

зали його високу ефективність: час відгуку  $O_2$  складає менше 10 с, діапазон вимірювань  $pO_2$  – від 0 до 800 мм рт. ст. з стабільністю вище 2 мм рт. ст.

Розроблений пристрій задовольняє вимогам користувача і може бути застосований у проведенні експериментальних досліджень, пов'язаних з газообмінними процесами в організмі з подальшим удосконаленням алгоритму роботи, що надасть можливість закласти базу для розробки вітчизняних газоаналізаторів  $O_2$  з широкою сферою застосування, та конкурентною ціною.

### **Література**

1. Котовський В.Й., Микитенко В.І., Ройтман Е.М. Метод функціональної діагностики стану мікросудинної системи на основі обміну кисню та теплового випромінювання // XXVII Международная научно-техническая конференция "Проблемы электроники", ч. 2, г. Киев, 2007 – С. 83–85.
2. Shoemaker W.C., Farjam F, Thangathurai D. Invasive and noninvasive haemodynamic monitoring of acutely ill sepsis and septic shock patients in the emergency // Eur J Emerg Med. – 2000. – 7(3). – P.167–175.
3. Milross M.A., Piper A.J., Norman M., Becker H.F., Willson G.N., Grunstein R.R., Sullivan C.E., Bye P.T., Low-flow Oxygen and Bilevel Ventilatory Support. Effects on ventilation during sleep in cystic fibrosis // Am. J. Respir Crit Care Med. – 2001. – 163(1). – P.129–134.
4. Каталог медичної продукції 2009 рік. – [http://www.rosmed.ru/catalog\\_med](http://www.rosmed.ru/catalog_med)
5. Котовський В.Й., Ячник А.І., Довженко О.П., Ройтман Е.М., Шевченко В.В. Сучасний підхід до проблеми ранньої діагностики захворювань судинної системи // Електроніка і зв'язь, 2006. – №6(35). – С.24–29.
6. Котовський В.І., Ройтман Е.М. Особенности разработки транскутанных гемодинамических мониторов // Электроника и связь. – 2007. – № 4. – С.12–19.
7. Терещук Р.М., Терещук К.М., Седов С.А. Справочник радиолюбителя - К: Наукова думка, 1981. – 672 с.

<p>Котовский В.Й., Осауленко В.Л. <b>Разработка прибора для исследования газообменных процессов биологических объектов</b> Приведены результаты разработки схемотехнических и алгоритмических решений прибора для исследования газообменных процессов биологических объектов на базе платы ADC-DAC PCI-1602. <b>Ключевые слова:</b> биологический объект, неинвазивная диагностика, парциальное давление кислорода, электрохимический сенсор</p>	<p>Kotovskiy V.J., Osaulenko V.L. <b>Development device for study of the processes of the exchange gas biological object</b> Article is denoted development scheme technical and algorithmic decisions device for study of the processes of the exchange gas biological object on base ADC-DAC PCI-1602. <b>Keywords:</b> biological object, non-invasive diagnostics, partial pressure of the oxygen, electro-chemical sensor</p>
--	--

*Надійшло до редакції  
25 лютого 2010 року*

УДК 621.372.542: 615.849.19

## АВТОМАТИЗАЦІЯ ОБРОБОТКИ ЕКГ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ДОСТОВЕРНОСТИ ДИАГНОЗА

<sup>1)</sup>Яковенко И.А., <sup>1)</sup>Клочко Т.Р., <sup>2)</sup>Леус Е.А., <sup>1)</sup>Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина, <sup>2)</sup>Украинская детская специализированная больница «ОХМАТДЕТ», г. Киев, Украина

Приведены подходы восстановления эталонных траекторий ЭКГ с помощью преобразования сигнала в комплексную плоскость, что значительно повышает качество съема и обработки электрокардиограмм. Большое разнообразие форм реальных ЭКГ изменение амплитудно-временных параметров однотипных фрагментов сильно затрудняют обработку информационных сигналов и требуют применение очень сложных алгоритмов. Рассматривается метод обработки ЭКГ в комплексной плоскости. Авторами предложено в дальнейшем, для оценки эталонного фрагмента ЭКГ использовать методы обработки изображений, в частности применять контурную согласованную фильтрацию.

**Ключевые слова:** ЭКГ, комплексная плоскость, эталонный фрагмент, фазовая траектория, метод обработки ЭКГ.

### **Введение. Постановка проблемы.**

В работах [1, 2] было предложено создание неинвазивного метода для исследования содержания макроэлементов  $K^+$ ,  $Ca^{++}$ ,  $Na^+$  в крови с помощью обработки данных ЭКГ. Однако, такая обработка проводилась вручную, что могло повлечь за собой недостоверность полученных результатов. Поэтому, авторами было предложено автоматизировать процесс обработки данных электрокардиографа.

Электрокардиограф является одним из самых простых и в то же время одним из самых важных средств диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Поэтому задача повышения качества съема и обработки электрокардиограмм остается актуальной и поныне. При этом активно разрабатываются и внедряются цифровые методы фильтрации и анализа электрокардиограмм (ЭКГ).

Основной проблемой при разработке цифровых систем обработки ЭКГ является неточность в распознавании фрагментов ЭКГ. Это связано с тем, что даже у здоровых людей в состоянии покоя может изменяться частота сердечного ритма. Также имеются погрешности самого измерителя низкочастотный дрейф, шум и др.. Все это приводит к искажению сигнала по амплитуде и появлению временных задержек. Действительно, при экспериментальных исследованиях в результате измерения биоэлектрических процессов в миокарде с помощью электрокардиографа и записи сигнала в цифровом виде авторы столкнулись с рядом подобных проблем.

Поэтому повышение точности измерений и, таким образом, повышение достоверности диагноза требует поиска новых решений и методов обработки ЭКГ.

### **Постановка задачи**

Электрокардиограмма представляет собой запись сигнала  $E(t)$ , несущего информацию об изменении во времени суммарного электрического потенциала, который возникает в сердечной мышце за счет движения ионов через мышечную мембрану (на рис 1. показан типичный фрагмент ЭКГ).

Диагностическими признаками являются амплитуды зубцов  $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $T$ , комплекса  $QRS$  и временных интервалов  $P - Q$ ,  $S - T$ ,  $R - R$ ,  $Q - T$ ,  $T$ ,  $U$  (рис.1).

Традиционно, указанные диагностические признаки измеряют следующим образом: разделение ЭКГ на отдельные циклы ( $R - R$  интервалы); выделение наиболее представительного цикла; оценка эталона ЭКГ на основе усреднения отдельных циклов; измерение амплитудно-временных параметров, характеризующих форму объекта.

Большое разнообразие форм реальных ЭКГ изменение амплитудно-временных параметров однотипных фрагментов сильно затрудняют обработку информационных сигналов и требуют применение очень сложных алгоритмов. В данной работе рассматривается метод обработки ЭКГ в комплексной плоскости.

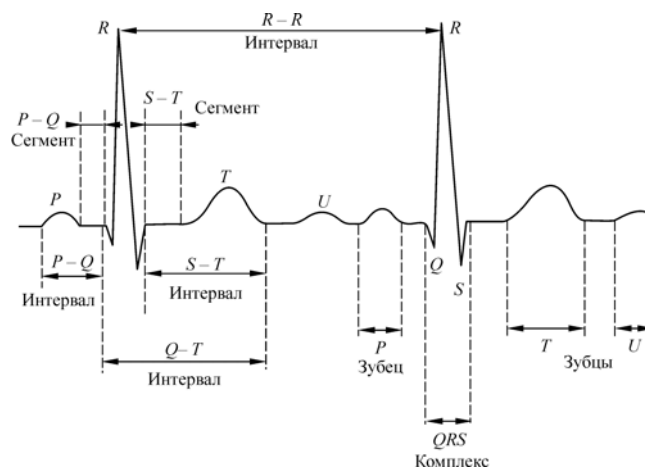


Рис.1. Нормальная ЭКГ. Начало и окончание интервала QRST и зубец U

Представим, что идеальный (эталонный) сигнал ЭКГ  $y_e(t)$  является периодической функцией времени. Наблюдаемый сигнал  $y(t)$  есть искаженная форма эталонного сигнала  $y(t) = f(y_e, \Theta)$ . В работе будем рассматривать следующую модель наблюдаемого сигнала:

$$y(t) = (1 + \delta k) y_e(t - \tau) + \xi + h(t)$$

В дискретной форме

$$y(n) = (1 + \delta k) y_e(n - \tau) + \xi + h(n) \quad (1)$$

где  $\xi$  – внешнее возмущение (шум),  $h(n)$  – низкочастотный дрейф,  $\delta k$  – коэффициент растяжения-сжатия,  $\tau$  – временная задержка. При этом будем полагать что  $\xi$ ,  $\tau$ ,  $\delta k$  являются последовательностями независимых случайных величин с нулевым математическим ожиданием.

Требуется по наблюдениям сигнала  $Y = \{y(1), y(2), \dots, y(N)\}$  восстановить эталонный сигнал  $\hat{y}_e(n)$ .

### Изложения метода исследования

Прежде всего необходимо избавиться от низкочастотного дрейфа (как правило, частота дрейфа  $< 0.5$  Гц) и шума. Для этого можно применять как обычные КИХ или БИХ фильтры, так и использовать оптимальный фильтр Виннера. Не будем останавливаться на тонкостях выбора и расчета фильтров. Эти вопросы раскрыты в [3], [4].

Применим к отфильтрованному сигналу дискретное преобразование Гильберта. Для этого спроектируем КИХ фильтр с линейной ФЧХ, имеющий сдвиг фазы на  $\pi/2$ , и согласующую линию задержки (рис.2), где «matching filter» – согласующий фильтр 10-го порядка, «phase inverter» – фазовращатель на 90 град.

10-го порядку. Таким образом, на выходе преобразователя Гильберта два сигнала сдвинутых друг относительно друга на 90 градусов.

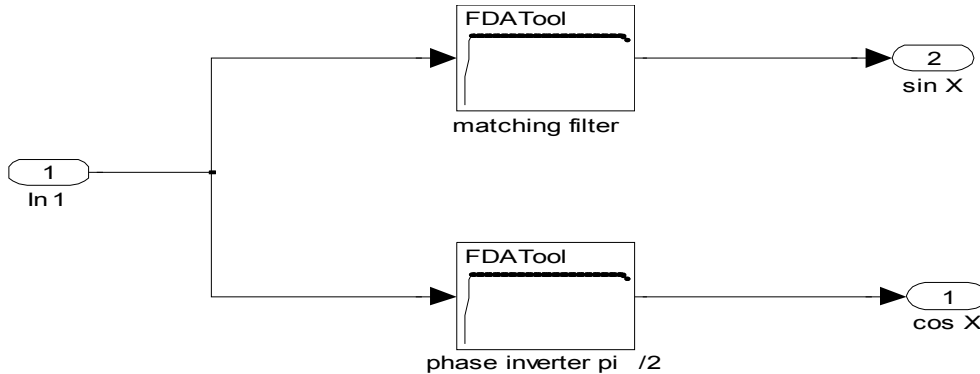


Рис. 2. Структурная схема преобразователя Гилберта

После преобразователя Гильберта мы получим два сигнала  $y_s(n)$ ,  $y_c(n)$ , сдвинутых друг относительно друга на  $\pi/2$ . При этом сигнал  $y_s(n)$  определяется формулой (1). Представим сигналы  $y_s(n)$  и  $y_c(n)$  в виде одного комплексного сигнала

$$z(n) = y_s(n) + iy_c(n) = A(\varphi)e^{j\varphi} \quad (2)$$

Представим эталонный сигнал  $y_e(t)$  в виде разложения в ряд Фурье:

$$y_e(t) = \sum_{k=0}^{\infty} A_k \cos(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \sin(k\omega t)$$

Обозначим

$$y_s^e(t) = y_e(t) = \sum_{k=0}^{\infty} A_k \cos(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \sin(k\omega t) \quad (3)$$

Применяя к (3) преобразование Гильберта получим:

$$y_c^e(t) = -\sum_{k=0}^{\infty} A_k \sin(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \cos(k\omega t) \quad (4)$$

Функции  $y_s(n)$  и  $y_c(n)$  связаны с функциями  $y_s^e(n)$  и  $y_c^e(n)$  формулой (1).

Применим к (3) и (4) преобразование (1), учитывая после фильтрации в (1) уйдут слагаемые  $\xi$  и  $h(n)$ . Имеем:

$$y_s(t) = (1 + \delta k) \left( \sum_{k=0}^{\infty} A_k \cos(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \sin(k\omega t) \right) - \tau(1 + \delta k) \left( \sum_{k=0}^{\infty} A_k \sin(k\omega t) - \sum_{k=0}^{\infty} B_k \cos(k\omega t) \right) + \xi \quad (5,a)$$

$$y_c(t) = (1 + \delta k) \left( -\sum_{k=0}^{\infty} A_k \sin(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \cos(k\omega t) \right) + \tau(1 + \delta k) \left( \sum_{k=0}^{\infty} A_k \cos(k\omega t) + \sum_{k=0}^{\infty} B_k \sin(k\omega t) \right) + \xi \quad (5,b)$$

Учитывая (4) выражение (5) можно представить в виде

$$\begin{aligned} y_s(n) &= (1 + \delta k)y_s^e(n) - \tau(1 + \delta k)y_c^e(n) + \xi; \\ y_c(n) &= (1 + \delta k)y_c^e(n) + \tau(1 + \delta k)y_s^e(n) + \xi \end{aligned} \quad (6)$$

Амплитуда комплексного сигнала (2) с учетом (6) будет определяться выражением:

$$A = A_e(1 + \delta k)\sqrt{1 + \tau^2}; A_e = \sqrt{y_s^{e2} + y_c^{e2}} \quad (7)$$

Таким образом, последовательности  $Y = \{y(1), y(2), \dots, y(N)\}$  соответствует траектория в двумерном пространстве с координатами  $y_s$  и  $y_c$ .

За счет возмущений последовательность  $Y = \{y(1), y(2), \dots, y(N)\}$  будет уклоняться от эталонной траектории, определяемой последовательностью  $Y_e = \{y_e(1), y_e(2), \dots, y_e(N)\}$ . При этом отклонение реальной траектории от идеальной определяется выражением:

$$\delta A^2 = A_e^2 \left( (1 + \delta k)\sqrt{1 + \tau^2} - 1 \right) \quad (8)$$

Поскольку величины  $\delta k$  и  $\tau$  имеют нулевое математическое ожидание и независимы, то математическое ожидание отклонения  $\delta A$  также стремится к нулю.

### **Восстановление эталонного фрагмента по фазовой траектории**

На рис. 3 представлены графики наблюдаемой последовательности одного из ЭКГ во времени и в комплексной плоскости.

При усреднении во временной области необходимо очень точно выделить отдельные циклы во времени и синхронизировать их. Это существенно усложняет алгоритм обработки.

При обработке в комплексной (фазовой) плоскости синхронизировать отдельные циклы по времени нет нужды. Достаточно просто провести разбиение исходной последовательности (рис 3,а) на  $N$  интервалов, таких чтобы в них гарантировано были все информационные параметры (все зубцы P, Q, R, S, T), причем интервалы могут не совпадать по размерности друг с другом. Это связано, прежде всего, с тем, что в фазовой плоскости мерой близости траекторий служит расстояние между точками.

Следует отметить, что переход в фазовую плоскость является более естественным при решении данной задачи. В самом деле, задача анализа ЭКГ состоит, по сути, в измерении геометрических размеров кривой, заданной в двумерном пространстве. Следовательно, и восстанавливать эталонную кривую лучше, не привязываясь ко времени.

Для восстановления эталонного фрагмента ЭКГ разобьем последовательность измеренного сигнала на  $N$  интервалов. При этом, как указывалось выше, разбиение проводим таким образом, чтобы в каждом интервале находился полный фрагмент ЭКГ (необходимо выбирать длину интервала не больше расстояния между интервалом R – R см. рис.1).

После разбиения на интервалы, необходимо выбрать опорную траекторию в качестве оценки первого приближения.

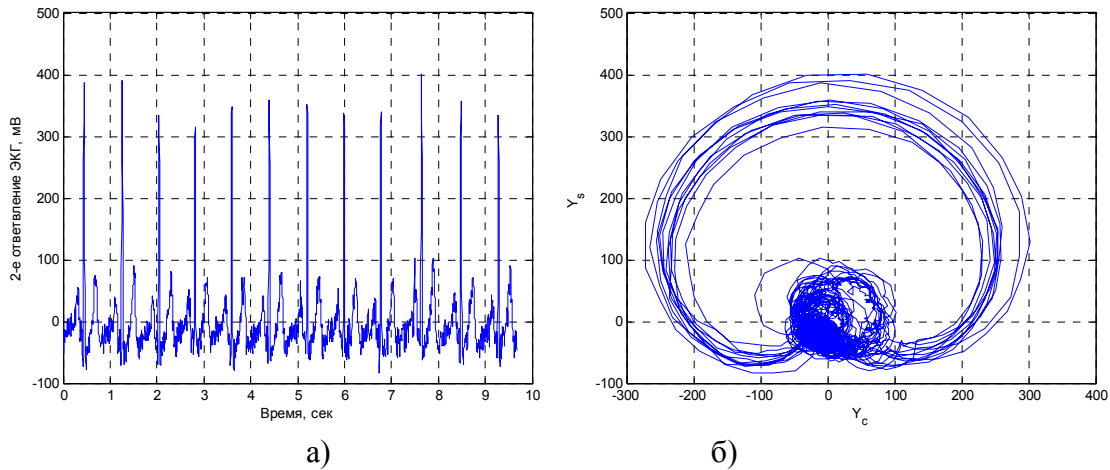


Рис. 3. График последовательности ЭКГ во времени и комплексной плоскости: а) изменение сигнала ЭКГ во времени; б) фазовая траектория в комплексной плоскости

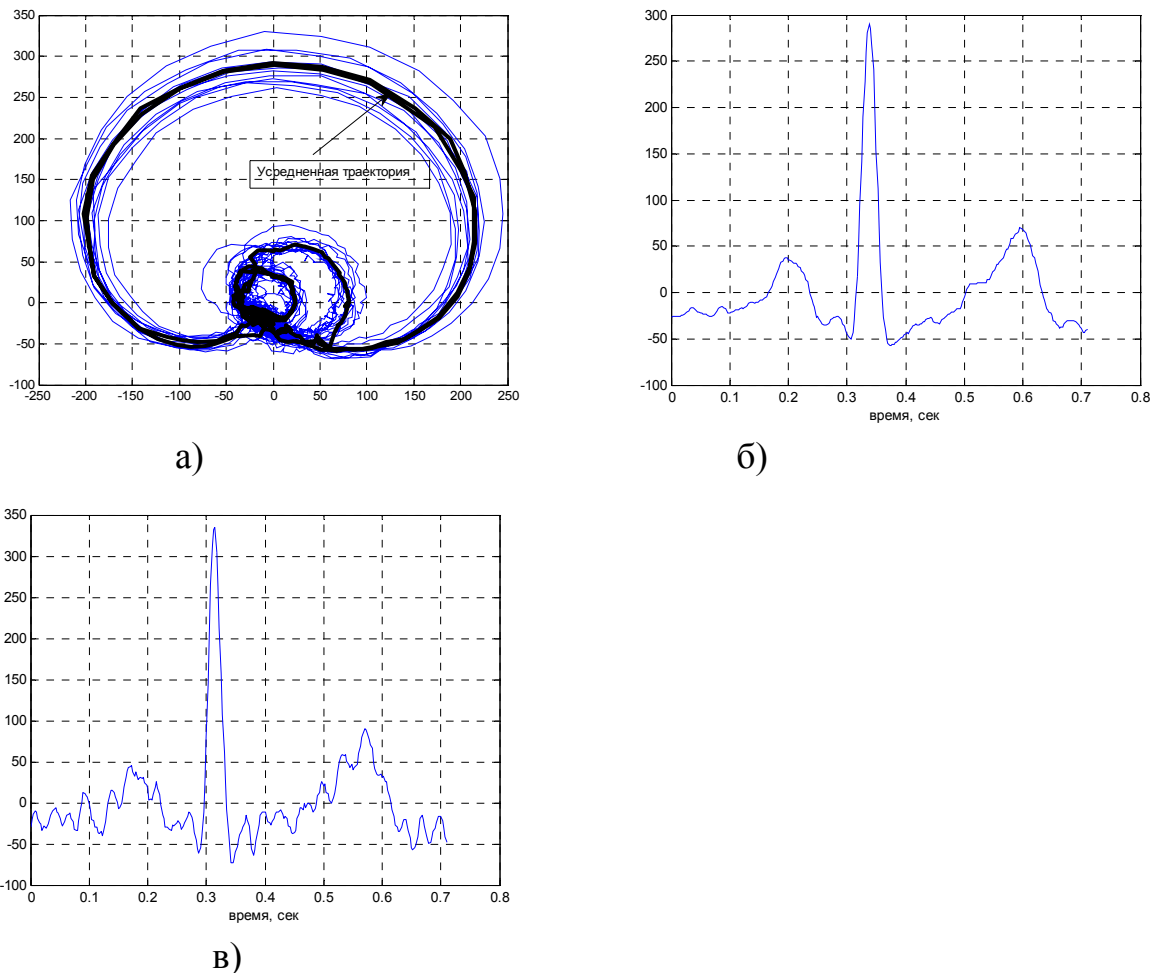


Рис.4. График восстановления эталонного фрагмента: а) фазовая траектория и усредненная траектория; б) восстановленный цикл; в) исходный цикл ЭКГ

Для этого нужно определить расстояние между всеми  $N$  траекториями и выбрать траекторию с наименьшим расстоянием до остальных траекторий.

Пусть, таким образом, была определена опорная траектория (интервал)  $M_0$ . Далее для каждой точки  $m_{0i} \in M_0$  задаем окрестность  $\Delta s_i$ , причем  $m_{0i} \in \Delta s_i$ .  $\Delta s_i$  можно определить, например, как окружность некоторого радиуса  $r_i$  с центром в точке  $m_{0i}$ . После этого считаем уточненное значение  $\hat{m}_{0i}$  по формуле:

$$\hat{m}_{0i} = \frac{m_{0i} + \sum_{j=1}^n m_j}{n + 1} \quad (9)$$

Здесь  $m_j \in \Delta s_i$  – все точки (любых траекторий) которые входят в окрестность  $\Delta s_i$ ,  $n$  – количество точек, входящих в окрестность  $\Delta s_i$ .

На рис.4 показаны результаты восстановления эталонного фрагмента с помощью обычного усреднения сигнала.

### **Выводы**

В работе рассмотрен метод восстановления эталонных траекторий ЭКГ с помощью преобразования сигнала в комплексную плоскость. Такой подход позволил существенно упростить алгоритм восстановления эталонных фрагментов ЭКГ, поскольку не требует согласования по времени различных фрагментов ЭКГ.

При обработке комплексного сигнала в комплексной плоскости использовалось обычное усреднение сигнала. Тем не менее, даже такой простой способ показал эффективность восстановления эталонного фрагмента ЭКГ.

В дальнейшем для оценки эталонного фрагмента ЭКГ целесообразно использовать методы обработки изображений, в частности, применять контурную согласованную фильтрацию.

### **Литература**

1. Яковенко І.О., Ключко Т.Р., Леус О.О. Неінвазивний моніторинг складу макроелементів в крові // XI Міжнародна науково-практична конференція «Людина і космос» 2009 р.— Дніпропетровськ; НЦАОМУ, 2009. - С.265.
2. Яковенко І.О., Ключко Т.Р., Леус О.О. Визначення макроелементів  $K^+$ ,  $Ca^{++}$ ,  $Na^+$  У крові дитини з подальшим оцінюванням гомеостазу організму // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія приладобудування. – 2009. – Вип. 38. - С. 155-161.
3. Опенгейм А. В., Шафер Р. В. Цифровая обработка сигналов: Пер. с англ. / Под ред. С. Я. Шаца. – М.: Связь, 1979.– 416 с., ил.
4. Цифровая обработка сигналов: Справочник/ Л. М. Гольденберг, Б. Д. Матюшкин, М. Н. Поляк. – М.: Радио и связь, 1985. – 312 с., ил.
5. Вапник В. Н. Восстановление зависимостей по эмпирическим данным. –М.: Гл. ред. физ.-мат. лит. изд. «Наука», 1979. - 448 с.
6. Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ. Изд.3-е. Ростов-на-Дону: Феникс, 2003. – 160 с.
7. Хардле В. Прикладная непараметрическая регрессия: Пер. с англ. – М.: Мир, 1993. — 349 с, ил.

<p>Яковенко І.О., Ключко Т.Р., Леус О.О. <b>Автоматизація обробки ЕКГ для підвищення достовірності діагнозу</b> Приведено підходи відновлення еталонних траєкторій ЕКГ за допомогою перетворення сигналу в комплексну площину, що значно підвищує якість знімання та обробки електрокардіограм. Велика різноманітність форм реальних ЕКГ зміню амплітудно-часових параметрів однотипних фрагментів сильно ускладнюють обробку інформаційних сигналів і вимагають застосування дуже складних алгоритмів. Розглядається метод обробки ЕКГ в комплексній площині. Авторами запропоновано для оцінки еталонного фрагмента ЕКГ використовувати методи обробки зображень, зокрема застосовувати контурну узгоджену фільтрацію. <b>Ключові слова:</b> ЕКГ, комплексна площина, еталонний фрагмент, фазова траєкторія, метод обробки ЕКГ.</p>	<p>Yakovenko I.O., Klotchko T.R., Leus O.O. <b>Automation of treatment EKG for increase of authenticity of diagnosis</b> In this article approaches over of renewal of standard trajectories EKG are brought by means of the signal shaping in a complex plane, that promotes quality of output and treatment of electrocardiograms considerably. Large variety of forms of real EKG the change of peak-temporal parameters of the same type fragments is strongly hampered treatment of informative signals and require application of very difficult algorithms. In hired the method of treatment EKG is examined in a complex plane. It is offered authors in future, for the estimation of standard fragment of EKG to use the methods of processing of images, in particular to apply the contour concerted filtration. <b>Keywords:</b> EKG, complex plane, standard fragment, phase trajectory, method of treatment EKG.</p>
---	---

Надійшла до редакції  
25 травня 2010 року

УДК 615.849.19:577.1

## ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СМЕШАННОГО ТИПА С БИОЛОГИЧЕСКИМИ СТРУКТУРАМИ ЖИВЫХ ОБЪЕКТОВ

*Ключко Т. Р., Дастжерди А. Х. М., Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

*Представлена модель взаимодействия электромагнитного излучения светового диапазона смешанного типа с биологическими структурами в процессе физиотерапевтического воздействия.*

**Ключевые слова:** электромагнитное излучение, биологические структуры, физиотерапия

### **Введение. Постановка задачи**

Проблема взаимодействия электромагнитного излучения с живыми объектами к настоящему времени остается актуальной, несмотря на существующие исследования, например [1, 2, 3]. Такой интерес к проблеме может быть обусловлен в достаточной степени многочисленными разработками технических средств, которые находятся в непосредственном контакте с биологическими объектами. Известно применение приборов [4] с источниками некогерентного излучения в широком спектральном диапазоне, имитирующем излучение Солнца, в физиотерапии, косметологии. При этом подразумевается, что организм сам выбирает частоты излучения, необходимые для оптимального лечебного воздействия. Однако, как отмечалось в авторских работах [5, 6, 7], воздействие на организм электромагнитным излучением широкого частотного диапазона может и не соответствовать параметрам поглощения излучения компонен-