УДК 615.471:616.12

ПРИМЕНЕНИЕ НЕЛИНЕЙНЫХ МЕТОДОВ ДЛЯ АНАЛИЗА РИТМОГРАММ

О.Н. Сахарова

Таганрогский государственный радиотехнический университет,e-mail: vadim@tsure.ru

Организм человека представляет собой сложную многоуровневую систему, причем замкнутую. Обеспечение заданного уровня функционирования целостного организма является конченым результатом деятельности сердечно-сосудистой системы. По структуре сердечного ритма, заложенного в последовательности кардиоинтервалов, можно судить об адаптационных механизмах, уровне функционирования вегетативной подсистемы организма человека. Она позволяет выявить реакцию организма человека на стресс, кроме того дает экспресс-анализ текущего состояния человека. В настоящее время появилась возможность, используя вариабельность сердечного ритма (ВСР), проводить исследования системных критериев раннего и донозологического выявления напряжения и перегрузки механизмов адаптации и их нарушений при различного рода заболеваниях. Анализ показателей вариабельности сердечного ритма позволил выявить закономерную связь между вегетативной нервной системой и смертностью от сердечно-сосудистых заболеваний, включая внезапную смерть. Экспериментально была также установлена связь между предрасположенностью к летальным аритмиям и признакам повышенной симпатической или пониженной вагусной активности. Этот факт дал толчок к проведению исследований количественных показателей вегетативной активности.

Метод для измерения вариабельности сердечного ритма в науке называют кардиоинтервалографией (КИГ), который включает регистрацию исходной электрокардиограммы, одновременное построение ритмограммы и дальнейший анализ полученных данных. Традиционно ритмограмму анализировали линейными методами, которые основаны на предположении о стационарности протекающих в организме процессов. В последовательности кардиоинтервалов закодирована информация о различных звеньях системы управления: нервных сплетениях, железах внутренней секреции, нервных центрах, расположенных в глубине мозговой ткани. Деятельность этих звеньев детерминирована лишь постольку, поскольку могут быть выявлены в определенной степени однозначные связи между синусовым узлом и управляющими механизмами [1]. Но так как сложная иерархия структур системы управления в конечном итоге реализует одновременное воздействие многочисленных нервных и гуморальных влияний на ритм сердца, то последовательность кардиоинтервалов нужно анализировать как нестационарный случайный процесс. Проведенные исследования показали возможность использования нелинейных методов анализа RR-интервального ряда.

Первым шагом в описании нелинейных процессов является попытка восстановить фазовое пространство сигнала или в данном случае ритмограмм (рис.1). Наиболее простым методом фазово-пространственного восстановления является метод задержки Тэйкенса [2], который заключается в следующем. Координаты точки X(k) в фазовом пространстве являются параметрами модели состояния восстановленного временного ряда в момент времени k. Поведение динамического состояния восстанавливается рядом из этих точек X(k) в фазовом пространстве. Векторы X(k) в многомерном фазовом пространстве строятся по значениям временного ряда, который определяет координаты фазово-пространственного графика:

$$X(k) = \{x(k), x(k+\tau), x(k+2\tau), \dots, x(k+(ED-1)\tau)\},$$

$$k = 1, 2, 3, \dots (N-ED).$$
(1)

Где X(k) одна точка кривой в фазовом пространстве в момент времени k, $x(k+i\tau)$ — это координаты в фазовом пространстве соответствующих значений временного ряда, τ — соответствующая временная задержка (целый малый дискретный период), ED — внутренняя размерность, которая является числом координат графика фазового пространства. Восстановленный сигнал представляется аттрактором в ED-пространстве.

На практике достаточно трудно определить значение временной задержки или лага. Теорема Тэйкенса гласит, что в случае неограниченного числа точных данных без шума возможно выбрать некоторое значение τ . Однако для экспериментальных данных эта теорема не является верной, поскольку реально можно измерить только конечное число данных τ 0 конечной точностью. Следовательно, атрибуты восстановления фазового пространства зависят от выбора значения τ 1. Если τ 2 слишком мало, то значение τ 3 меньше значения τ 4 и фазовый портрет сигнала уменьшается и располагается около диагонали. Наоборот, в случае слишком больших τ 5, происходит геометрическая деформация портрета.

Существует три метода выбора временной задержки т. Первый метод заключается в выборе т посредством оптимального заполнения фазового пространства на фазовом портрете. Второй метод определяет соответствующее время задержки как расположение первого локального минимума автокорреляционной функции сигнала. И наконец, третий метод – нахождение первого минимума на графе взаимной информации. Пока первый метод дает сравнительно грубую оценку на основе графических и очень субъективных процедур; и второй метод вычисляет только линейное отношение связи, метод взаимной информации показывает наилучшие результаты, так как также изучает нелинейный сигнальные структуры. В соответствии с [2] на основе третьего метода было получено, что для вариабельности сердечного ритма наилучшее восстановление фазового пространства происходит при т=5. По восстановленному фазовому пространству необходимо определить аттрактор или притягивающее множество неравновесных состояний в фазовом пространстве, т.е. некоторую совокупность точек, к которой притягиваются все близкие траектории движения [3]. Странные аттракторы присущи биологическим системам. И основной задачей восстановления фазового пространства является нахождение такого странного аттрактора. Это позволяет поставить в соответствие формы аттракторов различного рода дисфункций регуляторных механизмов организма человека.

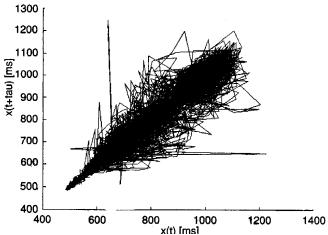


Рис.1. Пример фазового пространства ритмограммы.

Следующим этапом анализа нелинейных эффектов является нахождение характеристики восстановленного фазового пространства, называемой корреляционной размерностью (рис.2). Метод оценки корреляционной размерности был предложен Grassberger и Procaccia. Метод позволяет определить корреляционную размерность аттрактора.

Предположим, что X - регистрируемая ритмограмма, τ - задержка или лаг, r - радиус вокруг каждой точки отсчета, тогда получим значение корреляционного интеграла

$$C(r) = \frac{1}{N^2} \cdot \sum_{i=1}^{N} \sum_{j=1}^{N} Hev(r - |X_i - X_j|),$$
 (2)

Где X_i , X_j — точки кривой в фазовом пространстве, N — число точек данных в фазовом пространстве, Hev(x) — функция Хевисайда, которая Hev(x)=0 для x,<0 и Hev(x)=1 для x>0, таким образом она исключает значения вне радиуса r.

Тогда получим выражение для построения корреляционной размерности

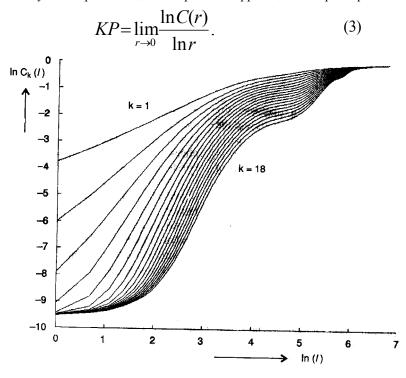


Рис.2. Пример корреляционной размерности.

Нахождение корреляционной размерности позволит получить количественную оценку превалирования одного из контуров управления.

Благодаря проведенным исследованиям, было выявлено, что по форме аттракторов в фазовом пространстве можно судить о состоянии регуляторных механизмов. Дальнейшая обработка полученных данных даст возможность количественно оценивать изменения в организме, связанные нарушениями регуляции сердечного ритма. Это позволит в дальнейшем развивать методику кардиоинтервалографии и использовать ее более широко. Кроме того, были выявлены случаи, когда методами линейного анализа не возможно определить изменения состояния регуляторных механизмов. На первый взгляд одинаковые

формы автокорреляционных функций и спектрограмм позволяют говорить об идентичности заболеваний пациентов. Однако, оценка фазового пространства их ритмограмм говорит об обратном.

Таким образом, применение нелинейных методов анализа ритмограмм позволяет расширить спектр возможностей диагностики изменений в организме, связанных с изменением сердечного ритма.

ЛИТЕРАТУРА

- 1. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.3. Математический анализ сердечного ритма при стрессе.: 3-е издание, Москва, 1984 г., 315 с.
- 2. Колесников А.А. Синергетическая теория управления::1-е издание, ТРТУ, г.Таганрог, Энергоатомиздат, г.Москва, 1994 г.,343 с.
- 3. Otakar Fojt and Jiri Holcik Applying Nonlinear Dynamics to ECG Signal Processing.: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, number 2, 1998, 96.

УДК: 535.8:681.3:616.711-007.2-71.3

ДИАГНОСТИКА ДЕФОРМАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА И НАРУШЕНИЙ ОСАНКИ У ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОПОГРАФИИ

В. Н. Сарнадский, Н. Г. Фомичев, С. Я. Вильбергер

НИИТО МЗ РФ, Россия, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, тел/факс (383 2)111-552, E-mail: metos@online.nsk.su

Сколиотическая болезнь у детей и подростков остается одной из наиболее серьезных и нерешенных проблем в детской ортопедии, что вызывает большой интерес к созданию неинвазивных методов раннего выявления и мониторинга деформации позвоночника. С начала семидесятых годов во многих странах мира для решения этой проблемы стали использовать оптические методы обследования формы поверхности тела (Takasaki H., 1970, Adair I.V., Van Wijk M.C., 1977; Inoue S., 1977; Pope M.H., 1978; Suzuki N., 1979; Wilner S., 1979; Drerup B., 1980; Kamal S.A., 1980; Lewis C., 1981; Murray T., 1981; Neugebauer H., 1981; Moreland M.S., 1983), получившие развитие, начиная с пионерских работ Такасаки, впервые применившего метод муаровой топографии для обследования пациентов. Основным достоинством этого и других оптических методов явились полная безвредность для здоровья, бесконтактность и объективизация результатов обследования. Опыт использования в последние 10 - 15 лет метода муаровой топографии для скрининг-диагностики деформации позвоночника показал наряду с высокой эффективностью и ряд его недостатков: получаемая визуально оценка деформации позвоночника является "качественной"; имеет место большой процент ложно-положительных результатов, отмеченный в работах многих исследователей; затруднено количественное сопоставление результатов динамических наблюдений из-за высокой трудоемкости обработки муаровых топограмм.

С начала 80-х годов на смену муаровому пришли альтернативные - компьютерно-ориентированные оптические методы, основанные на проецировании структурированных изображений в виде матриц точек, систем линий и полос. Первой такой системой была английская система "ISIS" (Turner-Smith, 1983), за ней последовали немецкая система "JENOPTIC formetric" (Drerup B., 1994) и английская "Quantec" (Wojcik A.S., 1994).