

регистрация сигнала с одновременным добавлением комментариев, спектральный анализ, в режиме «off-line» может быть проведен анализ главных компонентов (АГК) для более детального исследования ЭЭГ-сигнала.

При испытаниях в условиях операционной палаты прибор показал хорошую помехозащищенность, устойчивость и надежность. Он прост в обращении, его применение в сочетании со специальным программным обеспечением поможет более качественно определять оптимальные дозы гипнотических веществ при анестезии и тем самым обезопасить пациента.

Список использованных источников

8. Зенков Л.Р. «Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии», издание 2-е исправленное и дополненное. М.: «МЕДпресс -информ», 2002 – 368 с., ил.
2. Кулаичев А.П. «Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике». – М.: Информатика и компьютеры, 1999. – 329с., с ил.
9. Петровский Б.В., Ефуни С.Н. «Лечебный наркоз». – М.: «Медицина», 1967. – 234с., с ил.
1. Teplan M. «Fundamentals Of Eeg Measurement». MEASUREMENT SCIENCE REVIEW, Volume 2, Section 2, 2002
10. Lester G. Fehmi, and Adam Sundor, M.A. «The Effects of Electrode Placement Upon EEG Biofeedback Training: The Monopolar-Bipolar Controversy». INTERNATIONAL JOURNAL OF PSYCHOSOMATICS 36(1-4):23-33,1989
11. Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, William J. Heetderks, Dennis J. McFarland, P. Hunter Peckham, Gerwin Schalk, Emanuel Donchin, Louis A. Quatrano, Charles J. Robinson, and Theresa M. Vaughan «Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting». IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 8, NO. 2, JUNE 2000

ПРИМЕНЕНИЕ АВТОРЕГРЕССИОННОГО МЕТОДА И МЕТОДА ОКОННОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО ОЦЕНИВАНИЯ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Кузнецов А.А., Калакутский Л.И.

Исследование вариабельности сердечного ритма (ВСР) является одним из современных методов неинвазивного контроля активности гуморальной и автономной нервной регуляции, используемым для диагностики в различных областях медицины [1]. Метод дает в руки врача инструмент индивидуальной терапии, в которой становится реальным управление регуляторными системами и процессами в организме человека [2].

Под вариабельностью сердечного ритма понимают степень изменчивости во времени длин кардиоциклов в результате деятельности различных регуляторных механизмов [3]. При наблюдении за деятельностью сердца с помощью тех или иных аппаратных средств мы можем получить последовательность длин кардиоциклов, выраженных в единицах времени (чаще всего для оценки длительности цикла работы сердца используют определение времени между соседними R-зубцами ЭКГ, или вершинами

пульсовых волн). Нужно отметить, что данный массив во времени расположен неравномерно, так как интервалы между моментами регистрации имеют различные длины, равные длительностям регистрируемых кардиоциклов.

Значительная часть совокупности механизмов регуляции сердечного ритма с некоторым приближением может быть представлена в виде модели классической теории управления, как, например, это показано в [2]. Известно, что решения для систем, охваченных обратными связями, как правило, имеют гармонический характер. Таким образом, разложение хронотропной структуры ВСР именно на гармонические составляющие может дать диагностическую информацию о деятельности регуляторных механизмов, оказывающих влияние на работу сердца.

Для спектрального анализа ВСР используют оценку спектральной плотности мощности (СПМ), которая имеет смысл энергии, приходящейся на единицу частоты, и в данном случае определяется в $\text{м}^2/\text{Гц}$ [2].

При оценке спектра суточной интервалограммы в ней принято выделять четыре частотных диапазона [2]:

Ultra Low Frequency (**ULF**) - зона сверх низких частот (0 - 0.0033 Гц)

Very Low Frequency (**VLF**) - зона очень низких частот (0.0033 - 0.04 Гц)

Low Frequency (**LF**) - зона низких частот (0.04 - 0.15 Гц)

High Frequency (**HF**) - зона высоких частот (0.15 - 0.4 Гц)

Считается, что их мощности несут информацию об активности определённых регуляторных систем (симпатической, парасимпатической и т.п.). Надо, однако, отметить, что данное положение всё ещё является спорным и требует более строгих доказательств, чем имеющиеся в настоящее время [4]. Этот факт, однако, не мешает использовать метод в медицинской диагностике.

Данные, полученные в результате регистрации длительностей кардиоциклов, могут быть представлены в виде функции $RR(t)$ с нерегулярными отсчётами:

$$RR(t) = \sum_{i=1}^N RR(i) \cdot \delta \left[t - \sum_{j=1}^i RR(j) \right], \text{ где}$$

N – общее число зарегистрированных кардиоциклов;

t – время, прошедшее от момента начала регистрации;

$$\delta(t) = \{1, t=0; 0, t > 0\}$$

Для оценки СПМ исследуемая функция должна быть представлена регулярными отсчётами:

$$RR^p(t) = \sum_{i=1}^M RR_{\text{int}}(i) \cdot \delta(t - i \cdot dt), \text{ где}$$

$RR_{int}(i)$ – значения отсчётов после передискретизации
 dt – интервал передискретизации;

M – число отсчётов после передискретизации.

$M=T/dt$, где T – длина отрезка времени, на котором производится оценка длительности кардиоциклов.

Под процедурой передискретизации в данном случае понимается интерполяция исходных значений длительностей кардиоциклов регулярными отсчётами.

В общем случае СПМ непрерывной функции (в нашем случае – $RR(t)$) может быть оценена при помощи следующего выражения [5]:

$$PD(f) = \lim_{T \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{T} \cdot \left| \int_{-\infty}^{\infty} RR(t) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t) \cdot dt \right|^2 \right), \text{ где } T$$

интервал определения искомой функции.

Учитывая дискретность искомых данных, операцию интегрирования следует заменить суммированием:

$$PD(f) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{N} \cdot \left| \sum_{i=-\infty}^{\infty} RR(i) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot i) \right|^2 \right), \text{ где } N -$$

число отчётов после дискретизации.

В нашем распоряжении, разумеется, находится лишь конечный набор значений искомой функции ($T, N < \infty$). В зависимости от того, каким образом мы доопределим её значения вне интервала наблюдения, чаще всего используют два подхода к оценке СПМ: оконное преобразование Фурье (ОПФ) и авторегрессионный метод (АМ).

При использовании ОПФ, мы считаем, что искомая $RR(t)$, СПМ которой требуется оценить, умножается на функцию специальной формы (оконая функция), причём за пределами интервала регистрации значений $RR(t)$ эта функция равна нулю. Таким образом, мы как бы полагаем, что за вне границ интервала наблюдения сердце не сокращалось, что, разумеется, не соответствует действительности. Кроме того, в случае, если используемая оконная функция имеет прямоугольную форму, наблюдаются пульсации СПМ, связанные с резкими скачками в анализируемой функции (эффект Гиббса). Для его устранения используют спадающие по краям оконные функции и, следовательно, мы искажаем даже имеющиеся в нашем распоряжении данные. СПМ вычисляется по формуле:

$$PD(f) = \frac{1}{N} \cdot \left| \sum_{i=1}^N RR_w(i) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot i) \right|^2, \text{ где } RR_w(i) - \text{значения отсчётов}$$

тов $RR_{\text{int}}(i)$ после удаления постоянной составляющей, умноженные на соответствующие им значения оконной функции.

В случае применения АМ используется затухающая экстраполяция исходной последовательности [6]. При этом каждый отсчёт представляется в следующем виде:

$$RR(i) = \sum_{j=1}^p RR(i-j) \cdot a(j), \text{ где}$$

p – порядок модели;

$\{a(j)\}$ – параметры модели;

То есть мы пытаемся аппроксимировать исходную последовательность некоторым авторегрессионным рядом, каждое значение которого определяется взвешенной суммой некоторого числа предыдущих отсчётов.

В принципе, мы можем доопределить нашу последовательность как нам угодно, так как не имеем никакой информации о том, какие значения она принимала, когда мы не проводили регистрацию. Единственное, что мы знаем, это то, какие значения она не могла принимать. Число последовательностей, имеющих одну и ту же ошибку предсказания, в принципе, бесконечно. Бесконечно также и число моделей, которые мы можем сформировать для прогнозирования значений имеющегося ряда [6]. Поэтому чаще всего для экстраполяции используется метод максимальной энтропии (метод Бёрга). Его смысл заключается в том, что мы доопределяем исходную последовательность таким образом, чтобы энтропия полученного ряда была максимальной среди энтропий всех возможных последовательностей такого типа [6]. Принцип максимальной энтропии гласит о том, что если мы делаем какие-то выводы по неполной информации, то нужно опираться на такое распределение вероятности, которое имеет максимальную энтропию, допускаемую априорными сведениями [6]. К примеру, если вы расследуете преступление, то круг подозреваемых должен быть наиболее широк, и не нужно сразу уверенно указывать на того, кого вы считаете преступником. В первом случае ваше предположение будет иметь максимальную энтропию (меру неопределённости), тогда как во втором случае она будет равна нулю.

Параметры модели, а также дисперсия ошибки предсказания рассчитываются при помощи алгоритма Левинсона-Дербинина и формулы Бёрга для гармонического среднего. СПМ оценивается по следующей формуле [6]:

$$PD(f) = \frac{T \cdot D}{\left| 1 + \sum_{i=1}^p a(i) \cdot \exp(-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot i) \right|^2}, \text{ где}$$

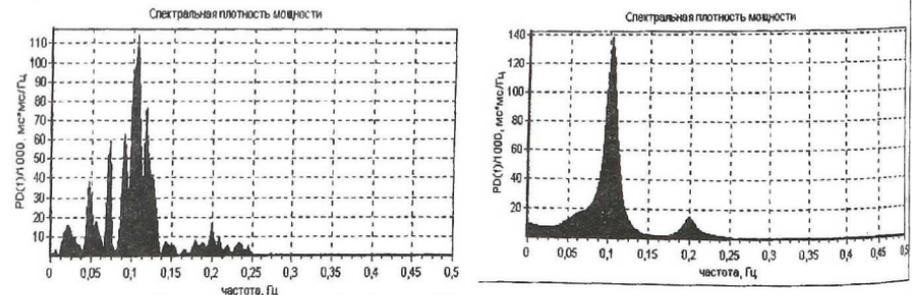
T – интервал регистрации;

D – дисперсия ошибки предсказания;

Из вышесказанного следует, что полученный ряд будет наиболее случайным, «обелённым», поэтому в отличие от ОПФ, АМ дает автоматически сглаженную форму кривых спектра [7]. Последнее удобно для врача, так как его внимание сосредотачивается на основной информации, содержащейся в спектре [2].

Данный метод является адекватным при оценке СПМ последовательности длин кардиоциклов, так как любая существующая математическая модель ВСР является лишь приближением реальных процессов регуляции. На самом деле, нельзя, например, сказать, что результатом влияния симпатической системы на сердце может являться одна или несколько синусоидальных компонент изменения длительности кардиоциклов. Подобные процессы имеют, скорее всего, гораздо более сложную природу и дают в СПМ вклады в виде сплошных спектров, мощность которых требуется оценить [4].

Известно, что разрешающая способность любого метода спектрального анализа по частоте равна $1/T_{RR}$, где T_{RR} – интервал определения оцениваемой функции. При использовании АМ мы производим бесконечную затухающую экстраполяцию имеющейся последовательности, то есть $T_{RR} \rightarrow \infty$. АМ, таким образом, позволяет получить лучшую разрешающую способность (теоретически – бесконечную), тогда как в случае ОПФ она не может быть лучше, чем $1/T$ (T – интервал регистрации) [6]. Кроме того, при использовании АМ мы делаем более обоснованные предположения о поведении исследуемого процесса за пределами интервала регистрации, чем при использовании ОПФ.



ОПФ

АМ

Рисунок 1 - СПМ, полученные с использованием метода ОПФ и АМ

Недостатками АМ являются относительная сложность и значительные вычислительные затраты, а также необходимость выбора порядка рассчитываемой модели.

На рисунке 1 можно видеть СПМ одной и той же пятиминутной выборки последовательностей длин кардиоциклов, полученные с использованием метода ОПФ и АМ. В таблице 1 приведены значения мощностей участков спектра и некоторые диагностические показатели [2], оценка которых проведена с использованием сравниваемых методов, а также отклонения (dev) в % результатов, определённых с помощью АМ, от результатов, полученных с помощью метода ОПФ.

Таблица 1. Результаты анализа последовательности кардиоциклов с использованием АМ и метода ОПФ.

Показат.	ОПФ	АМ	dev,%
VLF	260	210	19,4
LF	3706	3630	2
HF	594	625	5,1
Lfnorm	85	83	3,2
Hfnorm	14	14	3,9
LF/HF	6,2	5,8	6,8

При анализе хронотропной структуры ВСР мы считаем, что исследуемый процесс является стационарным. Следовательно, спектральные плотности пятиминутной выборки анализируемого колебания и выборки несколько большего объёма в идеале должны быть идентичными. В качестве тестовой последовательности, однако, лучше использовать не длительности кардиоциклов, полученные в результате эксперимента, а какой-нибудь псевдослучайный ряд, генерируемый ЭВМ, так как предположение о стационарности последнего является более обоснованным. Результаты анализа выборок белого шума длительностью 300 и 900 секунд с использованием рассматриваемых методов можно видеть в таблице 2.

Таблица 2. Результаты анализа псевдослучайной последовательности.

Показат.	ОПФ(300)	ОПФ(900)	dev,%	АМ(300)	АМ(900)	dev,%
VLF	0,0075	0,0055	36,36364	0,0062	0,00393	57,76081
LF	0,017	0,019	10,52632	0,0185	0,019	2,631579
HF	0,043	0,041	4,878049	0,043	0,043	0
Lfnorm	23	24	4,166667	24	24	0
Hfnorm	57	53	7,54717	56	54	3,703704
LF/HF	0,4	0,5	20	0,4	0,4	0

Видно, что в случае использования АМ результаты, особенно диагностические показатели (Lfnorm, Hfnorm, LF/HF [2]), остаются более ста-

бильными при изменении длительности выборки, чем в случае применения метода ОПФ.

На основе полученных результатов можно сделать вывод о предпочтительности АМ перед методом ОПФ для анализа спектров пятиминутных последовательностей длин кардиоциклов.

Список использованных источников

- 1) Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З., Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. Наука, 1984, 221 с.
- 2) Вариабельность сердечного ритма в современной клинике, под ред Н.И. Яблчанского, Б.Я. Кантора, А.В. Мартыненко, Харьков, 2001.
- 3) Жемайтис Д.И. Ритмограмма как отражение особенностей регуляции сердечного ритма. В кн.: Ритм сердца в норме и патологии. Вильнюс, 1970, 99 - 111.
- 4) Колебания частоты сердцебиений: спектральный анализ, В.М. Хаютин, Е.В. Лукошкова, Российский кардиологический научно-производственный комплекс МЗ РФ, г. Москва.
- 5) Кузенков В.Д. Цифровые методы спектрального анализа, Куйбышевский авиационный институт, 1990, 167с.
- 6) Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его применение, М.: Радио и связь, 1990, 578с.
- 7) Сверхблизкие интегральные схемы и современная обработка сигналов, под ред. С. Гуна, М.: Радио и связь, 1989, 456с.

УДК 631.053

АКУСТИЧЕСКИЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКОСТИ ЖИДКИХ НЕФТЕПРОДУКТОВ

Некрасова Т.А., Астапов В.Н.

Качество нефтепродуктов в настоящее время является ключевой проблемой в нефтеперерабатывающей промышленности.

Исследования, проведенные в [1], показывают, что информацию о качественных характеристиках нефтепродуктов несут в себе такие физические параметры, как скорость звука и коэффициент поглощения. Данные параметры могут быть измерены электрическими методами.

Так амплитуда плоских звуковых волн проходящих через контролируемую среду уменьшается вследствие поглощения в среде по закону

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x}, \quad (1)$$

где I_0 – интенсивность (амплитуда) входящих в среду волн;

I_x – их интенсивность после прохождения пути x ;

α - коэффициент поглощения звука (по амплитуде).

α Учитывая поглощение акустической энергии, вызываемое вязкостью среды, найдем [2]