяется евклидово расстояние между первыми и последними точками всех найденных графиков. Если евклидово расстояние меньше порога, задаваемого пользователем, то промежуток в сигнале отведения ЭЭГ заполняется отсчетами при помощи линейной интерполяции.

Результаты исследований

В результате проведенных исследований было разработано программное обеспечение для получения цифровых дискретных отсчетов графиков ЭЭГ, представленных на зашумленных растровых изображениях. Программа написана на языке C++. Интерфейс программной модели создан при помощи библиотеки Qt. Обработка изображений осуществляется средствами OpenCV, вывод – при помощи OpenGL.

Программный комплекс позволяет решить следующие задачи: провести цветовую сегментацию изображений в векторном пространстве RGB с использованием кластеризации, провести морфологическую обработку изображений, сформировать аналитическое описание граничных точек в виде контуров объектов, вычислить цифровые дискретные отсчеты графиков с заполнением возможных пробелов в сигнале при помощи линейной интерполяции. Для этого на начальном этапе формируется эталонная выборка – массив векторов из пространства RGB, соответствующий участку графика ЭЭГ на изображении. Принадлежность произвольного пиксела изображения к участку графика ЭЭГ определяется, исходя из расстояния Махаланобиса от пиксела до центра масс эталонной выборки. На *рис. 2* приведен пример работы программы.

Ввод изображений осуществляется пользователем в интерактивном режиме, после чего загруженному рисунку присваивается имя. Программа имеет возможность загрузки нескольких изображений. Доступ к изображениям и функциям программы осуществляется через язык сценариев QtScript. Имена

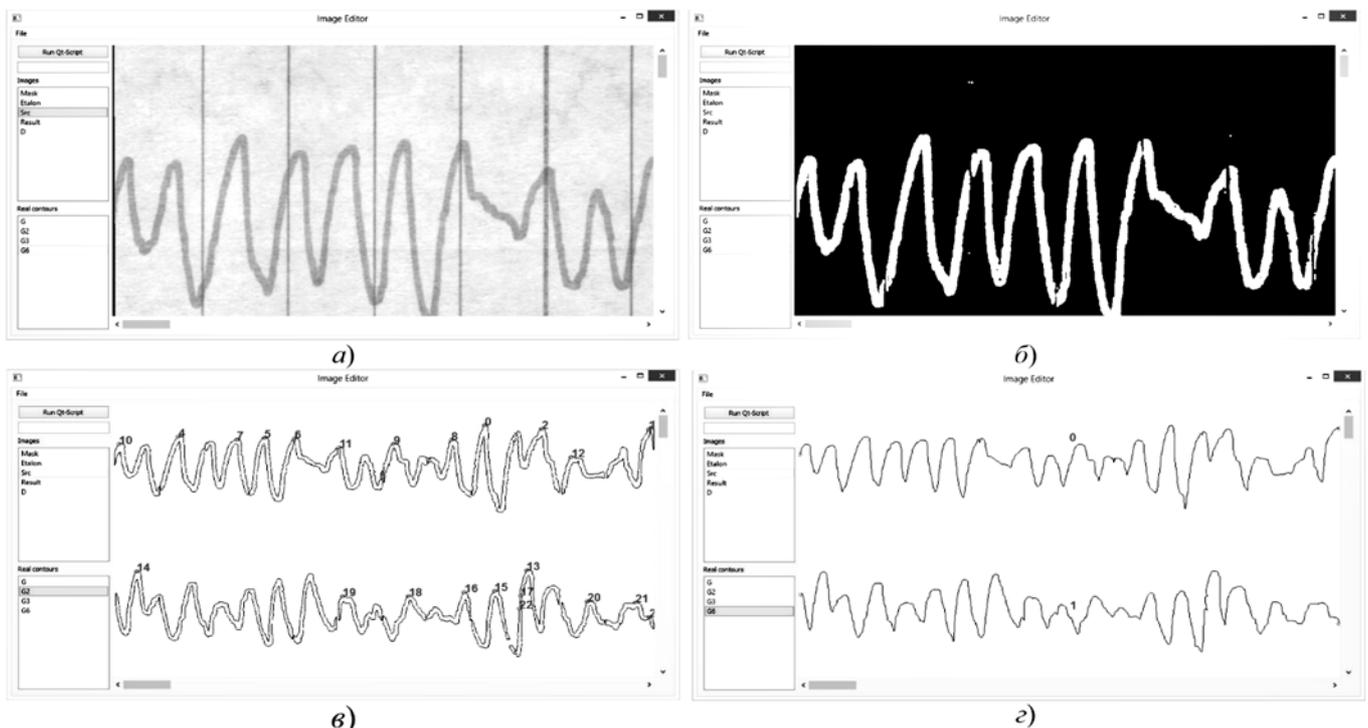


Рис. 2. Пример работы программного комплекса для оцифровки графиков ЭЭГ по их растровым изображениям: а) программный комплекс с загруженным изображением; б) результат цветовой сегментации; в) результат прослеживания контуров; г) визуализация оцифрованных графиков электроэнцефалограмм

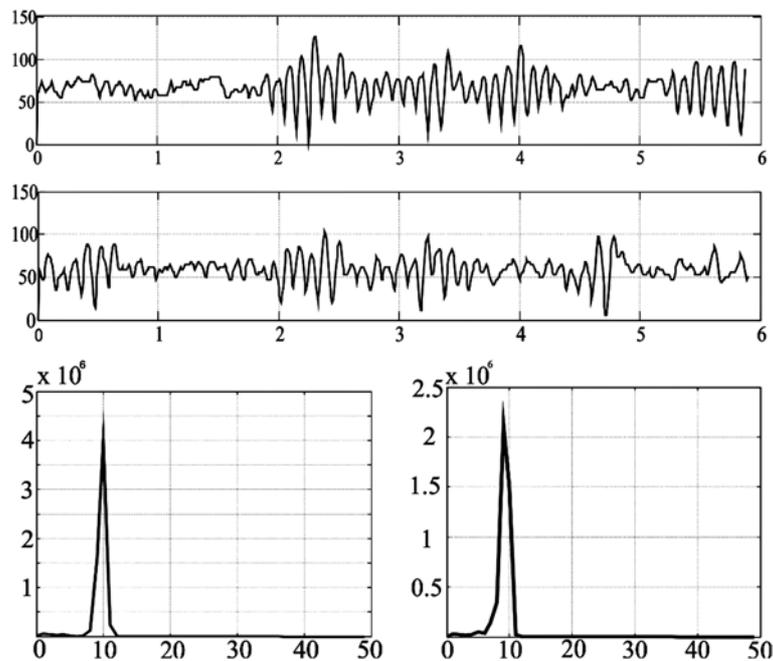


Рис. 3. Графики электроэнцефалограмм, оцифрованные с бумажного носителя и содержащие мю-ритмы. Внизу представлены графики периодограммной оценки спектральной плотности мощности для приводимых сигналов

анализируемых объектов, в частности изображений и их контуров, отображаются на форме программы в виде таблицы. При выборе пункта таблицы на форме осуществляется визуализация соответствующего объекта. Использование языка сценариев дает возможность автоматизировать процесс обработки изображений, исключив регулярно повторяющиеся действия при получении цифровых дискретных отчетов графиков электроэнцефалограмм.

При тестировании алгоритмов оцифровки были получены цифровые дискретные отсчеты с изображений электроэнцефалограмм, содержащих мю-ритмы. Далее была получена периодограммная оценка спектральной плотности мощности (СПМ) найденных отсчетов (рис. 3). Для оценки СПМ использовалась периодограмма Уэлча с размером окна в 50 отсчетов и 50%-ным перекрытием [8]. Каждый сегмент сигнала ЭЭГ сглаживался с использованием временного окна Ханна. Частота дискретизации определяется в соответствии с разрешением изображения, и в нашем случае она составляла 130 Гц.

Как видно из рис. 3, центральная частота в функции спектральной плотности мощности соответствует 10 Гц, что не противоречит данным, приводимым в [2].

Заключение

В результате проведенных исследований изображений сканированных электроэнцефалограмм, выполненных на бумажных носителях, удалось спроектировать рабочее ПО для оцифровки графиков аналоговых электроэнцефалограмм. Разработанное ПО позволяет извлекать дополнительную диагностическую информацию из аналоговых ЭЭГ за счет использования современных методов цифровой обработки сигналов, что было показано в статье на примере вычисления периодограммных оценок функций спектральной плотности мощности сигналов, оцифрованных с бумажной ленты и содержащих мю-ритмы. Кроме того, ПО дает возможность создания обширной фундаментальной базы данных ЭЭГ-исследований, выполненных за многолетние исследования. Спроектированное ПО может оказаться полезным для исследователей в области электроэнцефалографии, поскольку с его помощью можно получить дополнительные экспериментальные данные, используя лишь учебную литературу и справочники, не прибегая к применению дорогостоящей техники для компьютерной ЭЭГ.

Список литературы:

1. *Зенков Л.П.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. – М.: МЕДпресс-информ, 2012. С. 356.
2. *Кропотов Ю.Д.* Количественная ЭЭГ. Когнитивные и вызванные потенциалы. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2010. С. 512.
3. *Гнездицкий В.В.* Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга). – М.: МЕДпресс-информ, 2004. С. 624.
4. *Серженко Н.П.* Научное обоснование выбора оптимального математического обеспечения для анализа биоэлектрической активности мозга в норме и патологии / Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. – Воронеж, 2009. С. 157.
5. *Bajorski P.* Statistics for Imaging, Optics, and Photonics. – Wiley, 2012. P. 404.
6. *Гонсалес Р.С. и др.* Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. С. 616.
7. *Фурман Я.А., Кревецкий А.К., Передреев А.А. и др.* Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов. – М.: Физматлит, 2002. С. 592.
8. *Севастьянов В.В., Иванов К.О.* Фильтрация ритмов ЭЭГ методами контурного анализа на примере обнаружения МЮ-ритмов // Труды Поволжского государственного технологического университета. 2013. С. 105-112.

Константин Олегович Иванов,
аспирант,

кафедра РТнМБС ПГТУ,

Виктор Викторович Севастьянов,

д-р мед. наук, профессор,

кафедра РТнМБС ПГТУ,

гл. врач,

Центр патологии речи и нейрореабилитации

нейросенсорных и двигательных нарушений

Министерства здравоохранения Республики Марий Эл,

Яков Абрамович Фурман,

д-р техн. наук, профессор,

кафедра РТнМБС ПГТУ,

г. Йошкар-Ола, Республика Марий Эл,

e-mail: krtmbs@volgategh.net