

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ АНАЛИЗА
СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

Методические указания к практической работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Биотехнические системы анализа сердечного ритма: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 26 с.

В методических указаниях рассмотрены биотехнические системы мониторинга сердечного ритма и методы математического анализа параметров сердечного ритма. Приведен анализ применения статистических, геометрических и спектральных методов анализа сердечного ритма для оценки состояния организма человека. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлениям 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и 03.04.01 «Прикладные математика и физика», и выполняющих практические работы по дисциплине «Теория биотехнических систем». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 7. Библиогр. 4 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основных подходов к математическому анализу сердечного ритма; анализ диагностических возможностей оценки variability сердечного ритма в биотехнических системах мониторинга состояния организма человека.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Диагностика состояния организма, основанная на результатах наблюдения за изменениями показателей активности регуляции в вегетативной нервной системе (ВНС) на основе мониторинга изменений параметров сердечного ритма, отвечает современной концепции определения состояния человека путем оценки интегральных показателей физиологических систем организма. Подобные показатели позволяют в режиме реального времени оценить комплексную реакцию организма на действие как эндогенных, так и внешних воздействующих факторов.

Наиболее простым методом оценки параметров сердечного ритма является определение частоты сердечных сокращений (ЧСС). Этот показатель позволяет объективно судить об уровне функционирования сердечно-сосудистой системы пациента. При анестезиологическом мониторинге изменения ЧСС во время наркоза отражают реакцию организма на хирургическое вмешательство. Оценка ЧСС в простейшем случае может производиться путем пальпации колебаний артериальной сосудистой стенки.

Мониторные приборы, используемые в клинической практике, осуществляют непрерывное измерение и цифровую индикацию ЧСС. Эти данные определяются по результатам оценки временных параметров физиологических процессов, происходящих в сердечно-сосудистой системе.

Для определения ЧСС необходимо зарегистрировать сигнал, отражающий биоэлектрическую активность сердца или артериальную пульсацию крови, а затем измерить длительности временных интервалов между одинаковыми фрагментами биосигналов.

При неинвазивных методах измерения артериального давления крови ЧСС оценивается по колебаниям давления в окклюзионной

манжетке. В случае прямых измерений давления в магистральных сосудах или легочной артерии анализируются пульсовые кривые, регистрируемые на выходе внутрисосудистого датчика давления крови.

В пульсоксиметрах определение ЧСС основано на анализе фотоплетизмограммы пульсирующего участка тканей, чаще всего для этой цели используется кончик пальца руки или мочка уха.

При реографических исследованиях параметров гемодинамики для оценки пульса анализируется электрический сигнал, соответствующий изменению электрического сопротивления участка тканей с пульсирующим сосудом.

Для определения ЧСС наиболее часто используется электрокардиографический канал мониторов, в котором выделяются QRS-комплексы ЭКГ сигнала и обрабатываются значения длительностей соответствующих R-R интервалов.

Определение ЧСС основано на измерении длительности периодов следования пульсовых колебаний (в случае регистрации ЭКГ – QRS-комплексов), представляющих собой – кардиоинтервалы (КИ). После усреднения определенного количества (выборки) полученных значений длительности КИ, ЧСС определяют по формуле:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{T_{\text{cp}}}, \quad T_{\text{cp}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i$$

где: T_i – значение i -го КИ в секундах, N – общее количество КИ в выборке.

Процедуры усреднения и вычисления значений ЧСС осуществляются в устройстве обработки прибора, построенного чаще всего на основе однокристальной ЭВМ.

В анестезиологических мониторах используется “быстрое” усреднение периодов пульсовых колебаний (например, определяется среднее значение по 8 КИ, т.е. объем выборки $N=8$). Это дает возможность отслеживать кратковременные эпизоды изменения ЧСС, возникающие, например, при интубации трахеи, и быстро реагировать на эти измерения.

Индикация показаний ЧСС осуществляется методом “скользящей” выборки, т.е. после усреднения КИ, находящихся в выборке, вы-

числения ЧСС и индикации полученного значения “окно” выборки сдвигается на один КИ, затем вновь происходит усреднение, вычисление и индикация и т. д. Таким образом, цифровой индикатор ЧСС может изменять свои показания с каждым ударом сердца, реагируя на изменения длительности КИ, находящихся в “окне” выборки.

ЭКГ сигнал отражает информацию о сокращениях сердечной мышцы даже в том случае, когда уровень пульсации сосуда снижается ниже порога регистрации и падает артериальное давление, что делает информацию о ЧСС, полученную по R-R интервалам, особенно ценной. В то же время, при использовании ЭКГ для определения ЧСС необходимо контролировать форму ЭКГ сигнала, так как при высокой Т-волне возможно ошибочное удвоение значений ЧСС. Это требование нетрудно выполнить, так как ЭКГ канал мониторов имеет графический дисплей для слежения за формой биосигнала в реальном масштабе времени.

Ритм сердечных сокращений является наиболее доступным для регистрации физиологическим параметром, отражающим процессы вегетативной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме в целом. Динамические характеристики ритма сердца позволяют оценить выраженность сдвигов симпатической и парасимпатической активности ВНС при изменении состояния пациента.

Анализ вегетативной регуляции по наблюдению за изменениями показателей ритма сердца позволяет выявить картину, характерную для диагностики целого ряда патологических состояний в различных областях медицины. Так, в медицине критических состояний при проведении общей анестезии мониторинг показателей ритма сердца дает возможность проследить за динамикой реакции ВНС на операционную травму и наркоз.

При анализе адаптационного синдрома активность ВНС, определяемая по отношению к своему тоническому уровню, может быть соотнесена с мерой адаптационных реакций организма, что дает возможность контроля выраженности стресса на всех его стадиях. Поскольку ритм сердца находится под контролем звеньев всех уровней управления функциями организма, то его анализ дает достоверную

оценку адаптации системы кровообращения и организма в целом к действию стрессорных факторов.

Следует отметить, что контроль величины ЧСС не всегда в полной мере отражает изменение активности ВНС. Одному и тому же значению ЧСС могут соответствовать неодинаковые комбинации активности звеньев ВНС, обеспечивающие вегетативный гомеостаз. Так, например, снижение тонуса парасимпатического отдела ВНС может сопровождаться уменьшением активности симпатического отдела, при этом средняя ЧСС остается постоянной, не отражая изменение состояния вегетативной регуляции.

Активность вегетативной регуляции проявляется в изменении показателей хронотропной структуры сердечного ритма. Математические методы анализа позволяют обнаружить вариабельность сердечного ритма (ВСР) – изменчивость значений длительностей КИ относительно друг друга. Другими словами вариабельность сердечного ритма отражает выраженность колебаний ЧСС по отношению к ее среднему уровню. В настоящее время большинство исследователей используют термин ВСР как обобщающее понятие для всех методов исследования и определения показателей сердечного ритма.

1.1. Математический анализ параметров сердечного ритма

Для определения характеристик ВСР используется методика вариационной пульсометрии, основанная на регистрации физиологического процесса, параметры которого отражают сердечный ритм. Наиболее часто используется регистрация сигналов биоэлектрической активности сердца и пульсаций периферических артерий.

Методика вариационной пульсометрии заключается в выделении характерных точек сердечного цикла, соответствующих определенной его фазе, измерении длительностей последовательного ряда кардиоинтервалов – КИ (рисунок 1) и вычислении диагностических показателей, которые характеризуют ВСР.

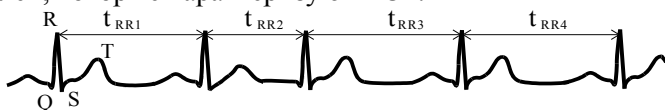


Рисунок 1 – Принцип измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ сигнала

Наибольшее распространение в клинической практике получили методы временного (статистического) и частотного (спектрального) анализа variability сердечного ритма. В последнее время активно развиваются методы анализа нелинейной динамики сердечного ритма.

Статистические методы применяются для непосредственной количественной оценки ВСП за исследуемый промежуток времени. При их использовании сердечный ритм рассматривается как совокупность последовательных временных интервалов. Наиболее важными статистическими последовательностями КИ являются:

1) *SDNN* – среднеквадратичное отклонение (выражается в мс) величин КИ за весь рассматриваемый период:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2}$$

где: NN_i – значение i -го КИ, \overline{NN} – среднее значение длительностей КИ, N – размер выборки КИ.

2) *RMSSD* – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар КИ (выражается в мс):

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - NN_i)^2}$$

3) *NN50* – количество пар последовательных КИ, различающихся более чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;

4) *pNN50* – процент *NN50* от общего количества последовательных КИ, полученных за весь период записи (выражается в %).

5) *CVr* – коэффициент вариации, представляющий собой нормированную оценку дисперсии (выражается в %):

$$CVr = \frac{SDNN^2}{\overline{NN}} \cdot 100\%$$

Необходимо заметить, что показатели *RMSSD*, *NN50*, *pNN50* применяются для оценки коротковолновых колебаний и коррелируют между собой. Показатель *SDNN* оценивает общую мощность и отражает все циклические колебания в структуре ВСП.

К числу **геометрических методов** прежде всего относится так называемая вариационная пульсометрия. Этот метод был разработан еще в начале 60-х годов применительно к задачам космической медицины и затем получил дальнейшее развитие в физиологических и клинических исследованиях.

Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Последовательность значений длительностей КИ может быть преобразована в геометрическую структуру: распределение плотности длительностей КИ или гистограмму распределения длительностей КИ.

Статистический анализ значений длительностей КИ позволяет наглядно представить закон распределения случайного процесса, которым является ритм сердца, в виде ступенчатой функции – гистограммы, которая может отображаться на дисплее монитора, и описать его набором вычисляемых статистических параметров и диагностических показателей, отражающих активность ВНС.

Для формирования гистограммы выбирается определенное число значений длительностей КИ, следующих друг за другом, образующих **выборку** КИ. При формировании данных для анализа ВСР производится редактирование массива зарегистрированных КИ с целью исключения «аномальных» по длительности КИ, обусловленных артефактами и наличием несинусового ритма (мерцательная аритмия, экстрасистолия).

Для статистической оценки выбирается определенное число значений следующих друг за другом КИ, образующих выборку. Объем выборки определяет статистическую достоверность оценки распределения длительностей зарегистрированных КИ. Для диагностики состояния организма используются «короткие» записи данных длительностью, не превышающей 5 минут. Объем выборки обычно устанавливается в диапазоне 50...250. При мониторинговой оценке состояния объем выборки может быть сокращен до 50...150 КИ, однако, как показывают исследования, при выборе $N_{в} < 100$ падает статистическая достоверность результатов оценки.

Построение гистограммы производится путем сортировки выборки КИ по их длительности. Для этого весь диапазон длительностей КИ разбивается на временные поддиапазоны одинаковой величины t_{Π} . По мере регистрации ЭКГ и измерения длительности КИ подсчитываются количества КИ, попадающие в каждый поддиапазон. Для построения гистограммы в виде ступенчатой функции по горизонтальной оси откладывается длительность КИ, по вертикальной – их количество в соответствующем поддиапазоне (рисунок 1).

Для здоровых людей в состоянии покоя регистрируется нормальная гистограмма, близкая по виду к симметричной кривой Гаусса (рисунок 1). Гистограмма получена при следующих параметрах: объем выборки $N_b=100$; амплитуда моды распределения КИ $A_m=35\%$; значение моды распределения КИ $M=0,99$ с; вариационный размах $\Delta X=0,05$ с; величина поддиапазона $t_{\Pi}=10$ мс.

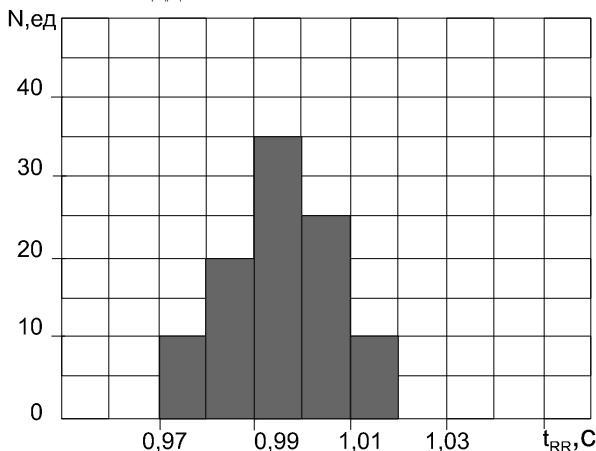


Рисунок 1 – Гистограмма распределения длительностей КИ

Существует несколько подходов к определению геометрических показателей ВСП. Одним из основных и наиболее распространенных подходов является непосредственное преобразование параметров геометрической структуры в диагностические показатели ВСП. Наиболее часто используются следующие параметры гистограммы распределения длительностей КИ:

- 1) **Мода распределения M** – наиболее часто встречающееся в данной выборке значение КИ (выражается в мс). При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса мода распределения мало отличается от математического ожидания;
- 2) **Амплитуда моды A_m** – доля значений длительностей КИ, соответствующих значению моды, к общему числу КИ (выражается в %);
- 3) **Вариационный размах ΔX** – разность между максимальным и минимальным значением длительности КИ в выборке (выражается в мс);
- 4) **Триангулярный индекс HRV** – отношение общего количества КИ к амплитуде моды.

При построении вариационных гистограмм первостепенное значение имеет выбор способа группировки данных. В многолетней практике сложился традиционный подход к группировке кардиоинтервалов в диапазоне от 0,40 до 1,30 с и интервалом в 8 мс. Тем не менее, ряд исследователей используют более крупный интервал группирования – 50 мс.

Другим подходом к формированию геометрических показателей ВСР является интерполяция кривой плотности распределения длительностей КИ кусочно-линейной функцией (так называемая треугольная интерполяция) и в вычислении показателя $TINN$. $TINN$ – ширина основания распределения, измеренная как основание треугольника, полученного при аппроксимации гистограммы распределения значений длительностей КИ.

Помимо гистограмм распределения длительностей КИ в анализе ВСР применяют методику построения и анализа скаттерограмм. Скаттерограмма (Lorenz plot) представляет собой графическое изображение пар КИ на двумерной координатной плоскости, по осям которой отложены, соответственно, временные значения предыдущего и последующего интервалов. При построении скаттерограммы образуется совокупность точек, центр которых располагается на биссектрисе. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла. Величина отклонения точки от биссектрисы влево показывает, насколько данный сердечный цикл короче предыдущего, вправо от биссектрисы –

насколько он длиннее предыдущего. Нормальная форма скаттерограммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы.

Данный метод предоставляет возможность качественного анализа временной структуры ВСР, тем не менее, можно использовать следующие количественные показатели:

- 1) длина основного (без экстрасистол и артефактов) “облака” – длинная ось эллипса L , соответствующая вариационному размаху. По физиологическому смыслу этот показатель не отличается от SDNN, т.е. отражает суммарную мощность регуляции ВСР, но при этом указывает на максимальную амплитуду изменения длительностей КИ;
- 2) ширина скаттерограммы w – перпендикуляр к длинной оси, проведенный через ее середину;
- 3) площадь скаттерограммы S вычисляется по формуле площади эллипса:

$$S = \frac{1}{4} \pi Lw$$

Спектральные методы анализа ВСР получили в настоящее время очень широкое распространение. Применение спектрального анализа сердечного ритма позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и получить наглядное графическое представление о соотношениях спектральных компонент сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Анализ спектральных параметров дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты изменения длительностей КИ во времени, при этом полагается, что эти колебания носят гармонический характер, обусловленный физиологической природой процессов регуляции сердечного ритма.

Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – методы на основе применения преобразований Фурье. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты.

Использование авторегрессионного анализа требует создание определенной модели, соответствующей анализируемому объекту. К преимуществам параметрического метода можно отнести:

- 1) более гладкий вид зависимости спектральной плотности мощности от частоты,
- 2) достаточно точная оценка спектральной плотности мощности даже при малом количестве КИ.

Основным недостатком параметрических методов является необходимость верификации выбранной модели и ее сложность (высокий порядок модели) и принципиальная невозможность сравнивать результаты анализа ВСП, полученные с помощью разных моделей.

В современной клинической практике наибольшее распространение получили непараметрические методы спектрального анализа. К преимуществам таких методов относят простоту используемого алгоритма (в большинстве случаев это быстрое преобразование Фурье) и быстроту вычислений.

Рассмотрим основные этапы реализации непараметрического спектрального анализа ВСП. Исходная последовательность значений длительностей КИ представляет собой временную функцию с нерегулярными отсчетами. Для корректного осуществления Фурье-преобразования, необходимо провести аппроксимацию отсчетов с помощью гладких функций с последующей дискретизацией. Для реализации данного шага наиболее часто применяют интерполяцию с помощью полиномов или сплайнов разной степени. Заметим, что спектральная плотность мощности будет зависеть как от интервала дискретизации, так и от метода интерполяции.

На следующем этапе необходимо полученную временную функцию умножить на сглаживающее окно. Основное назначение этой процедуры заключается в уменьшении величины спектрального смещения. В качестве сглаживающего окна наиболее часто применяют окно Хана, Хеннинга, Хемминга и пр.

Заключительным шагом является нахождение дискретного преобразования Фурье (ДПФ) от полученной временной функции. В качестве алгоритма ДПФ для увеличения скорости выполнения математических операций, особенно в системах мониторинга оценки, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ). На рисунке 5.2 приведены (сверху вниз) типовые зависимости длительностей КИ

от времени и спектральной плотности мощности от частоты соответственно.

Одним из альтернативных методов выполнения преобразования Фурье является получение периодограмм Уэлча. Суть этого метода заключается в том, что исходная последовательность КИ разбивается на несколько сегментов с 50% перекрытием, затем ДПФ применяется к каждому сегменту отдельно, результирующая величина спектральной плотности мощности получается в результате усреднения по всем сегментам.

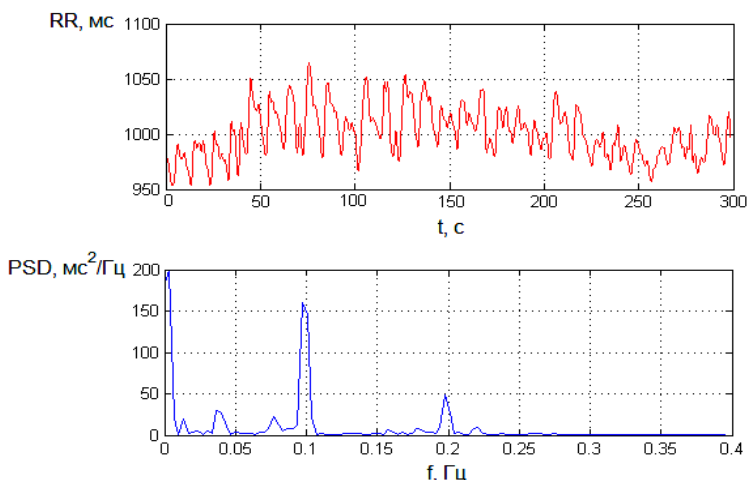


Рисунок 2 – Сверху вниз: зависимость длительностей КИ от времени, зависимость спектральной плотности мощности от частоты

Также известен способ определения спектральной мощности без предварительного осуществления процедуры аппроксимации нерегулярных отсчетов последовательности КИ – использование метода периодограмм Ломба (Lomb). Однако было установлено, что адекватная интерполяция и последующее преобразование Фурье являются более эффективными.

При спектральном анализе ВСП важное значение имеет длительность анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты. Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн регуляции 1-го и 2-го порядка. В западной литературе соответствующие

спектральные компоненты получили названия высокочастотных (High Frequency – HF), низкочастотных (Low Frequency – LF) и очень низкочастотных (Very Low Frequency – VLF).

Данные спектральные компоненты, согласно существующим стандартам, имеют следующие диапазоны частот:

- HF высокочастотный диапазон (дыхательные волны) – 0,15–0,4 Гц;
- LF низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) – 0,04–0,15 Гц;
- VLF очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка) – 0,003 –0,04 Гц.

При анализе длительных записей (от нескольких часов до 24 часов) выделяют также и ультранизкочастотный компонент – Ultra Low Frequency (ULF) с частотами меньше 0,003 Гц. Спектральными диагностическими показателями являются общая спектральная мощность во всех диапазонах, мощности спектральных составляющих в указанных диапазонах и их соотношение, характеризующее динамику изменения ВСП и баланс регуляции автономной нервной системы.

Комплексное взаимодействие разнообразных факторов, оказывающих влияние на сердечный ритм, обуславливают нелинейный характер изменений его показателей. Для их описания применяются методы нелинейной динамики, в частности фрактальный анализ временных рядов, оценивающий меру сложности представленных данных. Установлено, что определенную долю во временной структуре сердечного ритма составляют непериодические хаотические компоненты, имеющие фрактальную природу. В частности, было показано, что изменение степени выраженности шумовых компонентов в структуре ритма сердца связано с повышенным риском внезапной сердечной смерти.

В настоящее время для оценки нелинейной динамики сердечного ритма наиболее часто используются следующие показатели: показатель Херста, определяемый на основе применения метода нормированного размаха (RS-анализ) и характеризующий отношение силы тренда (детерминированный фактор) к уровню шума (случайный фактор); показатель флуктуации, показатель затухания спектральной

плотности мощности, определяемый на основе спектральных преобразований; размерность Хаусдорфа и ряд других.

Вычисление показателя Хёрста производится по следующей схеме:

1) на первом этапе вычисляется набор отклонений от среднего значения следующим образом:

$$X_{M,N} = \sum_{i=1}^M (X_i - \overline{X_N})$$

где: N – ширина окна, в пределах которого вычисляется отклонение от среднего, изменяющаяся от 2 до значения, равного длине исходной последовательности X , M – переменная, изменяющаяся от 1 до $N-1$,

$\overline{X_N}$ – среднее значение исходной последовательности, определенное по N элементам. На каждой итерации получается $N-1$ значений $X_{M,N}$.

2) далее вычисляется размах отклонения R :

$$R = \max(X_{M,N}) - \min(X_{M,N})$$

3) на следующем этапе размах отклонения R нормируется делением на стандартное отклонение S , которое вычисляется по N значениям исходной последовательности.

4) далее строится график зависимости $\log(R/S)$ от $\log(N)$;

5) полученная логарифмическая зависимость аппроксимируется линейным полиномом и определяется угол наклона аппроксимированного графика к оси абсцисс. Тангенс данного угла наклона численно равен показателю Херста.

Одним из наиболее перспективных показателей нелинейной динамики является коэффициент флуктуации, определяемый с помощью флуктуационного анализа с устранением трендов (в англоязычной литературе DFA: Detrended Fluctuation Analysis). Проведенные физиологические исследования показали, что данный показатель обладает высокой прогностической чувствительностью в задачах кардиологической диагностики.

Метод DFA позволяет проводить изучение структуры различных процессов, в том числе и нестационарных, с точки зрения статистического самоподобия. Для количественного описания

сердечного ритма как фрактальной структуры необходимо определить характеристику самоподобия – показатель флуктуации α .

Алгоритм вычисления показателя флуктуации α для анализа нелинейной динамики последовательности R-R интервалов включает в себя следующие этапы:

1) на первом этапе из временной последовательности интервалов X_i составляют кумулятивную сумму X_i следующим образом:

$$X_i = \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})$$

где: \bar{X} – среднее значение элементов последовательности, N – общее количество элементов последовательности интервалов.

2) на следующем этапе кумулятивная сумма X_i разбивается на временные окна равной длины L ; для каждого временного окна составляется интерполяционный полином, в случае использования метода DFA первого порядка это линейный полином Z .

3) затем для каждого временного окна вычисляется среднеквадратичное отклонение F по формуле:

$$F = \left[\frac{1}{L} \sum_{j=1}^L (X_{i,j} - Z_j)^2 \right]^{0,5}$$

4) Этапы вычисления 2 и 3 повторяются при различных размерах временного окна L .

5) Определяют характеристический показатель (показатель флуктуации первого порядка) зависимости $F(L)$ как отношение логарифмов изменения F в зависимости от изменения L .

Быстродействие современных вычислительных устройств (микропроцессорных устройств, однокристальных ЭВМ) позволяет наблюдать изменения отображаемых показателей ритма сердца на дисплее в реальном времени, что обеспечивает оперативное слежение за динамикой изменения сердечного ритма.

В результате математического анализа ритма сердца методом вычисляются приведенные выше показатели ВСП, на основе которых затем формируются диагностические показатели, характеризующие состояние сердечно-сосудистой системы.

Известно, что изменения показателей ритма сердца при стрессе наступают раньше, чем появляются выраженные биохимические и гормональные сдвиги, так как реакция нервной системы обычно опережает действие гуморальных факторов. Это позволяет путем наблюдения за показателями активности ВНС своевременно корректировать состояние человека и предупреждать появление выраженных проявлений стрессовой реакции или развития кардиологических патологий.

Формирование диагностических показателей ВСР затруднено без соответствующих инструментальных средств, доступных широкому кругу клиницистов, однако появление в последние годы автоматизированных кардиомониторов и компьютерных средств обработки биосигналов решает эту проблему. При использовании мониторных приборов контроля сердечного ритма оценка состояния пациента может производиться путем контроля величин вычисляемых в приборе и индицируемых диагностических показателей.

1.2. Оценка диагностических показателей ВСР

Степень активности ВНС может быть определена по результатам контроля вегетативной регуляции важнейших систем организма и, в частности, по реакции сердечно-сосудистой системы. Здесь наиболее доступным для регистрации параметром, отражающим процессы регуляции, является ритм сердечных сокращений, динамические характеристики которого позволяют оценить выраженность симпатических и парасимпатических сдвигов при изменении состояния пациента.

Анализ активности вегетативной регуляции позволяет выявить сдвиги, характерные для диагностики целого ряда заболеваний, а также проследить за динамикой реакции ВНС в ответ на действие неблагоприятных факторов. Активность ВНС, определяемая по отношению к своему тоническому уровню, может быть соотнесена с мерой адаптационных реакций организма, что дает возможность контроля выраженности стресса на всех его стадиях: тревоги, резистентности, истощения.

Изучение диагностических показателей ВСР, полученных по результатам вариационной пульсометрии, для оценки выраженности

стресса у здоровых лиц и у больных различного профиля проведено в ряде физиологических и клинических работ. Показано, в частности, по результатам массовых обследований практически здоровых лиц, что неудовлетворительная адаптация к условиям среды, оцененная по результатам вариационной пульсометрии, ведет к росту общей заболеваемости в этой группе обследуемых.

В кардиологии результаты вариационной пульсометрии используются как важный прогностический показатель при оценке риска после острого инфаркта миокарда, при диагностике недостаточности кровообращения, при оценке риска внезапной смерти. Показатели ВСП применяются для диагностики диабетической нейропатии; для оценки степени тяжести состояния больного в педиатрии при таких заболеваниях, как ОРВИ, бронхит, пневмония и т. д.; для контроля за действием лекарственных препаратов и эффективностью проводимого лечения; для объективизации выбора рецептуры точек при проведении иглорефлексотерапии. В медицине критических состояний при проведении общей анестезии мониторинг показателей ВСП дает возможность проследить за динамикой реакции ВНС на операционную травму и наркоз.

Известно, что изменения показателей ВСП при стрессе наступает раньше, чем появляются выраженные гормональные и биохимические сдвиги, т.к. реакция нервной системы обычно опережает действие гуморальных факторов. Это позволяет в анестезиологии, путем наблюдения за показателями активности ВНС, своевременно корректировать глубину анестезиологической защиты и предупреждать появление выраженных проявлений стрессовой реакции.

В современных приборах клинического мониторинга, реализующих методику вариационной пульсометрии, оценка состояния пациента проводится путем наблюдения и интерпретации гистограммы распределения КИ, величин и трендов вычисляемых в приборах диагностических показателей.

При наблюдении гистограммы распределения КИ можно выделить, по крайней мере, три ее основных типа, качественно и количественно характеризующих три основных состояния регуляторных си-

стем организма: нормотоническое, симпатикотоническое, парасимпатотоническое, которые имеют определенные значения параметров.

Для количественной оценки формы гистограммы распределения КИ в приборах, названных выше, производится расчет статистических параметров M , A_m , ΔX и диагностических показателей.

Для мониторингового контроля состояния пациента в отечественных кардиомониторах «ЭЛОН-001», «КОРОС-300» выбраны следующие диагностические показатели:

ИН – индекс напряжения по Р.М. Баевскому, характеризующий состояние адаптационных реакций организма в целом;

СИМ, ПАР – индексы активности симпатического и парасимпатического отделов ВНС соответственно, характеризующих баланс вегетативной регуляции.

ИН вычисляется по формуле:

$$ИН = A_m / 2 \cdot M \cdot \Delta X$$

где: A_m , ед – значение амплитуды моды гистограммы распределения КИ; M , с – значение моды; ΔX , с – вариационный размах.

ИН учитывает отношение между основными показателями ритма сердца и отражает степень централизации процессов регуляции.

При объеме выборки КИ равное 100 ед и значении интервала группирования гистограммы 10мс состояние организма характеризуется следующими значениями показателей.

У хорошо физически тренированных лиц ИН=80...140 (среднесуточные колебания от 68 до 150) при среднесуточном значении 120.

В норме, как правило, имеют место координированные изменения показателей ВСР. Так для симпатикотонии характерно уменьшение значения моды (учащение пульса), обычно сопровождаемое увеличением A_m и уменьшением ΔX , что приводит к увеличению ИН. Усиление парасимпатического тонуса, наоборот, ведет к уменьшению A_m и увеличению M и ΔX , а ИН уменьшается.

ИН является наиболее часто используемым показателем, однако, недостатком его является нелинейность: интервал изменения ИН при парасимпатической активности колеблется от 0 до 100, а при симпатической от 200 до 1000 и более, т.е. количественная оценка измене-

ний активности в разных диапазонах оказывается трудно сопоставимой.

Для наблюдения за балансом регуляции со стороны симпатического и парасимпатического отделов ВНС используются диагностические показатели СИМ и ПАР, имеющие одинаковую размерность, что позволяет, наблюдая за динамикой взаимного изменения индексов оценить реакцию отделов ВНС на воздействующие факторы:

- менее 15 ед. – слабая активность,
- 16-30 ед. – умеренная активность,
- более 30 ед. – высокая активность.

Индекс активности симпатического отдела ВНС вычисляется по формуле:

$$\text{СИМ} = 4 \cdot A_m / n_{20\%},$$

где: $n_{20\%}$ ед. – число интервалов группирования гистограммы, содержащих количество КИ, превышающих уровень 20% от значения A_m .

У взрослого здорового человека в состоянии физического и психического покоя СИМ не превышает 15 ед. Увеличение СИМ свидетельствует о преобладании симпатического звена в регуляции ритма сердца (увеличение A_m и снижение $n_{20\%}$ обуславливающее уменьшение степеней свободы в регуляции) и росте напряженности состояния организма.

Индекс активности парасимпатического отдела ВНС, ПАР, характеризует степень отклонения гистограммы распределения КИ от Гауссовского закона распределения. Чем больше отклонений от Гауссовского распределения, характеризующегося плавным убыванием количества КИ влево и вправо относительно моды распределения, тем сильнее активность вагусного влияния на регуляцию ритма сердца.

Визуальный контроль гистограммы на экране монитора позволяет быстро определить преобладающее влияние одного из отделов вегетативной нервной системы в регуляции ритма сердца.

При симпатикотонии (рисунок 4) гистограмма имеет узкое основание (малая величина вариационного размаха ΔX), большую высоту (рост A_m), возрастает величина СИМ, снижается ПАР.

Для преобладающего влияния парасимпатического отдела характерно: широкое основание (большое значение ΔX), малая высота (уменьшение A_m) гистограммы, показатель СИМ снижается, возрастет ПАР.

Для гистограмм при симпатикотонии характерно плавное снижение высоты ее элементов с обеих сторон от значения M , гистограмма состоит, часто, из нескольких элементов. Для парасимпатикотонии характерны: отсутствие плавного снижения высоты элементов гистограммы слева и справа от M , неравномерность, "зазубренность" огибающей гистограммы.

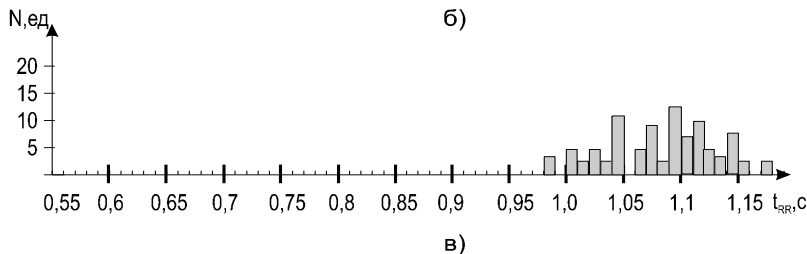
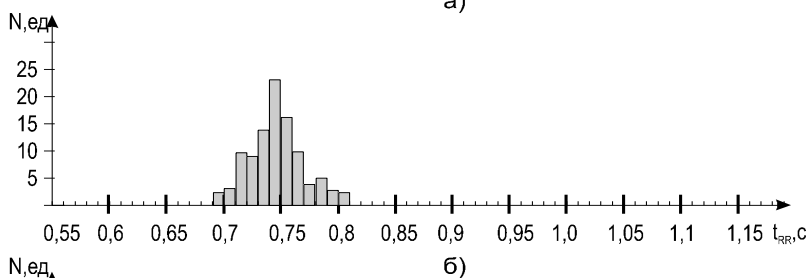
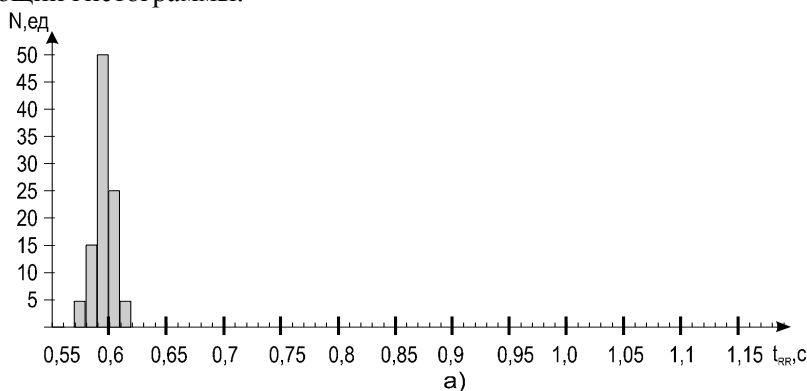


Рисунок 4 – Типы распределения длительностей КИ

- а) симпатотонический тип распределения КИ: $A_m=50\%$, $\Delta X=0,05$ с, $M=0,59$ с, СИМ=67, ПАР=0, ИН=847;
- б) нормотонический тип распределения КИ: $A_m=23\%$, $\Delta X=0,12$ с, $M=0,74$ с, СИМ=13, ПАР=10, ИН=129;
- в) парасимпатотонический тип распределения КИ: $A_m=13\%$, $\Delta X=0,2$ с, $M=0,109$ с, СИМ=3, ПАР=44, ИН=30.

1.3. Анализ ВСР на фоне проведения функциональных проб

Оценка показателя ВСР на фоне проведения различных функциональных проб способна значительно повысить диагностическую ценность метода вариационной пульсометрии, в том числе для оценки уровней адаптационного резерва организма здоровых людей повышению достоверности распознавания патологий на донозологической стадии развития.

У лиц, занимающихся физической культурой и спортом с помощью функциональных проб можно выявить степень физической тренированности. С этой целью могут быть использованы Гарвардский степ-тест, активная ортостатическая проба, а также пробы с приседаниями. Пробы позволяют количественно оценить восстановительные процессы в организме после дозированной мышечной работы и сделать заключение об уровне физической работоспособности испытуемого.

Использование метода вариационной пульсометрии и анализа показателей ВСР также позволяет исследовать адаптационные показатели человека, характеризующие меру адекватности нагрузки в физкультуре, спорте, образовании.

Гарвардский степ-тест:

С помощью Гарвардского степ-теста количественно оцениваются восстановительные процессы в организме после дозированной мышечной работы и делается заключение об уровне физической работоспособности испытуемого.

Тест заключается в повторных подъемах и спусках со ступеньки стандартной высоты в определенном темпе за определенное время.

Оценка физической работоспособности испытуемого производится по величине показателя – индекса Гарвардского степ-теста (ИГСТ), вычисляемого по результатам измерения ЧСС (в уд/мин) по окончании первой – ЧСС₁, второй – ЧСС₂, третьей минуты – ЧСС₃ от момента окончания пробы.

$$\text{ИГСТ} = 100 \cdot T / (\text{ЧСС}_1 + \text{ЧСС}_2 + \text{ЧСС}_3),$$

где: T, сек – время выполнения теста.

Результаты и оценки:

ИГСТ=51-60 – низкая физическая работоспособность

61-70 – достаточная,

71-80 – хорошая,

81-90 – очень хорошая,

более 91 – отличная.

Активная ортостатическая проба:

Проба включает измерение ЧСС у испытуемого, находящегося в течении пяти минут в горизонтальном положении лежа и через 1 минуту после принятия положения стоя.

Результаты оценки физической тренированности определяются по разности значений ЧСС измеренных в положении стоя – ЧСС₁ и лежа – ЧСС₂:

$$\Delta \text{ЧСС} = \text{ЧСС}_1 - \text{ЧСС}_2$$

Результаты оценки:

$\Delta \text{ЧСС} = 0-12$ – хорошая физическая тренированность,

13-18 – слабая,

18-25 – отсутствие физической тренированности,

более 25 – переутомление, заболевание.

Пробы с приседаниями:

Проба включает выполнение 20 приседаний с подниманием рук вперед. Результаты оценки физической тренированности определяются по разности значений ЧСС, измеренных до (ЧСС₁) и после (ЧСС₂) приседаний:

$$\Delta \text{ЧСС} = 100\% \cdot (\text{ЧСС}_2 - \text{ЧСС}_1) / \text{ЧСС}_1$$

Результаты оценки:

ΔЧСС=менее 25% – отлично,
от 25 до 50% – хорошо,
от 50 до 75% – удовлетворительно,
более 75% – плохо.

Проведение данных проб позволяет изучить методики объективной диагностики состояния человека и показать на конкретных примерах необходимость мониторинга и контроля состояния.

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации прибора «ЭЛОКС-01» и программы обработки данных «ELOGRAPH».
2. Включить прибор и запустить программу обработки данных «ELOGRAPH».
3. Изучить реакции показателей ВСР на следующие функциональные пробы:
 - а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
 - б) физическая нагрузка (10 приседаний);
 - в) ортостатическая проба (из положения сидя);
4. Записать изменения показателей, определенные на фоне проведения проб по сравнению с состоянием покоя.

3. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Основные показатели ВСР и математические формулы их определения.
3. Таблица, содержащая значения показателей ВСР, измеренных в состоянии покоя и после проведения функциональных проб.
4. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Суть метода вариационной пульсометрии.
2. Статистические методы анализа ВСР.
3. Спектральные методы анализа ВСР.

4. Показатели ВСР на основе анализа гистограммы распределения длительностей кардиоинтервалов.
5. Анализ ВСР на фоне проведения функциональных проб.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
3. Баевский, Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе [Текст] / Р.М. Баевский, О.И. Кириллов, С.З. Клецкин – М.: Наука, 1994 – 222 с.
4. Баевский, Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения [Текст] / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов – М.: Медицина, 2000. – 295с.
5. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use [Текст] // Circulation. – 1996. – Vol. 93 – p. 1043-1065.

Учебное издание

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА И
АНАЛИЗА СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086 Самара, Московское шоссе, 34