

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №4

Спектральный анализ variability сердечного ритма

Цель: освоение методов спектрального анализа variability сердечного ритма.

Теоретические сведения

Спектральные методы анализа получили достаточно широкое распространение при исследовании различных биосигналов, в первую очередь при анализе variability сердечного ритма (ВСР) и фоновой биоэлектрической активности головного мозга. Анализ спектральной плотности мощности колебаний исследуемого процесса дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. Применительно к variability сердечного ритма спектральный анализ позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний сердечного ритма и наглядно графически представить соотношения разных компонентов ритмов сердца, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма (рисунок 1). Анализ спектральных параметров дает представление о распределении мощности в зависимости от частоты изменения длительностей кардиоинтервалов во времени, при этом полагается, что эти колебания носят гармонический характер, обусловленный физиологической природой процессов регуляции сердечного ритма.

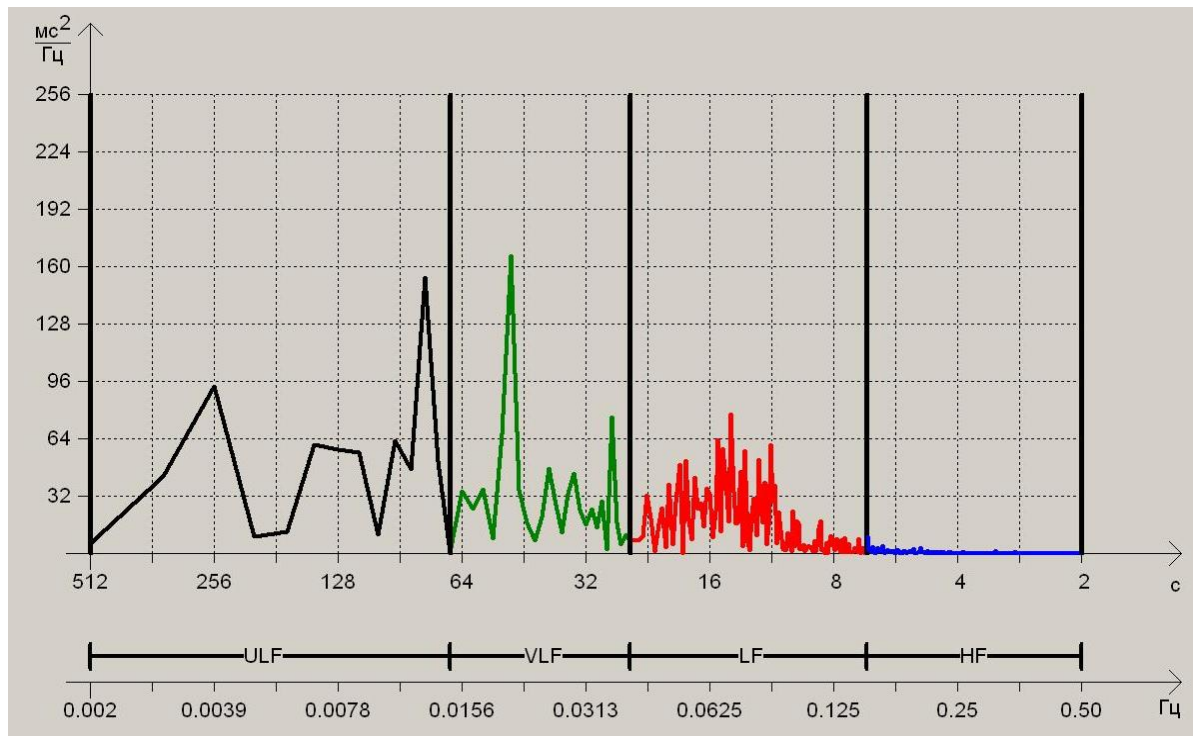


Рисунок 1 – Типичная спектрограмма ВСР при использовании быстрого преобразования Фурье

При спектральном анализе ВСР большое значение имеет объем анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты.

Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн 1-го и 2-го порядка.

В западной литературе соответствующие спектральные компоненты получили названия высокочастотных (High Frequency – *HF*), низкочастотных (Low Frequency – *LF*), очень низкочастотных (Very Low Frequency – *VL**F*). При анализе длительных записей выделяют также ультра низкочастотный компонент (Ultra Low Frequency - *ULF*). Частотные диапазоны, соответствующие перечисленным спектральным компонентам при анализе ВСР, приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Диапазоны частот при спектральном анализе ВСР

Диапазоны	Обозначение	Частота, Гц	Период, сек
Высокочастотный диапазон (дыхательные волны)	<i>HF</i>	0,4–0,15	2,5–6,5
Низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка)	<i>LF</i>	0,15–0,04	6,5–25
Очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка)	<i>VL</i> <i>F</i>	0,04 –0,015	25 – 66
Ультра низкочастотный компонент	<i>ULF</i>	меньше 0,015	больше 66

Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – быстрое преобразование Фурье и периодограммный анализ. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты. Основным недостатком параметрических методов является необходимость создания определенной модели, соответствующей анализируемому объекту, сложность этих моделей (высокий порядок), необходимость верификация выбранной модели и принципиальная невозможность сравнения результатов анализа ВСР, полученных с помощью разных моделей.

Наибольшее распространение получили непараметрические методы спектрального анализа на основе дискретного преобразования Фурье (ДПФ), к преимуществам которых можно отнести простоту используемого алгоритма и быстроту вычислений.

Для сигнала $x(n)$, представленного в виде последовательности отсчетов, взятых с интервалом Δt в моменты времени с номерами $n = 0, 1, \dots, N-1$, дискретное преобразование Фурье определяется по формуле:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{\frac{-2\pi j}{N} kn}, k=0, 1, \dots, N-1$$

Здесь $x_n = x(n\Delta t)$ – отсчеты дискретного сигнала (измеренные значения сигнала) в моменты времени $n\Delta t$, $n = 0, 1, \dots, N-1$, N – количество отсчетов, а также количество компонент

разложения, Δt – интервал времени между отсчетами, $k = 0, 1, \dots, N-1$ – номера частотных составляющих разложения.

В результате выполнения процедуры ДПФ получается N значений комплексных амплитуд X_k , описывающих гармонические колебания (синусоиды) с частотами $0, f_0, 2f_0, 3f_0, \dots, (N-1)f_0$, из которых складывается исходный сигнал. Основная частота преобразования $f_0 = f_d/N = 1/T$, где $f_d = 1/\Delta t$ – частота дискретизации или частота оцифровки сигнала, т.е. количество измеренных через равные промежутки времени значений сигнала в секунду, T – временной интервал анализируемого сигнала. Амплитуда и фазовый сдвиг каждой из синусоид определяются как модуль и аргумент соответствующего комплексного элемента разложения.

По полученному разложению исходный сигнал может быть полностью восстановлен (в точках взятия отсчетов) с использованием процедуры обратного дискретного преобразования Фурье.

Верхняя граница полосы анализируемого спектра определяется частотой оцифровки сигнала f_d и равна $f_d/2$, а нижняя граница равна разрешению по частоте $1/T$. Частотный диапазон результатов спектрального анализа от $1/T$ до $f_d/2$ называется шириной полосы спектра.

По полученным значениям комплексных амплитуд X_k рассчитывается спектральная плотность мощности (СПМ), характеризующая зависимость мощности сигнала от частоты:

$$P(k) = \frac{|X_k|^2}{N^2}, k = 0, 1, \dots, N-1$$

Диагностическими показателями при спектральном анализе являются абсолютная суммарная мощность в диапазоне, средняя мощность в диапазоне, относительное значение в процентах от суммарной мощности во всех диапазонах (Total Power-TP). Перечень основных показателей спектрального анализа ВСР с краткой физиологической интерпретацией представлен в таблице 2.

Таблица 2 – Основные показатели спектрального анализа ВСР

№	Показатель	Наименование показателя	Физиологическая интерпретация
1.	$HF, (\%)$	Мощность спектра высокочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности парасимпатического звена регуляции
2.	$LF, (\%)$	Мощность спектра низкочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности вазомоторного центра

3.	$VLF, (\%)$	Мощность спектра сверхнизкочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности симпатического звена регуляции
4.	$TP, мс^2$	Суммарная мощность спектра ВСР	Суммарный уровень активности регуляторных систем
5.	$HFmax, мс^2$	Максимальное значение мощности спектра высокочастотного компонента ВСР	Максимальный уровень активности парасимпатического звена регуляции
6.	$LFmax, мс^2$	Максимальное значение мощности спектра низкочастотного компонента ВСР	Максимальный уровень активности вазомоторного центра
7.	$VLFmax, мс^2$	Максимальное значение мощности спектра сверхнизкочастотного компонента ВСР	Максимальный уровень активности симпатического звена регуляции
8.	$ULFmax, мс^2$	Максимальное значение мощности спектра ультранизкочастотного компонента ВСР	Максимальный уровень активности субкортикальных уровней регуляции (высших вегетативных центров)
9.	HFt	Доминирующий период высокочастотного компонента спектра ВСР	Средний период дыхательного цикла
10.	$HFav, мс^2$	Среднее значение мощности спектра высокочастотного компонента ВСР	Средний абсолютный уровень активности парасимпатического звена вегетативной регуляции
11.	$LFav, мс^2$	Среднее значение мощности спектра низкочастотного компонента ВСР	Средний абсолютный уровень активности вазомоторного центра
12.	$VLFav, мс^2$	Среднее значение мощности спектра сверхнизкочастотного компонента ВСР	Средний уровень активности симпатического звена вегетативной регуляции
13.	$ULFav, мс^2$	Среднее значение мощности спектра ультранизкочастотного компонента ВСР	Средний уровень активности субкортикальных уровней регуляции (высших вегетативных центров)
14.	$(LF/HF)av$	Отношение средних значений низкочастотного и высокочастотного компонент ВСР	Соотношение уровней активности центрального и автономного контуров регуляции
15.	IC	Индекс централизации	Степень централизации управления ритмом сердца

В каждом из частотных диапазонов Δf_{HF} , Δf_{LF} , Δf_{VLF} , Δf_{ULF} (см. таблицу 1) находят максимальные и минимальные значения спектральных оценок мощностей гармоник: HF_{max} , HF_{min} , LF_{max} , LF_{min} , VLF_{max} , VLF_{min} , ULF_{max} , ULF_{min} .

По спектральным оценкам рассчитываются следующие показатели: HF , LF , VLF , ULF – мощности спектров в частотных диапазонах Δf_{HF} , Δf_{LF} , Δf_{VLF} , Δf_{ULF} соответственно.

Мощность спектра HF (суммарная мощность в частотном диапазоне Δf_{HF}) вычисляется по формуле:

$$HF = \sum_{HF_{min}}^{HF_{max}} P_j (mc^2)$$

где HF_{max} и HF_{min} – максимальное и минимальное значения спектра, соответствующие границам диапазона Δf_{HF} ; P_j – спектральная плотность мощности.

Мощности спектров в других частотных диапазонах вычисляются аналогично.

Суммарная мощность спектра TP отражает суммарный абсолютный уровень активности регуляторных систем и определяется как сумма мощностей в диапазонах HF , LF , VLF и ULF :

$$TP = HF + LF + VLF + ULF.$$

Мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{HF} в процентном отношении ко всему диапазону:

$$HF\% = \frac{HF}{TP} \times 100\%,$$

Аналогично мощности спектров в диапазонах Δf_{LF} , Δf_{VLF} , Δf_{ULF} :

$$LF\% = \frac{LF}{TP} \times 100\%; \quad VLF\% = \frac{VLF}{TP} \times 100\%; \quad ULF\% = \frac{ULF}{TP} \times 100\%.$$

Обычно дыхательная составляющая, соответствующая высокочастотному диапазону (HF), составляет 15-25% суммарной мощности спектра. Снижение этой доли до 8-10% указывает на смещение вегетативного баланса в сторону преобладания симпатического отдела. Уменьшение величины HF ниже 2-3% говорит о резком преобладании симпатической активности. При этом также существенно уменьшаются показатели $RMSSD$ и $pNN50$.

Мощность низкочастотной составляющей спектра (LF), соответствующей медленным волнам 1-го порядка или вазомоторным волнам, характеризует состояние симпатического отдела вегетативной нервной системы, в частности, системы регуляции сосудистого тонуса,

осуществляемой вазомоторным центром продолговатого мозга. Переход из положения «лежа» в положение «стоя» ведет к значительному увеличению мощности в этом диапазоне колебаний сердечного ритма. Однако с возрастом активность вазомоторного центра падает, и у лиц пожилого возраста этот эффект практически отсутствует. Обычно в норме процентная доля вазомоторных волн в положении «лежа» составляет от 15 до 35-40%.

В диапазоне вазомоторных волн также выделяют доминирующую частоту. Обычно она находится в пределах 10-12 сек. Увеличение данного показателя до 13-14 сек может указывать на снижение активности вазомоторного центра.

Мощность «очень» низкочастотной составляющей спектра сердечного ритма (*VLF*), соответствующей медленным волнам 2-го порядка, также характеризует активность симпатического отдела вегетативной нервной системы. Амплитуда *VLF* тесно связана с психоэмоциональным напряжением и функциональным состоянием коры головного мозга. Также доказано, что мощность *VLF*-колебаний хорошо отражает энергодефицитные состояния. В норме мощность *VLF* составляет 15-30% суммарной мощности спектра. При функциональных воздействиях повышение уровня *VLF* в ответ на нагрузку может говорить о гипердаптивной реакции, снижение – о постнагрузочном энергодефиците.

По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляются следующие показатели:

- индекс централизации *ИЦ (IC)*

$$ИЦ(IC) = \frac{VLF + LF}{HF};$$

- индекс вагосимпатического взаимодействия *ИВВ*

$$ИВВ = \frac{LF}{HF};$$

- индекс активации подкорковых нервных центров *ИАП (ISCA)*

$$ИАП(ISCA) = \frac{LF}{VLF}.$$

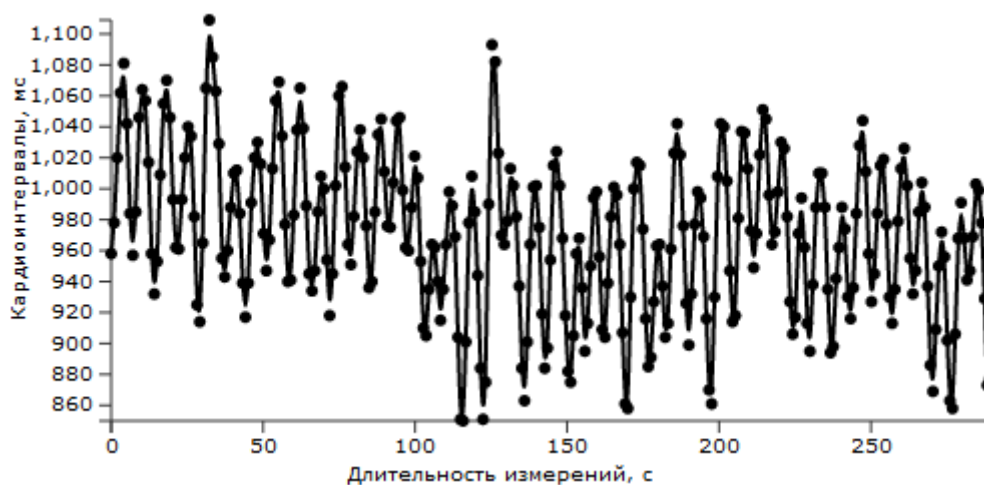
Индекс централизации отражает степень централизации управления ритмом сердца (преобладания активности центрального контура регуляции над автономным, т.е. преобладание недыхательных составляющих синусовой аритмии над дыхательными). Индекс активации подкорковых нервных центров *ИАП* характеризует активность сердечно-сосудистого подкоркового нервного центра по отношению к более высоким уровням управления. Увеличение *ИАП* свидетельствует о повышенной активности подкорковых нервных центров.

Отношение мощностей низкочастотного и высокочастотного диапазонов спектра (*IBB*) используют для оценки баланса между симпатической и парасимпатической системами.

Порядок выполнения

I. Подготовка исходных данных.

1. По заданному массиву кардиоинтервалов построить кардиоритмограмму, представляющую собой зависимость длительности кардиоинтервалов от времени. Для этого по оси ординат Y откладываются значения кардиоинтервалов, по оси абсцисс X откладывается текущее время, которое получается путем суммирования значений кардиоинтервалов.



2. Полученная последовательность значений длительностей КИ представляет собой временную функцию с нерегулярными отсчетами. Для корректного преобразования Фурье требуется перейти к новому ряду дискретных значений x_i , $i = 1, 2, \dots, N$. Для этого дискретные значения КИ, последовательно отложенные по оси абсцисс, принимаются за опорные точки. Затем проводится аппроксимация отсчетов с помощью гладких функций. Для реализации данного шага наиболее часто применяют интерполяцию с помощью полиномов или сплайнов разной степени. Заключительным этапом является переоцифровка полученной кривой с постоянным шагом по времени.

Необходимо отметить, что спектральная плотность мощности зависит как от интервала дискретизации, так и от метода интерполяции. В данной работе предлагается использовать сплайновую кубическую интерполяцию, шаг дискретизации $\Delta t = 250$ мс.

Для справки. В вычислительной математике интерполяция – это способ нахождения промежуточных значений величины по имеющемуся дискретному набору известных значений. Сплайн представляет собой гладкую непрерывную функцию, область определения которой разбита на конечное число отрезков, на каждом из этих отрезков

сплайн совпадает с некоторым алгебраическим полиномом. Максимальная степень из использованных полиномов определяет степень сплайна.

В Python сплайновую кубическую интерполяцию реализует функция `CubicSpline` из `scipy.interpolate`.

II. Осуществить преобразование Фурье дискретного ряда значений $x_i, i = 1, 2, \dots, N$, полученных на предыдущем этапе.

III. Рассчитать спектральную мощность полученного сигнала и построить график зависимости спектральной плотности мощности временной последовательности длительностей кардиоинтервалов от частоты.

На данном этапе можно заметить, что значения спектральных мощностей начинают зеркально повторяться, начиная с середины набора. Это связано с тем, что преобразование раскладывает сигнал на синусоидальные составляющие (которые называются гармониками) с частотами от N колебаний за период до одного колебания за период. Поскольку частота дискретизации сама по себе равна N отсчётов за период, то высокочастотные составляющие не могут быть корректно отображены. Это приводит к тому, что вторая половина из N комплексных амплитуд, фактически, является зеркальным отображением первой и не несёт дополнительной информации. Поэтому для графического отображения и последующего исследования достаточно первых $N/2$ амплитуд (односторонний спектр).

IV. В соответствии с таблицей 1 рассчитать мощности спектров в каждом из указанных диапазоне частот, указать их минимальное и максимальное значения.

Замечание. При переходе от двустороннего спектра к одностороннему необходимо нормирование спектра мощности умножением на 2.

V. Рассчитать суммарную мощность спектра ВСР и мощности спектра в каждом частотном диапазоне в процентном отношении ко всему диапазону.

VI. По полученным данным рассчитать индекс централизации *ИЦ* (*IC*), индекс вагосимпатического взаимодействия *ИВВ* и индекс активации подкорковых нервных центров *ИАП* (*ISCA*).

VII. Проанализировать полученные данные.

Содержание отчета

1. Исходные данные.
2. Формулы и результаты расчета заданных показателей спектрального анализа.
3. График спектральной мощности.
4. Исходные тексты программ.
5. Выводы по полученным результатам.