

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

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

**РАЗРАБОТКА МЕТОДИК ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ
БИОСИГНАЛОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

Методические указания к курсовому проекту

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Разработка методик цифровой обработки биосигналов сердечного ритма: Метод. указания / – Самар. нац. исследов. ун-т; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 16 с.

В методических указаниях рассмотрены основные требования к выполнению курсового проекта, посвященного разработке методики цифровой обработки биосигналов сердечного ритма в системах клинического мониторинга физиологических показателей человека. Приведен порядок выполнения проекта и требования к оформлению.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 03.04.01 «Прикладные математика и физика» и выполняющих курсовой проект по дисциплине «Теория биотехнических систем». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Библиогр. 4 назв.

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

1 Задание на курсовой проект

Задание на выполнение курсового проекта предусматривает проведение аналитического обзора современных методик цифровой обработки биосигналов сердечного ритма, включая этапы цифровой фильтрации биосигналов, алгоритмы обнаружения опорных точек биосигналов с целью определения последовательности длительностей сердечного цикла, а также различные методы анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР).

В качестве индивидуального задания выступает последовательность оцифрованных отсчетов биосигнала сердечного ритма – сигнала биоэлектрической активности сердца, зарегистрированного в первом стандартном отведении в течение 5 минут с помощью серийно выпускаемого компьютерного электрокардиографа в клинических условиях у добровольцев, давших свое добровольное согласие на размещение записей в публичном анонимном доступе.

Используемый для регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца компьютерный электрокардиограф имеет следующие технические характеристики:

частота дискретизации биосигнала: 500 Гц;

разрядность аналого-цифрового преобразователя: 12 бит;

диапазон амплитуд регистрируемого биосигнала: 0,5 – 5 мВ;

коэффициент ослабления синфазного сигнала: не менее 60 дБ;

полоса пропускания сигнала по уровню –3 дБ: 0,5 – 100 Гц;

входное сопротивление: не менее 100 МОм.

Результатами выполнения курсового проекта согласно индивидуальному заданию должны быть:

- 1) числовая последовательность длительностей сердечного цикла, сформированная на основе обработки исходного сигнала биоэлектрической активности сердца;
- 2) значения диагностических показателей ВСР, определенных с помощью статистических, геометрических и спектральных методов анализа последовательности длительностей сердечного цикла. Должно быть получено не менее трех значений диагностических показателей, определенных по каждому методу анализа ВСР в отдельности;

- 3) график зависимости изменения длительности сердечного цикла от времени;
- 4) график зависимости изменения спектральной плотности мощности последовательности длительностей сердечного цикла от частоты;
- 5) блок-схема разработанного алгоритма обнаружения опорной точки сигнала биоэлектрической активности сердца;
- 6) файл листинга программного обеспечения, разработанного для выполнения всех пунктов задания по курсовому проекту.

2 Содержание проекта

В системах клинического мониторинга особое значение приобретают автоматизированные комплексы анализа variability сердечного ритма, основанные на неинвазивной регистрации параметров сердечного ритма. Данные комплексы содержат измерительные преобразователи биосигналов сердечного ритма, реализующие регистрацию и обработку сигнала биоэлектрической активности сердца или сигнала артериальной пульсации крови человека. Эффективность использования подобных средств мониторинга параметров сердечного ритма во многом определяется применяемыми методиками обработки биосигналов.

Основной задачей большинства применяемых методик обработки биосигналов сердечного ритма в системах мониторинговой оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе анализа variability сердечного ритма (BCP) является выделение из исходного биосигнала последовательности длительностей сердечного цикла для последующего математического анализа. Длительность сердечного цикла определяется как временной промежуток между двумя последовательными опорными точками биосигнала сердечного ритма.

Значительное влияние на величину погрешности определения диагностических показателей BCP оказывает погрешность измерения длительностей сердечного цикла, которая в свою очередь определяется эффективностью применяемых схем обнаружения опорных точек биосигналов.

В общем случае схема детектирования опорных точек биосигнала сердечного ритма формирует выходной импульсный сигнал, положение максимума или фронта которого соответствует положению опорной точки

во времени. Процессу обнаружения опорных точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов.

В качестве опорных точек биосигналов выбираются наиболее различимые на фоне помех и шумов: для сигнала артериальной пульсации крови – систолический максимум сигнала, минимум сигнала артериальной пульсации, максимум сигнала первой производной, для ЭКГ сигнала – R-зубец.

Основным требованием, предъявляемым к средствам обнаружения опорных точек, является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и изменчивости формы биосигнала, обусловленные дыханием или движением человека.

Обнаружитель опорной точки биосигналов сердечного ритма включает последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор.

Первичная обработка биосигнала включает в себя различные этапы цифровой фильтрации для устранения шумов и помех, а также набор амплитудно-временных преобразований исходного биосигнала в форму наиболее пригодную для последующего анализа пороговым устройством.

На стадии предварительной обработки биосигналов сердечного ритма наиболее часто используются:

- методы частотной фильтрации;
- методы фильтрации во временной области;
- методы, основанные на первой производной и нелинейных преобразованиях.

Использование методов частотной фильтрации биосигналов позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и повысить достоверность последующих этапов обнаружения опорных точек биосигналов сердечного ритма.

Методами цифровой фильтрации биосигналов можно обеспечить эффективное подавление помех различной природы возникновения. Низкочастотные фильтры обеспечивают подавление электромагнитных помех и высокочастотных шумов, возникающих в усилительном тракте измерительных преобразователей. Высокочастотная фильтрация может быть эффективной при подавлении низкочастотных артефактов биологического происхождения, возникающих при дыхании пациента.

Подавление двигательных артефактов, наиболее сильно искажающих биосигналы, возможно с помощью методик корреляционной обработки биосигналов.

Пороговые устройства выделяют из обработанного сигнала опорные точки исходного биосигнала. Наибольшее распространение получили адаптивные пороговые детекторы, у которых абсолютное значение порога зависит от амплитуды входного сигнала, благодаря чему происходит адаптация к нестационарному характеру сигнала артериальной пульсации. В качестве порога также используются квантильные оценки на основе непараметрических описательных статистик.

Существуют методы детектирования опорной точки с помощью скользящего окна фиксированной длительности, в течение которого происходит обнаружение опорной точки с помощью пороговой схемы, при этом значение порога обычно устанавливается как доля от максимального значения сигнала в данном окне. Длительность скользящего окна выбирается таким образом, чтобы в течение этого времени в сигнале присутствовала, как минимум одна опорная точка, таким образом, ширина окна определяется минимально возможной частотой сердечного ритма и обычно составляет 1500-2000 мс.

Также существуют дополнительные алгоритмы работы пороговых устройств обнаружения опорных точек биосигналов сердечного ритма, использующих априорную информацию о частотных характеристиках сердечного ритма, например, наличие рефрактерного периода сократимости сердечной мышцы. Другими словами, после успешного обнаружения опорной точки биосигнала сердечного ритма, устанавливается период релаксации, в течение которого детектирование следующей опорной точки не осуществляется. Длительность периода релаксации определяется максимально возможной частотой сердечного ритма человека и составляет, как правило, 250-300 мс.

С целью повышения эффективности обнаружения опорных точек биосигналов сердечного ритма могут применяться специальные методы коррекции, позволяющие исключать ложно обнаруженные опорные точки. Наиболее простой реализацией такого метода коррекции является исключение опорных точек, которым соответствуют аномальные значения длительностей сердечного цикла. Например, пропуск очередной опорной точ-

ки биосигнала сердечного ритма приводит к появлению аномального значения длительности сердечного цикла, которое необходимо будет исключить из дальнейшего анализа.

Методы анализа ВСР основаны на применении различных методик математической обработки к последовательности значений длительностей сердечного цикла с целью определения диагностических показателей ВСР, отражающих состояние сердечно-сосудистой системы человека.

В настоящее время наибольшее распространение для оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека получили статистические, геометрические и спектральные методы анализа ВСР. Кроме того для этих целей в последнее время начинают использоваться методы нелинейной динамики, основанные на определении фрактальной размерности, показателя энтропии, размерности Херста для последовательности длительностей сердечного цикла.

Статистические методы анализа сердечного ритма применяются для непосредственной количественной оценки показателей ВСР за исследуемый промежуток времени. При их использовании сердечный ритм рассматривается как совокупность последовательных временных интервалов.

Наиболее важными статистическими показателями ВСР являются:

1) $SDNN$ – среднеквадратичное отклонение (выражается в мс) величин длительностей сердечного цикла за весь рассматриваемый период:

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

где: NN_i – значение i -й длительности сердечного цикла, \overline{NN} – среднее значение длительностей, N – размер выборки.

2) $RMSSD$ – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар длительностей сердечного цикла (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 длительностей сердечного цикла, различающихся более чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;

4) $pNN50$ – процент NN50 от общего количества последовательных длительностей сердечного цикла, полученных за весь период записи (выражается в %).

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

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

К геометрическим методам анализа ВСП прежде всего относятся методы вариационной пульсометрии. Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения длительностей сердечного цикла как случайных величин. Последовательность значений длительностей сердечного цикла может быть преобразована в геометрическую структуру: распределение плотности длительностей или гистограмму распределения длительностей сердечного цикла.

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 длительности сердечного цикла (выражается в мс). При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса мода распределения мало отличается от математического ожидания;
- 2) Амплитуда моды A_m – отношение значений длительностей сердечного цикла, соответствующих значению моды, к значению объема выборки (выражается в %);
- 3) Вариационный размах ΔX – разность между максимальным и минимальным значением длительности сердечного цикла в выборке (выражается в мс);
- 4) Триангулярный индекс HRV – отношение значения объема выборки 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 ВСП является интерполяция кривой плотности распределения длительностей сердечного цикла 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 сердечного цикла.

Помимо гистограмм распределения длительностей сердечного цикла в анализе ВСП применяют методику построения и анализа скаттерограмм. Скаттерограмма (Lorenz plot) представляет собой графическое изображение пар длительностей сердечного цикла 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 скаттерограммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы.

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

- 1) длина основного (без экстрасистол и артефактов) “облака” – длинная ось эллипса L , соответствующая вариационному размаху;
- 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 сердечного цикла 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 объеме выборки.

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 сердечного цикла представляет собой временную функцию с нерегулярными отсчета-

ми. 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, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ).

Одним из альтернативных методов выполнения преобразования Фурье является получение периодограмм Уэлча. Суть этого метода заключается в том, что исходная последовательность длительностей сердечного цикла 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.

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:

1) HF высокочастотный диапазон (дыхательные волны) – 0,15–0,4 Гц;

2) низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) – 0,04–0,15 Гц;

3) 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.

3 Основные разделы курсового проекта

Курсовой проект должен включать следующие основные разделы:

- 1) анализ существующих методов обработки биосигналов сердечного ритма;
- 2) анализ существующих методов оценки параметров сердечного ритма человека;
- 3) методика цифровой фильтрации сигнала биоэлектрической активности сердца;
- 4) методика обнаружения опорных точек сигнала биоэлектрической активности сердца;
- 5) алгоритм обнаружения опорных точек сигнала биоэлектрической активности сердца;
- 6) оценки параметров сердечного ритма, на основе статистических, геометрических и спектральных методик анализа вариабельности сердечного ритма;
- 7) программное обеспечение, реализующее разработанные методики цифровой обработки биосигналов сердечного ритма.

4 Оформление курсового проекта

Курсовой проект оформляется в виде пояснительной записки содержащей изложение всех перечисленных разделов, а также листинги разработанных компьютерных программ, реализующих методики цифровой обработки биосигналов сердечного ритма.

Оформление курсового проекта должно производиться в точном соответствии с требованиями стандарта предприятия: СТО СГАУ 02068410-004-2007 “Общие требования к учебным текстовым документам”.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
2. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
3. 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.
4. 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.
5. Theis, F.J. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications [Текст] / F.J. Theis, A. Meyer-Base – The MIT Press, 2010 – 423 p.

Учебное издание

**РАЗРАБОТКА МЕТОДИК ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ
БИОСИГНАЛОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

Методические указания

Составитель: Федотов Александр Александрович

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

