

Алгоритм автоматического распознавания электроретинограмм

А.Г. Кардашян, С.Э. Косемян

Государственный инженерный университет РА, факультет кибернетики,
сектор системы управления

375009, Ереван, ул. Теряна, 105

Ключевые слова: электроретинограмма (ЭРГ), волны ЭРГ, автоматическое распознавание

В конце XX века актуальной стала проблема автоматического распознавания биомедицинских сигналов (БМС), в частности сигналов электрической активности сетчатки.

Автоматизация исследований БМС позволяет повысить точность и статистическую достоверность результатов, сократить время обработки и оформления результатов, а также освободить исследователя от утомительного занятия.

Изменение биоэлектрической активности клеточных элементов сетчатки в ответ на световое раздражение, отображенное графически, называется электроретинограммой (рис.1), [6].

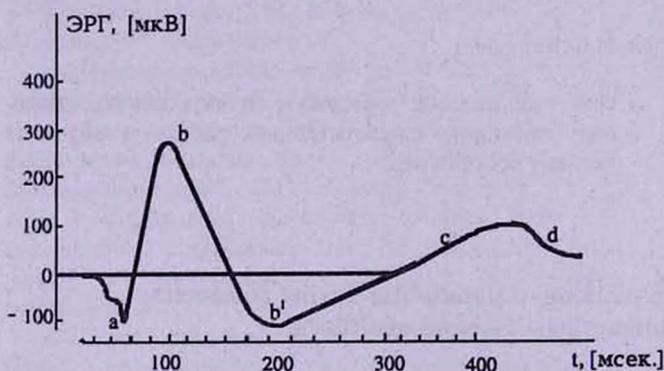


Рис. 1. Схематическое изображение общей ЭРГ

Из четырех волн информацию о состоянии фоторецепторов органа зрения дают только *a*- и *b*-волны [4].

До сегодняшнего дня амплитудные значения волн ЭРГ во многих функциональных кабинетах разных клиник измерялись линейкой (после получения кривой ЭРГ) или в лучшем случае курсором мышки компьютера, что также приводит к неточности определения амплитудных значений волн ЭРГ.

Для автоматизации методов исследования ЭРГ и ее спектрального анализа необходимы алгоритмы, реализующие автоматическое распознавание характерных точек ЭРГ [2].

Данная работа посвящается автоматическому рас-

познаванию ЭРГ, т.е. ее количественной автоматизированной оценке. Предложен алгоритм распознавания ЭРГ, который эффективен с точки зрения автоматического нахождения амплитудных значений волн ЭРГ и соответственно временного параметра для данной волны.

Описание алгоритма. Алгоритм автоматического распознавания характерных точек ЭРГ основан на принципе исследования первой производной [1], и имеет следующий вид (рис. 2):

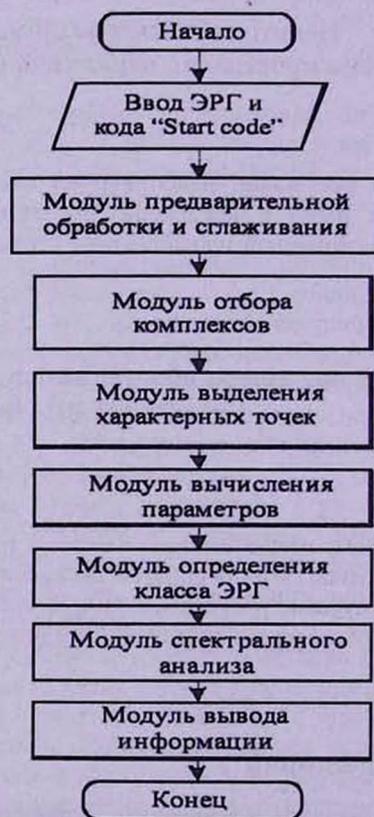


Рис. 2. Алгоритм автоматического распознавания ЭРГ

Алгоритм имеет модульную структуру, что позволяет использовать только те модули, которые необходимы для решения конкретной клинической задачи:

1. *Модуль предварительной обработки ЭРГ.* Предназначен для фильтрации случайных помех и искажений, а также для сглаживания оцифрованного сигнала.
2. *Модуль отбора комплексов.* Предназначен для нахождения начала и конца исследуемого участка.
3. *Модуль выведения характерных точек ЭРГ.* Предназначен для автоматического выделения точек a, b .
4. *Модуль вычисления параметров ЭРГ.* Предназначен для расчета амплитудно-временных характеристик ЭРГ.
5. *Модуль определения класса ЭРГ.* Предназначен для определения класса ЭРГ, что необходимо для дальнейших диагностических целей.
6. *Модуль спектрального анализа ЭРГ.* Предназначен для спектрального анализа одномерного ЭРГ, необходимого для выявления функций колбочкового и палочкового аппарата.
7. *Модуль вывода информации.* Предназначен для организации вывода диагностических показателей.

Модуль предварительной обработки. Известно, что на практике ЭРГ подвержена случайным искажениям и шумам. Поэтому необходима предварительная обработка и сглаживание сигнала, полученного на выходе аналогоцифрового преобразователя (АЦП). Сглаживание осуществляется с помощью полинома по пяти точкам.

Обозначим исследуемый дискретизированный ЭРГ сигнал через $f(x)$, где

$$\bar{x} = \bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_n, \bar{x} = i \frac{1}{F}; \quad F - \text{частота дискретизации}$$

ЭРГ. При этом новые сглаженные значения отсчетов получаются:

$$x_i = \frac{1}{35} (-3\bar{x}_{i-2} + 12\bar{x}_{i-1} + 17\bar{x}_i + 12\bar{x}_{i+1} - 3\bar{x}_{i+2})$$

Процесс такого сглаживания эквивалентен пропуску сигнала через низкочастотный фильтр с частотой среза 200 Гц [5].

Модуль отбора комплексов. Модуль синхронизируется с сигналом действия светового раздражителя. С началом вспышки в память данных вводится код (*start code*), в котором закодирована частота светового раздражителя. Момент появления *start code* соответствует началу комплекса. При обнаружении *start code* декодируется частота светового раздражителя и запоминается в векторе F для дальнейшего диагностического анализа, а в векторе T запоминаем моменты появления *start code*.

Модуль выделения характерных точек. Характерными являются точки a, b . Механизмы генерации волн ЭРГ хорошо исследованы [4]. В алгоритме используется понятие разности первого порядка $\varphi(x)$. В следующем выражении представим разность первого порядка ($\varphi(x)$) для дискретизированного сигнала $f(x)$ в точке x_i :

$$\varphi(x_i) = f'(x_i) = f(x_{i+1}) - f(x_i)$$

Если $f(x)$ нарастает, то $\varphi(x) > 0$ и возвращается к нулю в точке максимума волны. На нисходящем участке $\varphi(x) < 0$ и возвращается к нулю, когда $f(x)$ возвращается к изопотенциальной линии. $\varphi(x)$ достигает максимума в точке наибольшей скорости изменения кривой.

Сделаны следующие обозначения:

- через $t(x_i)$ – время от начала ЭРГ импульса до точки x_i ;
- через $\max t_{x-\text{дон}}$ – максимальное допустимое время от начала ЭРГ волны до точки x .

По практическим клиническим исследованиям:

$$\max t_{a-\text{дон}} = 15 \div 50 \text{ мс}; \quad \max t_{b-\text{дон}} = 36 \div 120 \text{ мс}; \quad \max t_{b'-\text{дон}} = 150 \div 250 \text{ мс}; \quad \max t_{\text{ЭРГ-дон}} = 300 \div 400 \text{ мс}.$$

$$A_{a-\text{норм.}} = -20 \div -90 \text{ мкВ}; \quad A_{b-\text{норм.}} = 160 \div 420 \text{ мкВ}.$$

Распознавание ЭРГ осуществляется в интервале между двумя соседними точками $[T_p, T_{p+1}]$ вектора T , так как ЭРГ сигнал порождается при наличии светового раздражителя, и точки T_p, T_{p+1} принимаются соответственно как начало и конец ЭРГ импульса.

В процессе распознавания, при проверке логических условий, учитывается погрешность, вводимая при дискретизации сигнала.

Так как при некоторых патологиях в ответ на вспышку получается угасшая (нерегистрируемая) ЭРГ, то перед началом процесса распознавания проверяется наличие регистрируемой волны. Для этого в интервале $[T_p, T_p + \max t_{b-\text{дон}}]$ проверяем, существуют ли точки, значения которых отличны от нуля, если нет, то выводится сообщение об угасшей (нерегистрируемой) ЭРГ и информируется врач. Если такие точки существуют, то предположительно считается, что мы имеем регистрируемый сигнал, и начинается процесс распознавания характерных точек.

В интервале $[T_p, T_{p+1}/2]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется логическое условие $(f(x_k) = \max) \& (\varphi(x_k) = 0)$. Если такая точка существует, то мы считаем, что имеем положительную точку b , в противном случае продолжается поиск точки b в отрицательной плоскости.

В случае существования положительной точки b точке $\{x_b\}$ присваивается значение точки $\{x_k\}$ и запоминается время $t(x_b)$. В интервале $[T_p, T_p + t(x_b)]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k) = \min) \& (\varphi(x_k) = 0)$. Точке a присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем ее параметры. Если такая точка не существует, то считается, что a -волна не выражена. Если не

удается обнаружить точку, что на практике очень редко встречается, об этом информируется врач, и системой запрашивается разрешение регистрации нового сигнала.

В случае, когда не удастся найти положительную b -волну, продолжаем поиск b -волны в отрицательной плоскости. В интервале $[T_p, T_{p+1}]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Такими точками могут быть точки a или b . Далее проверяем условие

$$t(x_k) \leq \max t_{a_дон}. \quad (1)$$

При выполнении условия (1) точке a присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_a)$. В интервале $[T_p+t(x_a), T_{p+1}]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Это точки b или b' . Проверяем условие

$$\max t_{b'_дон} \geq t(x_k) \geq \max t_{b_дон}. \quad (2)$$

Если условие (2) выполняется, то точке b' , присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_{b'})$. В интервале $[T_p+t(x_a), T_p+t(x_{b'})]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Точке b присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_b)$.

Если условие (2) не выполнимо, то точке b присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_b)$.

В случае, когда условие (1) не выполнимо, проверяется условие

$$t(x_k) \leq \max t_{b_дон}. \quad (3)$$

Если условие (3) выполняется, то точке b присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_b)$. В интервале $[T_p, T_p+t(x_b)]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Точке a присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_a)$.

Если условие (3) не выполняется, то точке b' присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_{b'})$. В интервале $[T_p, T_p+t(x_{b'})]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Эта точка соответствует либо точке a , либо b . Проверяем условие

$$t(x_k) \leq \max t_{a_дон}. \quad (4)$$

Если оно выполнимо, то точке a присваивается значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_a)$. В интервале $[T_p+t(x_a), T_p+t(x_{b'})]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Точке b присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_b)$.

Если условие (4) не выполнимо, то точке b присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_b)$. В интервале $[T_p, T_p+t(x_b)]$ находим точку $\{x_k\}$, где выполняется условие $(f(x_k)=\min) \& (\varphi(x_k)=0)$. Точке a присваиваем значение $\{x_k\}$ и запоминаем $t(x_a)$.

Таким образом, алгоритм реализует распознавание характерных точек a, b при любых патологических изменениях ЭРГ.

Модуль вычисления амплитудно-временных характеристик ЭРГ. Данный модуль осуществляет расчет следующих амплитудно-временных характеристик:

Параметры a -волны – это негативная волна, отражающая функцию фоторецепторов:

- амплитуда a -волны – $A(x_a)$,
- время от начала импульса до точки a – $t(x_a)$.

Параметры b -волны – это в норме позитивная волна, отражающая биоэлектрическую активность, в зависимости от условий адаптации, функций фотопической и скотопической системы сетчатки глаза:

- амплитуда b -волны – $A(x_b)$,
- время от начала импульса до точки b , называемое временем кульминации b – $t(x_b)$,
- длительность b -волны – $t(x_{b'}) - t(x_b)$.

Через $A(x_i)$ обозначено значение волны ЭРГ в точке x_i .

Модуль выбора класса ЭРГ. Классификация ЭРГ разработана в 1945 г. [6]. В основе классификации ЭРГ лежат амплитудные характеристики основных a - и b -волн. Различают следующие типы ЭРГ:

- нормальная – амплитуда b -волны лежит в пределах $160 \div 420$ мкВ, т.е. $160 \text{ мкВ} \leq A(x_b) \leq 420 \text{ мкВ}$,
- супернормальная,
- субнормальная,
- угасшая (нерегистрируемая).

Выбор класса осуществляется сравнением амплитудно-временных характеристик с показателями нормальной ЭРГ.

Модуль спектрального анализа осуществляет приближенный расчет комплексного частотного спектра ЭРГ, определяемого интегралом Фурье.

Функция комплексной частоты дает полное представление о распределении частотных составляющих ЭРГ. Нами используется готовый модуль расчета интеграла Фурье, приведенный в [3]. Данный модуль представляет раздельно колбочковые и палочковые компоненты ЭРГ и позволяет получить количественные показатели функционального состояния сетчатки.

Модуль вывода результатов осуществляет организацию вывода полученных результатов в принятом врачами стандарте, а также вывод графической информации для дальнейшей диагностики, принятия решений врачом-офтальмологом и архивацию.

Численный пример. Алгоритм распознавания характерных точек ЭРГ приводится в виде кривой ЭРГ (рис.3) и в таблице, отражающей амплитудные значения a - и b -волн, а также временные параметры пиков этих значений.

Предложенный алгоритм включает в себя несколько модулей, которые выполняют разные функции, необходимые для полного распознавания ЭРГ, особенно модули выделения характерных точек и вычисления амплитудно-временных характеристик ЭРГ.

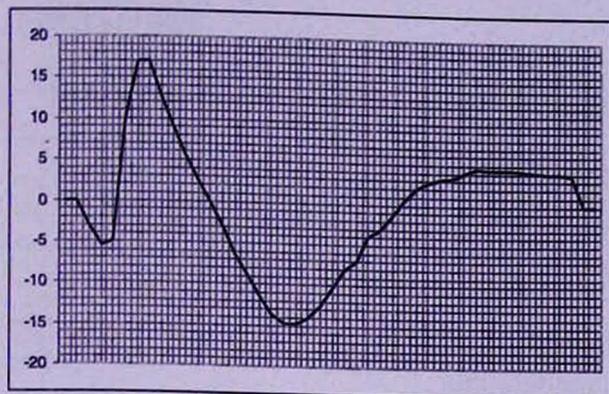


Рис. 3. Графический результат распознавания ЭРГ

Один из модулей, приведенный в работе Д.С. Мелконяна [3], оригинален, но не достаточен для полного распознавания ЭРГ

Таким образом, данная работа – шаг к автоматизи-

Таблица
Результат распознавания ЭРГ

Параметры		Значение
Параметры а- волны	Амплитуда а- волны	-5,5 мкВ
	Время от начала ЭРГ волны до точки а	34,4 мс
Параметры b- волны	Амплитуда b- волны	17 мкВ
	Время от начала ЭРГ волны до точки b	60,2 мс
Класс ЭРГ	–	норм.

рованному распознаванию общей ЭРГ. Она может быть применена в различных специализированных клиниках, в частности в Офтальмологическом центре им. В.С.Малаяна.

Поступила 10.05.04

Ալգորիթմ էլեկտրառեոգրամների ավտոմատ ճանաչման համար

Ա.Գ. Կարդաշյան, Ս.Է. Կոսեմյան

Մեր օրերում կենսաբժշկական, մասնավորապես, ցանցաթաղանթի էլեկտրական ակտիվության ազդանշանների ավտոմատ ճանաչումը, համարվում է ակտուալ խնդիր:

Տվյալ աշխատանքը նվիրված է էլեկտրառեոգրո-

րամի ավտոմատ ճանաչման խնդրին: Կատարված է խնդրի ալգորիթմացում և ծրագրային ապահովում C++ լեզվով: Այս խնդրի լուծումը կհեշտացնի բժշկի աշխատանքը:

Algorithm for automated recognition of electroretinogrammes

A.G. Kardashyan, S.E. Kosemyan

The problem of biomedical signals automated recognition, particularly, the recognition of retinal electrical activity is quite actual nowadays.

The goal of the research was to develop an algorithm for automatic recognition of electroretinogrammes, which will be helpful for the physician.

Литература

1. *Արաքեյան Ա.Ա., Կարդաշյան Ա.Գ.* Алгоритм количественной оценки реографического сигнала. Информационные технологии и управление. Ереван, 2003, 1–2, с. 37.
2. *Кулаичев А.П.* Компьютерная электрофизиология. М., 2002.
3. *Мелконян Д.С.* Методика количественного анализа электроретинограмм. Ереван, 1980.
4. Офтальмологическая электродиагностика. Науч. труды / Под ред. Трутнева. И.А. Московский НИИ глазных болезней им. Гельмгольца. М., 1980.
5. *Шакин В.В.* Вычислительная электрокардиография. М., 1981.
6. *Шамшинова А.М., Волков В.В.* Функциональные методы исследования в офтальмологии. М., 1999.