МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

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

МЕТОДЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Методы математического анализа сердечного ритма: Метод. указания / – Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 20 с.

В методических указаниях изложены основные сведения о методиках определения различных показателей вариабельности сердечного ритма. Рассмотрены статистические и спектральные методы математического анализа сердечного ритма, а также методы анализа нелинейной динамики сердечного ритма. Методические указания содержат порядок выполнения работы в среде компьютерных вычислений MATLAB и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по курсу «Медицинская диагностическая и лечебная аппаратура». Разработано на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 2. Библиогр. 8 назв.

Рецензент: к.т.н., доцент И.А. Кудрявцев

СОДЕРЖАНИЕ

Цель работы: изучение основных методов математического анализа сердечного ритма в среде математических вычислений MATLAB.

1 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

1.1 Методы математического анализа сердечного ритма

Сердечный ритм является важным физиологическим показателем, отражающим процессы вегетативной, нейро-гуморальной и центральной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме в целом. Это определяет неослабевающий интерес к исследованию изменчивости сердечного ритма в норме и патологии для создания диагностических методик в авиакосмической и спортивной медицине, кардиологии, анестезиологии, реаниматологии, неврологии.

В настоящее время большинство исследователей используют термин вариабельность сердечного ритма (ВСР) как обобщающее понятие для всех методов исследования и определения показателей сердечного ритма. Оценка показателей ВСР осуществляется путем анализа изменений длительностей сердечных циклов – кардиоинтервалов (КИ), определяемых как временной интервал между двумя последовательными опорными точками биосигнала, содержащего информацию о параметрах сердечного ритма. К такого рода сигналам, в частности, относят сигнал артериальной пульсации крови и сигнал биоэлектрической активности сердца – ЭКГ сигнал. В качестве длительности сердечного цикла наиболее часто выбирают длительность R-R интервалов, определяемых посредством цифровой обработки зарегистрированного ЭКГ сигнала.

Для оценки ВСР необходимо зарегистрировать биосигнал, измерить длительности КИ и провести математическую обработку динамического ряда полученных значений. Методы анализа ВСР основаны на применении различных методик математической обработки к последовательности значений КИ с целью вычисления показателей ВСР, отражающих состояние сердечно-сосудистой системы человека. Наибольшее распространение в клинической практике получили методы временного (статистического) и частотного (спектрального) анализа ВСР.

Статистические методы применяются для непосредственной количественной оценки ВСР за исследуемый промежуток времени. При их использовании сердечный ритм рассматривается как совокупность последовательных временных интервалов. Наиболее важными статистическими последовательности 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 ВСР.

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 [2, 37].

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 статистической оценки выбирается определенное число значений следующих друг за другом КИ, образующих выборку. Объем выборки N обычно устанавливается в диапазоне 50...250. Однако, как показывают исследования, при выборе N<100 падает статистическая достоверность результатов оценки [36].

Построение гистограммы производится путем сортировки выборки КИ по их длительности. Для этого весь диапазон длительностей КИ разбивается на временные поддиапазоны одинаковой величины $t_п$. 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).

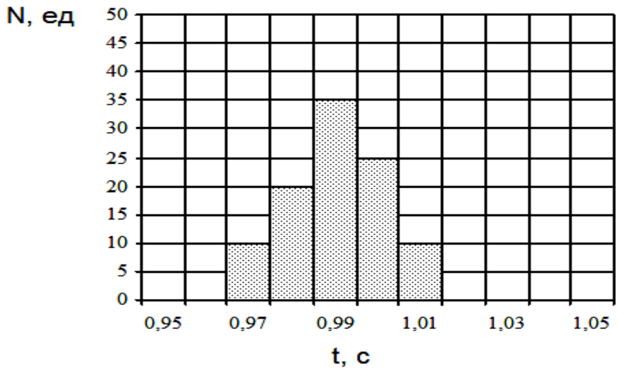

Рисунок 1 – Гистограмма распределения КИ

Для здоровых людей в состоянии покоя регистрируется нормальная гистограмма, близкая по виду к симметричной кривой Гаусса (рисунок 5.1). Гистограмма получена при следующих параметрах: объем выборки $N_в$=100; амплитуда моды распределения КИ Амо=35%; значение моды распределения КИ Мо=0,99 с; вариационный размах ΔX=0,05 с; величина поддиапазона $t_п$ =10 мс.

Существует несколько подходов к определению геометрических показателей ВСР. Одним из основных и наиболее распространенных подходов является непосредственное преобразование параметров геометрической структуры в диагностические показатели ВСР. 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 [2, 35]. Тем не менее, ряд исследователей используют более крупный интервал группирования – 50 мс [37].

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 обеим 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 скаттерграммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы [35].

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:

$$S = \frac{1}{4}\pi L w$$

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 ВСР, 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 ВСР.

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 мониторной оценки, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ). На рисунке 2 приведены (сверху вниз) типовые зависимости длительностей КИ от времени и спектральной плотности мощности от частоты соответственно.

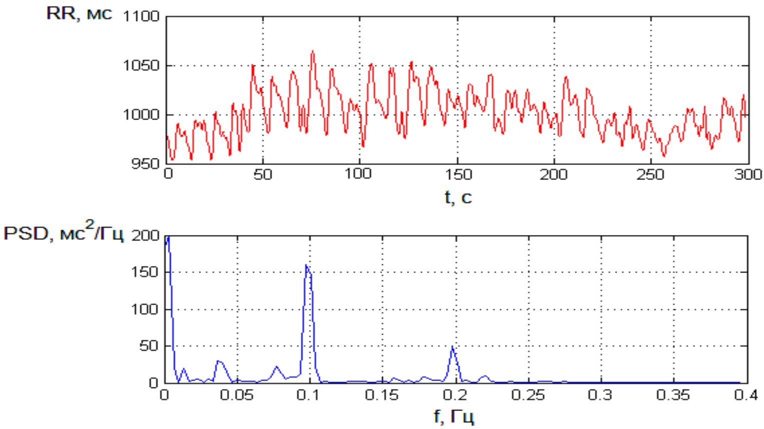

Рисунок 2 – Сверху вниз: зависимость длительностей КИ от времени, зависимость спектральной плотности мощности от частоты

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.

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 ВСР 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 ВСР 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 литераторе 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_t следующим образом:

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

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

2) на следующем этапе кумулятивная сумма X_t 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:

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

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.

В зависимости от структуры исследуемого процесса показатель флуктуации α может принимать различные значения в диапазоне от 0 до 1,5; так для случая белого шума α=0,5, при преобладании розового шума в изучаемом процессе α возрастает до 1, в случае броуновского процесса – до 1,5.

1.2 Спектральный анализ в среде MATLAB

Для осуществления операций дискретного преобразования Фурье в среде MATLAB существует специальная функция **fft**, имеющая следующий синтаксис:

fft(x, N)

где: x – входной массив значений, над которыми выполняется операция дискретного преобразования Фурье, N – опциональный параметр, определяющий ширину окна, по умолчанию равен ближайшему к длине последовательности x целому числу вида $L=2^m$, где m – целое число. Данное условие необходимо для реализации алгоритмов быстрого преобразования Фурье, в среде MATLAB используется алгоритм Кули-Тьюки.

Пользователь может самостоятельно задать значение параметра N, в том случае, если это значение не является целым числом вида 2^k, в системе MATLAB реализуется алгоритм дискретного преобразования Фурье. Если значение N меньше длины последовательности L, то система отбрасывает последние (L–N) отсчетов последовательности x, если значение N больше длины последовательности L, то исходная последовательность x дополняется последовательностью нулей длиной (N–L).

Функция **fft** выполняет следующую математическую операцию:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}$$

где: n=0, 1, 2,…, $N–1$: отсчеты во временной области, k=0, 1, 2,…, $N–1$: отсчеты в частотной области.

Необходимо заметить, что результат дискретного преобразования Фурье *X(k)* представляет собой последовательность комплексных чисел. Модуль *X(k)* позволит получить спектр амплитуд, а аргумент *X(k)* – фазовый спектр.

Для осуществления процедуры обратного преобразования Фурье используется функция **ifft**, имеющая следующий синтаксис:

ifft(X, N)

Функция **ifft** выполняет следующую математическую операцию:

$$x(n) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} X(k) \cdot e^{j\frac{2\pi}{N}nk}$$

В системе MATLAB используются встроенные функции, позволяющие сформировать сглаживающие окна, используемые при спектральном анализе, такие как окно Хана, окно Блекмена, окно Хемминга, окно Бартлета и пр. Все эти функции имеют общий синтаксис, для примера рассмотрим синтаксис функции, позволяющий сформировать окно Хана:

W=hann(N)

где: W – функция окна Ханна, N – требуемое количество отсчетов окна.

Для формирования любого окна может использовать специальная функция **window** среды MATLAB. Более подробно о работе данной функции можно узнать в справочной системе MATLAB, используя следующую команду **doc window**.

Для определения спектральной плотности мощности с использованием метода периодограмм Уэлча в среде MATLAB используется функция **pwelch**, имеющая следующий синтаксис:

PSD=pwelch(x)

1.3 Методы интерполяции в среде MATLAB

Интерполяция (интерполирование) – в вычислительной математике способ нахождения промежуточных значений величины по имеющемуся дискретному набору известных значений. При выполнении научных или инженерных расчётов часто приходится оперировать наборами значений, полученных экспериментальным путём или методом случайной выборки. Как правило, на основании этих наборов требуется получить аналитическую функцию, описывающую получаемые значения. Такая функция называется аппроксимирующей, а сам процесс построения такой функции называется аппроксимацией.

Основными видами интерполяции являются: точная в узлах и приближенная в узлах. При интерполяции точной в узлах значения аппроксимирующей функции совпадают со значениями исходной функции в узлах интерполяции.

При интерполяции, приближенной в узлах, значения аппроксимирующей функции не совпадают со значениями исходной функции в узлах интерполяции.

Интерполяция приближенная в узлах наиболее часто реализуется с помощью методов полиномиальной аппроксимация, коэффициенты полинома определяются с помощью метода наименьших квадратов.

Суть метода наименьших квадратов заключается в подборе коэффициентов аппроксимирующей функции таким образом, чтобы сумма квадратов отклонений измеренных значений (ординаты экспериментальных точек) от расчетных значений (значения аппроксимирующей функции в узлах интерполяции) была наименьшей.

Для подбора коэффициентов полинома k-й степени методом наименьших квадратов в среде MATLAB есть функция **polyfit**, имеющая следующий синтаксис:

K=polyfit(x, y, n)

где: **x** – массив абсцисс экспериментальных точек (массив значений узлов интерполяции), **y** – массив ординат экспериментальных точек, **n** – степень полинома, **K** – массив коэффициентов полинома.

Для нахождения значения полинома в произвольной точке по известным коэффициентам полинома реализуется с помощью функции **polyval**:

Y=polyval(K, t)

где: **K** – массив коэффициентов полинома, **t** – абсцисса точки, в которой требуется вычислить значений полинома, данный параметр может быть также представлен массивом значений абсцисс, что позволяет получить массив значений полинома **Y**.

Для получения наилучших результатов интерполяции требуется подобрать оптимальное значение порядка аппроксимирующего полинома.

Для реализации метода интерполяции точной в узлах в среде MATLAB используется функция **interp1**, имеющая следующий синтаксис:

$\mathbf{y}_i$**=interp1(x, y,** $\mathbf{x}_i$ **, ‘method’)**

где: **x** – массив абсцисс экспериментальных точек, **y** – массив ординат экспериментальных точек, $\mathbf{x}_i$ – массив значений аргументов, задаваемый пользователем, **method** – аргумент, позволяющий пользователю выбрать метод интерполяции, $\mathbf{y}_i$ – массив значений интерполирующей функции.

Методами интерполяции, применяемыми в функции **interp1**, являются:

- '**nearest**' – ступенчатая (интерполяция по соседним точкам);
- '**linear**' – линейная;
- '**cubic**' – кубическая;
- '**spline**' – кубическими сплайнами.

В том случае, если параметр **method** функции **interp1** не задан, то по умолчанию реализуется метод линейной интерполяции.

Самым простым способом интерполяции данных является ступенчатая интерполяция, при которой значение в каждой промежуточной точке принимается равным значению в ближайшей узловой точке.

Линейная интерполяция приводит к соединению соседних точек отрезками прямых, параметры которых подбираются оптимальным образом согласно соответствующим табличным данным.

Кубическая интерполяция аналогична линейной интерполяции, при этом соединение соседних точек осуществляется полиномами третьей степени.

Полиномиальная интерполяция зачастую не всегда обеспечивает удовлетворительные результаты интерполяции данных. Для обеспечения более качественной интерполяции данных используется метод аппроксимации сплайнами, обеспечивающий получение плавного перехода от одного значения к другому.

Сплайн представляет собой гладкую непрерывную функцию, область определения которой разбита на конечное число отрезков, на каждом из которых сплайн совпадает с некоторым алгебраическим полиномом. Максимальная степень из использованных полиномов называется степенью сплайна. Существуют линейные, квадратичные и кубические сплайны.

Существенным недостатком сплайновой интерполяции является невозможность получения аналитической формы аппроксимирующей функции.

2 ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Загрузите входной массив значений длительностей КИ, сформированный в результате обработки 5-минутной записи ЭКГ сигнала. Значения отсчетов приведены в мс и содержатся в текстовом файле RR*x*.txt, где *x* – номер Вашего варианта. Рассчитайте любые три статистических показателя ВСР.
2. Постройте гистограммы для сформированной последовательности длительностей КИ при различных значениях шага группирования (8 мс, 20 мс, 100 мс). Для полученных гистограмм определите геометрические показатели ВСР.

3. Постройте амплитудный спектр временной последовательности длительностей КИ, постройте график зависимости спектральной плотности мощности временной последовательности длительностей КИ от частоты. Постройте периодограмму временной последовательности длительностей КИ с помощью метода Уэлча.
4. Сделайте выводы о полученных результатах.

3 СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Листинги написанных программ (М-файлов) в среде MATLAB для каждого задания.
3. Результаты расчета показателей сердечного ритма, полученные гистограммы и зависимости изменения спектральной плотности мощности последовательности длительностей кардиоинтервалов от частоты.
4. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4 КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные определения и понятия о вариабельности сердечного ритма.
2. Статистические показатели ВСР.
3. Гистограммные оценки показателей ВСР.
4. Спектральный анализ сердечного ритма.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. 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 (5) – p. 1043-1065.
2. Баевский, Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения [Текст] / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов – М.: Медицина, 2000. – 295с.
3. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.

4. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
5. Timo H. Prediction of Sudden Cardiac Death by Fractal Analysis of Heart Rate Variability in Elderly Subjects // Journal of the American College of Cardiology. – 2001. – Vol. 37 (5) – P. 1395–1402.
6. Timo H. Fractal Analysis and Time- and Frequency-Domain Measures of Heart Rate Variability as Predictors of Mortality in Patients With Heart Failure // American Journal of Cardiology. – 2001. – Vol. 87. – P. 178–182.
7. Peng C. K. Mosaic organization of DNA nucleotides // Physiology Review E. – 1994. – Vol. 49. – P. 1685–1689.
8. Алексеев, Е.Р. MATLAB 7 [Текст] / Алексеев Е.Р., Чеснокова О.В. – М.: NT Press, 2006. – 464 с.

Учебное издание

МЕТОДЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Методические указания

Составитель: Федотов Александр Александрович

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