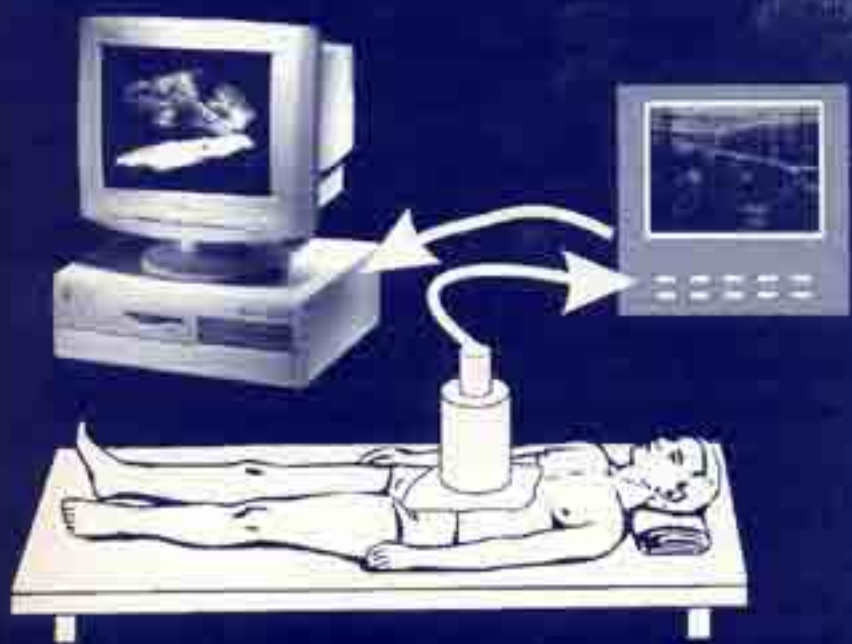


*МЕТОДЫ
КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ
В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ – 2007*



**МЕТОДЫ
КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ
В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ – 2007**

Материалы ежегодной Всероссийской научной школы-семинара

23–25 мая 2007 года
Саратов

Под редакцией профессора *Д.А. Усанова*

несвязанных осцилляторов. В качестве характеристик воздействия систем друг на друга определялись характеристики $\gamma_{x \rightarrow y}$ и $\gamma_{y \rightarrow x}$ с помощью метода моделирования фазовой динамики [3]. При этом метод работает правильно, если величина $\gamma_{x \rightarrow y}$ отражает существующее воздействие, а величина $\gamma_{y \rightarrow x}$ не отличается от нуля в пределах ошибки оценивания. При увеличении коэффициента связи индекс синхронизации ρ может достигать практически единицы, т.е. обеспечивается режим, близкий к синхронному. Конкретные значения зависят от уровня шумов, которые препятствуют идеальной синхронизации.

По ансамблю реализаций модельной системы были получены распределения характеристик $\gamma_{x \rightarrow y}$ и $\gamma_{y \rightarrow x}$ и рассчитан процент ошибочных выводов о наличии влияния y на x при различных значениях параметров. Показано, что он растет с ростом индекса синхронизации ρ . Представлены количественные характеристики эффекта. Полученные результаты должны быть полезны на практике при исследовании экспериментальных данных для контроля надежности выводов о направленности сильной связи.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (грант 05-02-16305), программ «Фундаментальные науки – медицине» и BRHE.

Список литературы

1. Brea J., Russell D.F., Neiman A.B. // Chaos. 2006. V.16, №026111.
2. Smirnov D., Schelter B., Winterhalder M., Timmer J. // Chaos. 2007. V.17, №013111.
3. Smirnov D., Bezruchko B. // Phys. Rev. E. 2003. V.68, №046209.

Оценка статистической значимости результатов исследования фазовой синхронизации между регуляторными механизмами в сердечно-сосудистой системе

А.С. Караваев, А.Р. Киселев¹, А.Б. Беспятов, В.И. Гриднев¹

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

¹НИИ кардиологии, Саратов

nonlinmod@sgu.ru

Анализ фазовой динамики и, в частности, фазовой синхронизации является одним из методов исследования систем различной природы. С его помощью нами было обнаружено существование фазовой синхронизации между двумя контурами симпатической барорефлекторной регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы [1]. Рассматривался контур, иннервирующий синусовый узел и модулирующий частоту сердечных сокращений с характерным временем 10 с, и контур, нервные волокна которого иннервируют артериальные вазомоторы, изменяя тонус сосудодвигательных мышц с характерным периодом также около 10 с [2–4]. В результате экспериментального исследования временных рядов сердцебиения и фотоплетизмограмм нами было установлено, что для здоровых людей характерно наличие достаточно длительных интервалов фазовой синхронизации между указанными системами. Была предложена интегральная численная мера степени фазовой синхронизации — суммарный процент фазовой синхронизации S и разработана компьютерная программа «Синхро» [5], реализующая расчет величины этой меры по экспериментальным рядам.

Методика расчета суммарного процента фазовой синхронизации состоит в следующем. На первом этапе из экспериментальных временных рядов сердцебиения и фотоплетизмограмм с помощью полосовой фильтрации выделяются сигналы исследуемых контуров регуляции. Затем с помощью преобразования Гильберта

рассчитываются фазы сигналов, находятся разности этих фаз и с помощью разработанного алгоритма осуществляется автоматический поиск участков фазовой синхронизации. Заключительным этапом является расчет суммарного процента фазовой синхронизации S , как выраженного в процентах отношения суммы длительностей всех участков фазовой синхронизации к полной длине ряда.

В ходе клинической апробации предложенного подхода на базе Саратовского НИИ кардиологии с помощью разработанной программы было показано, что величина суммарного процента фазовой синхронизации между ритмами с частотой 0.1 Гц в системе вегетативного управления сердечно-сосудистой системой значительно выше у здоровых людей, чем у больных, перенесших инфаркт миокарда. Причем, в результате проведения лечебно-реабилитационных мероприятий синхронизация исследуемых ритмов у людей, перенесших инфаркт миокарда, увеличивается.

В настоящей работе предлагается методика оценки статистической значимости величины рассчитываемой меры синхронизованности, основанная на генерации ансамбля специальным образом подготовленных рядов суррогатных данных. Подготовка ансамбля таких рядов может осуществляться различными способами. В данной работе ряды суррогатных данных готовятся с помощью случайного перемешивания начальных фаз Фурье-гармоник фильтрованных экспериментальных сигналов. При таком способе подготовки спектр мощности получаемых суррогатных рядов не отличается от спектра мощности исходных сигналов, а фазовая синхронизация сигналов разрушается. Для каждой пары суррогатных рядов проводится расчет величины суммарного процента фазовой синхронизации и строится распределение величины этого показателя по ансамблю суррогатных данных. Статистическая значимость величины S , полученной при анализе исходных реализаций, оценивается как отношение площади построенного распределения, соответствующей значениям суммарного процента фазовой синхронизации, превышающим S , к площади всего распределения.

Предложенная методика оценки статистической значимости реализована нами в компьютерной программе «Синхро-2». В ходе ее клинической апробации, при анализе записей здоровых молодых людей было выявлено, что в трех из пяти записей полученные значения суммарного процента фазовой синхронизации S были статистически значимы на уровне 0.05. Распределение свернутой разности фаз суррогатных рядов для всех субъектов стремится к равномерному при увеличении размера ансамбля. Распределение суммарных процентов фазовой синхронизации суррогатных данных имеет форму несимметричного колокола с максимумом, отстоящим от нуля. Такой сдвиг максимума объясняется ограниченностью спектра анализируемых сигналов (по построению). Также показано, что построенные распределения спадают таким образом, что у всех субъектов статистическая значимость на уровне 0.05 достигается при значениях суммарного процента фазовой синхронизации S , превышающих 50%, что находится в соответствии с выводами, сделанными авторским коллективом в работе [1].

Результаты работы используются для создания мобильного аппаратно-программного комплекса «Синхрокор», предназначенного для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе синхронизованности сигналов ее регуляторных систем.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, грант № 07-02-00747 и фонда некоммерческих программ «Династия».

Список литературы

1. Киселев А.Р., Беспятов А.Б., Кожирина О.М. и др. Внутренняя синхронизация основных 0.1Гц-частотных ритмов в системе вегетативного управления сердечно-сосудистой системой // Физиология человека. 2007. Т. 33, № 2.

2. M. Ursino Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model // American Physiological Society. 1998. P. H1733-H1747.
3. Ringwood J.V., Malpas S.C. Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model // Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol. 2001. V. 280. P. R1105-R1115.
4. Kotani K. Model for complex heart rate dynamics in health and diseases // Physical Review E. 2005. V. 72. № 041904.
5. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2005610960 «Программа расчета суммарного процента фазовой синхронизации между ритмами сердечно-сосудистой системы человека (Синхро)». Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 20 апреля 2005 г.

Автоматизированная оцифровка данных электрокардиографических обследований для компьютерного прогнозирования критических состояний в динамике заболевания на основе вейвлетного анализа

О.А. Монахова, Ю.В. Климаев

Энгельсский технологический институт (филиал) Саратовского государственного
технического университета
tf@techn.sstu.ru

Прогнозирование состояния организма, его органов, систем и тканей на основе цифрового кодирования, фильтрации и компьютерной обработки биомедицинских сигналов (БМС) является перспективным направлением научных исследований на пути развития медико-технической науки и смежных областей знаний. Проведение научно-исследовательских работ в этом направлении тесно связано с модификацией существующих алгоритмов, а также с созданием новых эффективных моделей для цифровой обработки и передачи информации различного применения, разработкой программного обеспечения соответствующих аппаратных средств, в том числе работающих по технологии мультимедиа. Как сообщалось в [1] – [12], для обнаружения и распознавания ключевых диагностических признаков БМС наиболее перспективным представляется использование математического аппарата вейвлет-преобразования амплитудно-временного представления сигналов в спектральное.

Разработка эффективных методик прогнозирования динамики патологических явлений в сердечном ритме у пациентов с хронической ишемической болезнью сердца (ХИБС) для ранней диагностики и предотвращения критических или необратимых изменений сердечной деятельности включает в себя несколько этапов:

- 1) сбор данных ЭКГ-обследований, которые представляют собой непрерывно изменяющийся сигнал на бумажном носителе. На данном этапе были собраны данные электрокардиографических обследований 40 пациентов, вскоре умерших по различным причинам в разных отделениях Энгельсской городской больницы № 2 (данные предоставлены архивом Энгельсской городской больницы № 2 – гл. врач Г. О. Текнеджян, зав. кардиологическим отделением Т. И. Гордиенко). Данные по пациентам были выделены в три подгруппы: пациенты с диагнозом ХИБС, умершие от перенесенного инфаркта миокарда; пациенты с диагнозом ХИБС, умершие по иным причинам; пациенты без патологических изменений в сердечном ритме, умершие по иным причинам;
- 2) оцифровка собранных данных и сохранение полученных выборок в памяти компьютера (для реализации режимов обработки off-line и on-line);

- 3) выбор порождающей вейвлетной функции, максимально соответствующей типу сигнала;
- 4) нахождение значений коэффициентов вейвлет-разложения с использованием новой вейвлетной функции и построение на их основе вейвлет-спектрограмм;
- 5) интерпретация полученных результатов и их обоснование.

Наиболее трудно практически реализуемой, с нашей точки зрения, является автоматизация вейвлет-анализа данных электрокардиографических обследований пациентов с ХИБС.

Запись электрической активности сердца – один из наиболее известных и широко используемых методов исследования деятельности сердца. Обычно производят регистрацию проекции электрического импульса сердца в нескольких плоскостях, иначе – в нескольких отведениях. Подробную информацию об отведениях и методах анализа ЭКГ и ее регистрации можно найти например в [13].

Вид электрокардиограммы может существенно изменяться в зависимости от отведения. Одна из основных характеристик ЭКГ – интервал R–R между двумя следующими друг за другом импульсами R, отражающий частоту сердечных сокращений. Зубец P соответствует сокращению левого и правого предсердий. Комплекс QRS, включающий в себя три импульса Q, R и S, отражает период активности желудочков. Зубцы Q и S могут быть выражены слабо либо вовсе отсутствовать. Зубец T соответствует периоду реполяризации желудочков. Выявление импульсов R или комплексов QRS является первоочередной задачей при автоматической обработке ЭКГ. Задача существенно усложняется при увеличении объема данных, например, в том случае, когда длительная запись кардиограммы получена в результате мониторинга по Холтеру [14].

Сигнал ЭКГ помимо записи электрической активности сердца содержит шумовую добавку, которая включает в себя фон переменного тока (50 или 60 Гц) питающей сети, высокочастотные колебания, вызванные мышечными сокращениями, а также низкочастотную (доли Гц) составляющую, обусловленную изменением сопротивления контактов датчик-тело.

На рис. 1 показано три периода реальной ЭКГ во II отведении (при его записи отрицательный электрод накладывают на правую руку, а положительный – на левую ногу), на которой можно выделить несколько QRS-комплексов.

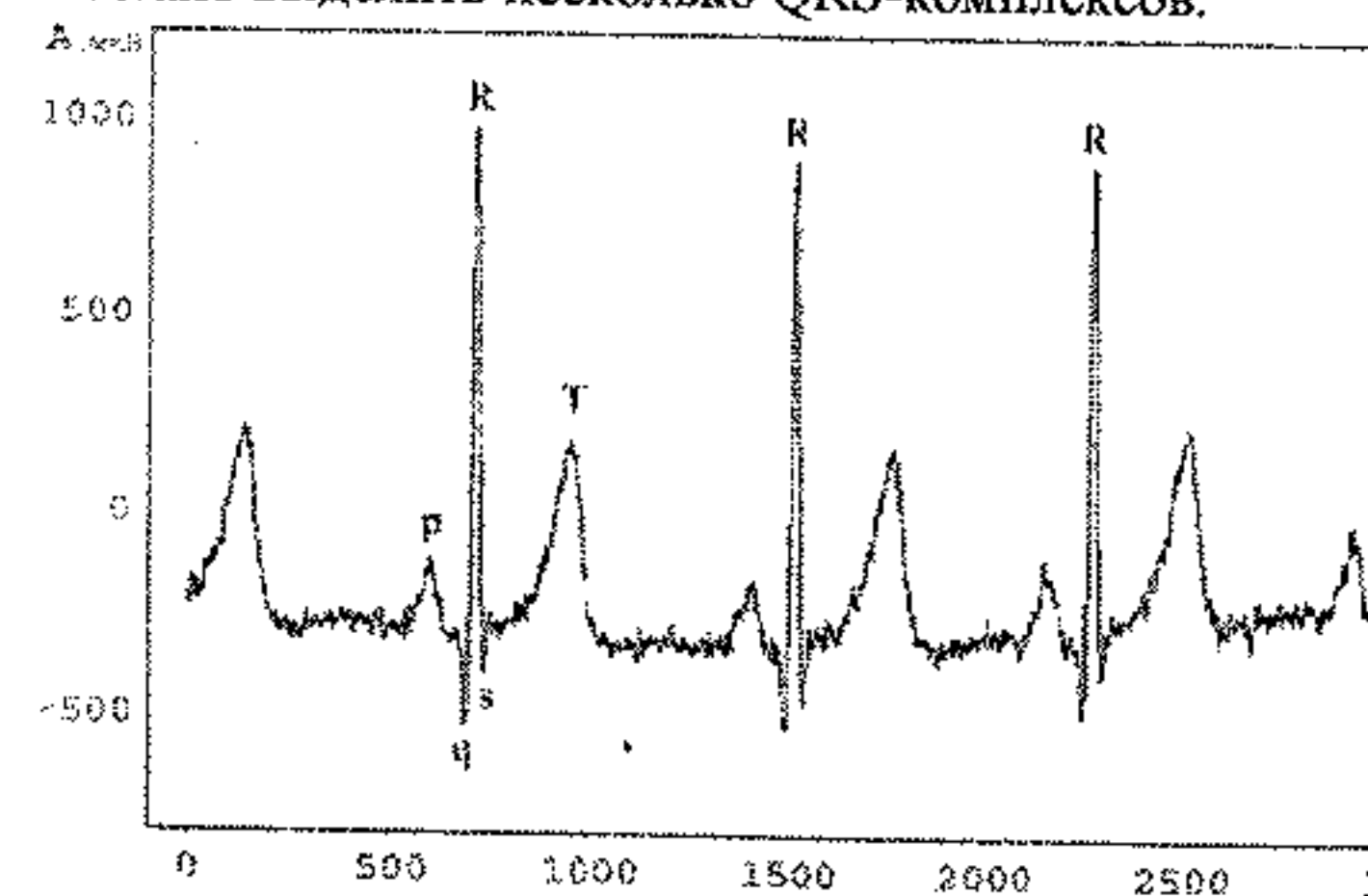


Рис. 1. Три периода электрокардиограммы (II отведение), записанной при частоте дискретизации 1 кГц. По горизонтальной оси отложены номера отсчетов, по вертикальной – уровень сигнала в микровольтах

Статистические свойства оценки коэффициента фазовой синхронизации

Е.В. Сидак, А.М. Захаревич, А.С. Караваев, Д.А. Смирнов
Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского
sidakelena@yandex.ru

Явление синхронизации играет важную функциональную роль в биологических системах. В нейрофизиологии при изучении деятельности мозга основное внимание уделяется выявлению синхронизации различных групп нейронов [1]. Определенный уровень синхронизации обеспечивает нормальное функционирование мозга. Но слишком высокий ее уровень свидетельствует о патологии и характерен для таких заболеваний, как эпилепсия и болезнь Паркинсона, сопровождающихся нарушениями движения (эпилептические припадки и паркинсоновский тремор).

Для обнаружения синхронизации между двумя колебательными системами по измеренным сигналам x_n и y_n ($n=1, \dots, N$) используются различные коэффициенты фазовой синхронизации. Наиболее распространен следующий индекс:

Для обнаружения синхронизации между двумя колебательными системами по измеренным сигналам x_n и y_n ($n=1, \dots, N$) используются различные коэффициенты фазовой синхронизации. Наиболее распространен следующий индекс:

$$\rho = \sqrt{\left(\cos(\phi_x(n) - \phi_y(n))\right)^2 + \left(\sin(\phi_x(n) - \phi_y(n))\right)^2},$$

где ϕ_x, ϕ_y – фазы сигналов, угловые скобки означают усреднение по времени. Величина ρ принимает значения от нуля до единицы. При этом $\rho=1$ для строго синхронного режима, $\rho=0$ для несвязанных осцилляторов со слабой фазовой нелинейностью, если ряды бесконечно длинные. На практике ряды конечны, а иногда весьма коротки, т.е. включают в себя всего несколько десятков характерных периодов колебаний. При этом можно получить близкое к 1 значение ρ для несвязанных осцилляторов [2].

Цель данной работы состоит в исследовании вероятностных свойств оценки коэффициента ρ , полученной по временным рядам колебаний несвязанных осцилляторов, в зависимости от их параметров. Объект – фазовые осцилляторы:

$$\frac{d\phi_x(t)}{dt} = \omega_x + b_x \cos \phi_x(t) + \xi_x(t),$$

$$\frac{d\phi_y(t)}{dt} = \omega_y + b_y \cos \phi_y(t) + \xi_y(t),$$

где ω_x, ω_y – частоты, b_x, b_y – коэффициенты фазовой нелинейности, ξ_x, ξ_y – шумы.

По ансамблю реализаций модельной системы были получены распределения оценки коэффициента ρ при различных параметрах осцилляторов, а также зависимости среднего значения и дисперсии оценки ρ , 95%-го квантиля ее распределения от длины ряда, расстройки частот, уровня шума, коэффициентов нелинейности.

При нулевой расстройке частот и длине ряда 10 характерных периодов, ρ превышает 0.97. При расстройках частот меньше 0.1, оценка ρ принимает значения от 0.5 до 1 даже при длинах ряда до 100 характерных периодов. С увеличением уровня шума среднее значение ρ медленнее спадает при увеличении расстройки частот. При малом шуме закон этого уменьшения близок к $(\sin \Delta\omega) / \Delta\omega$. Оценка ρ слабо зависит от коэффициента фазовой нелинейности, если он не превышает величин 0.3–0.4.

Полученные зависимости 95%-го квантиля распределения от параметров могут использоваться для тестирования значимости полученных величин ρ . Это проиллюстрировано на примерах осциллятора Ван-дер-Поля и системы Ресслера.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты 07-02-00589, 07-02-00747), программ «Фундаментальные науки – медицине» и BRHE.

Список литературы

1. Абарбанел . Г.Д.И. и др. // Успехи физических наук, 1996. Т.166. С.363.
2. Allefeld C., Kurths J. // Int. J. Bif. Chaos. 2004. V.14. P.405.

Способ контроля предсердного и желудочкового ритмов электрокардиосигнала и возможность выявления экстрасистол на его основе

А.Н. Варнавский

Рязанский государственный радиотехнический университет
mel@rgta.ryazan.ru

Экстрасистолия – самая распространённая форма аритмии, характеризующаяся внеочередными сокращениями сердца (экстрасистолы), обусловленными импульсами из возникшего в миокарде дополнительного очага возбуждения. Поскольку мышца сердца после каждого сокращения остаётся некоторое время невозбудимой, очередной нормальный импульс, как правило, не может вызвать систолу и возникает более длительная, чем после нормального сокращения, так называемая компенсаторная пауза. В зависимости от места возникновения выделяют, в частности, экстрасистолы предсердные и желудочковые.

Предсердные экстрасистолы могут возникать при поражении миокарда (митральные пороки сердца, кардиосклероз). Частая предсердная экстрасистолия, особенно групповая, при этих болезнях является предвестником мерцательной аритмии. Желудочковые экстрасистолы могут быть следствием как поражений миокарда, так и нервно-психических и других нарушений. Частая групповая и политопная (исходящая из различных участков) желудочковая экстрасистолия может предшествовать тяжёлому нарушению ритма – фибрилляции желудочков. В распознавании экстрасистолии важную роль играет электрокардиография [1].

Наибольшее распространение в настоящее время получили методы анализа электрокардиосигнала (ЭКС) во временной области [2]. Это обусловлено относительно простой технической реализацией при незначительном снижении эффективности выделения экстрасистолы и возможностью проводить анализ ЭКС в реальном времени. Основной операцией в данном случае является сравнение ЭКС с пороговыми уровнями. Несмотря на кажущуюся проработанность вопросов выделения экстрасистолы ЭКС на основе методов анализа во временной области, продолжают работы по созданию более простых и помехоустойчивых методов.

Признаки предсердной экстрасистолы:

- 1) преждевременное внеочередное появление зубца Р и следующего за ним комплекса QRST;
- 2) деформация или изменение полярности зубца Р экстрасистолы;
- 3) наличие неизменного экстрасистолического желудочкового комплекса QRST, похожего по форме на обычные нормальные комплексы QRST синусового происхождения;
- 4) наличие после предсердной экстрасистолы неполной компенсаторной паузы.

Признаки желудочковой экстрасистолы:

- 1) преждевременное внеочередное на ЭКГ измененного желудочкового комплекса QRS;