

Микроструктурный анализ вариабельности сердечного ритма при моделировании деятельности оператора в процессе психофизиологических обследований.

В. А. Машин

Нововоронежский учебно-тренировочный центр подготовки специалистов для АЭС, г. Нововоронеж

Данный доклад посвящен описанию метода сегментарного анализа вариабельности сердечного ритма (ВСР) при моделировании деятельности оператора. Требование к стационарности временного ряда при анализе ВСР, с одной стороны, и сложная динамика выполнения операторских задач, с другой, послужили основанием для разработки метода, в котором бы параллельно с анализом результатов деятельности исследователь мог бы оценить показатели ВСР, служащие индикаторами активности различных отделов вегетативной нервной системы. Метод позволяет рассчитывать показатели ВСР на очень коротких стационарных сегментах временного ряда и анализировать причины возникновения переходных процессов в динамике сердечных сокращений с учетом выполняемых задач.

Microstructural analysis of heart rate variability in simulated operator activity.

Mashin V.A.

Novovoronezh Nuclear Power Station Personnel Training Center, Novovoronezh, Voronezh oblast, 396072, Russia

Analysis of heart rate variability (BCP) is a noninvasive method for estimate of cardiac autonomic nervous function. But heart period modulations are very not stable during the simulated operator activity. For decision the problem of 'stationarity' are presented the microstructural analysis of heart rate variability method. On the basis of simulated operator activity and interval tachogram analysis is derived very short stationarity RR-interval segments (10-30 seconds). These segments were 'cloning' in 256 data point of instantaneous heart rate and very low- (VLF), low- (LF) and high frequency (HF) components of BCP were calculated by power spectral analysis, by use fast Fourier transform (FFT). The purpose of this article was to demonstrate possibility of the microstructural analysis of heart rate variability method in simulated operator activity.

Определение вариабельности сердечного ритма (ВСР) относят к важному неинвазивному методу количественной оценки активности различных отделов вегетативной нервной системы (ВНС) при регуляции сердечных сокращений. При этом лишь незначительная часть многочисленных исследований ВСР в лабораторных и клинических условиях может быть отнесена к сфере психологии или психофизиологии [1, 2, 3]. И тому есть объективные причины. Одна из них порождена проблемой контроля стационарности процесса при оценке ВСР. Весь математический аппарат анализа временных рядов, на котором строится расчет показателей ВСР, разработан с учетом предположения о том, что исходный временной ряд стационарен, т.е. порождающий его механизм не меняется во времени, а соответствующий процесс достигает статистического равновесия [4]. Это накладывает на временной ряд следующие условия:

1. Математическое ожидание и дисперсия ряда постоянны во времени;
2. Ковариация между любыми двумя членами ряда зависит только от расстояния во времени между этими наблюдениями, или разности между их номерами.

При оценке длительных записей сердечных сокращений (до 24-х часов) свободно передвигающегося человека стационарность пытаются достичь, разбив временной ряд на 5-ти минутные выборки, чтобы далее анализировать ВСР за эти периоды времени. Исследование коротких записей (от 2-х до 5-ти минут) строят таким образом, чтобы обеспечить условия стационарности процесса: регистрация производится в состоянии покоя, в процессе однообразной физической деятельности, при достижении устойчивого функционального состояния. В совершенно другой ситуации находится исследователь, когда он пытается оценить ВСР в процессе сложной психической деятельности. Так, выполненный нами анализ сердечного ритма при моделировании деятельности оператора, выветил нестационарную, часто хаотическую динамику сердечных сокращений, которая зависела как от особенностей функционирования вегетативной и центральной нервной системы обследуемого (уровень невротизации и вегетативной лабильности, функциональное состояние), так и от содержания выполняемых действий (ориентировка в задании, сенсомоторные действия, коррекция возникающих ошибок).

Наиболее информативным методом определения ВСР для коротких стационарных записей служит спектральный анализ [5]. Но для надежной оценки основных показателей ВСР (используя алгоритм быстрого преобразования Фурье) необходим временной ряд из 256 значений сердечного ритма (длительностью 170-220 секунд при частоте пульса 90-70 уд/мин, соответственно). Быстрая же смена задач, действий, операций, эмоциональных и функциональных состояний, психической активности человека не позволяет зачастую получить стационарный временной ряд данного объема. А ведь именно такие условия характерны для реальной динамики сердечного ритма в процессе выполнения сложной операторской деятельности.

Для разрешения конфликта между задачами психофизиологического исследования сложной динамичной операторской деятельности и методическими требованиями спектрального анализа к стационарности (устойчивости во времени) процесса нами был предложен метод сегментарного анализа ВСР. В основу этого метода был положен практический опыт анализа ВСР, благодаря которому стало ясно, что профиль сердечного ритма при выполнении сложной операторской деятельности не остается неизменным (что предполагает автоматическая обработка сигнала), а представляет собой совокупность участков с различными паттернами, имеющими существенно разное диагностическое значение для психофизиолога и характеризующими различные функциональные состояния. Традиционный подход, при котором происходит глобальное усреднение показателей по различным участкам кардиоритмограммы (КРГ), опасен потерей очень важной информации для исследователя. (Уже после разработки метода сегментарного анализа ВСР мы обнаружили сходные мысли, которые привели к созданию метода адаптивной сегментации ЭЭГ, который предложили Г. Боденштайн и Х.М. Преториус в 1977 году [6].) Суть нашего подхода заключается в визуальном выборе очень короткого сегмента в КРГ,

длительность которого может составлять несколько секунд, с последующим удалением из него линейного тренда (методом наименьших квадратов) и "клонированием" (умножением) до получения выборки в 300 сердечных сокращений. Крайне важным моментом является выбор начала и конца сегмента. В своей практике мы руководствуемся принципом, реализованным при выделении признаков из ЭЭГ методом адаптивной сегментации [6]: сегмент должен иметь гомогенный профиль и существенно отличаться от соседних участков. Предлагаемый подход позволяет значительно повысить диагностическую ценность анализа ВСР, но безусловно требует больших временных затрат, чем автоматизированная обработка. (Вопрос об автоматизации этого процесса остается открытым. Например, специалисты по адаптивному сегментарному анализу ЭЭГ столкнулись со значительными трудностями при автоматизации этого метода [7].)

Сформированная таким образом выборка после проверки на стационарность подвергается анализу ВСР, результаты которого соотносятся с содержанием выполняемых действий. Такой подход можно сравнить с эффектом микроскопа, когда, выделив нужный участок, мы увеличиваем его изображение, делая доступным для наших органов чувств. Когда же стационарные участки чередуются с переходными процессами, которые часто встречаются при выполнении сложной операторской деятельности, то влияние этих переходных процессов на общую вариабельность может быть столь велика, что доля стационарных участков в общем результате спектрального анализа становится часто неразличимой, как и роль различных отделов ВНС в регуляции сердечного ритма.

В данной статье представлено описание метода микроструктурного анализа ВСР и приведены примеры использования его при моделировании и анализе деятельности оператора.

Методика

В апробации метода были использованы материалы обследований персонала АЭС в психофизиологической лаборатории Нововоронежского учебно-тренировочного центра. Были проанализированы данные 699 человек (мужчины, средний возраст - 34.7 лет, стандартное отклонение - 8.41).

Для регистрации ЭКГ и выделения интервалов RR между последовательными комплексами QRS (частота дискретизации 500 Гц) использовался 3-х канальный программно-аппаратурный комплекс "RITMON-1". Выражающие длительность сердечных сокращений RR-интервалы (в миллисекундах) сохранялись в ASCII-кодах для дальнейшего компьютерного анализа.

Запись ЭКГ осуществлялась в утренние часы в ходе 4-х функциональных проб (в скобках указана продолжительность регистрации):

1. Относительный покой в положении лежа (10 минут).
2. Относительный покой в положении сидя перед выполнением деятельности (10 минут).

3. В процессе выполнения моделируемой на ЭВМ операторской деятельности в положении сидя (время индивидуальное).
4. Относительный покой в положении сидя после выполнения теста (10 минут).

Для моделирования операторской деятельности использовался компьютерный вариант теста "Черно-красная таблица" Шульте-Горбова [8]. Данный тест включает в себя три задания:

1. Поиск по таблице чисел из красного ряда в возрастающей последовательности.
2. Поиск по таблице чисел из черного ряда в убывающей последовательности.
3. Поиск по таблице чисел последовательно из черного и красного ряда (соответственно, в убывающей и возрастающей последовательности).

В первых двух заданиях основная нагрузка падает на зрительный анализатор, оперативную память и способность субъекта к концентрации внимания. В последнем задании дополнительно важную роль играет переключаемость (распределение) внимания между двумя равнозначными задачами. Психологическая нагрузка в первых двух заданиях равномерно распределена на всем протяжении выполнения. В третьем психологическая нагрузка возрастает к середине задания и спадает к концу. В отличие от первых двух, третье задание требует значительного психического напряжения.

Для выполнения микроструктурного анализа ВСР нами была разработана программа МАВР-02. На первом этапе предварительно полученные в ходе функциональных проб массивы RR-интервалов подвергались обязательному "ручному" редактированию. Это обусловлено тем, что существующие на сегодняшний день автоматизированные процедуры удаления артефактов из записей RR-интервалов недостаточно надежны и не могут в полной мере заменить редактирование, выполненное специалистом [9]. Программа имеет фильтр, позволяющий выделять в КРГ возможные артефакты, которые специалист далее относил либо к различного рода нарушениям ритма, либо к проявлениям синусовой аритмии, либо к ошибкам записи.

На следующем этапе производился анализ КРГ с учетом содержания моделируемой операторской деятельности. Результатом этого анализа служило визуальное выделение возможных стационарных участков (сегментов) и последующее их "клонирование" (умножение) до выборки объемом 300 RR-интервалов. Перед расчетом спектральных показателей производилась проверка на стационарность. Исходя из определения стационарности, очевидно, что чем меньше выбранный участок, тем выше вероятность того, что порождаемый временной ряд механизм находится в статистическом равновесии.

Отметим, что метод "клонирования" выборок в чем-то напоминает метод добавления констант (например, нулей) во временной ряд (пэддинг), который используется для решения проблемы рассеяния частот. Оба метода дают одинаковые результаты по частоте пиков. Но применяя пэддинг мы должны смириться с потерей как общей мощности спектра, так и в

отдельных частотных диапазонах (чем больше число нулей добавляется во временной ряд, тем в большей степени снижается мощность). В случае "клонирования" мощность спектра не снижается, а лишь незначительно возрастает (эффект "микроскопа").

Для получения основных показателей ВСР коротких записей использовалась стандартная выборка равная 256 RR-интервалам [10, 11]. Для дополнительного анализа стационарности процесса обработка проводилась скользящей выборкой с шагом 10 RR-интервалов. Если результирующая выборка "клонированного" сегмента КРГ отвечает требованиям стационарности, то показатели ВСР скользящих выборок будут мало различаться между собой (для выборки в 300 RR-интервалов мы имеем 5 значений показателей ВСР).

Расчет показателей спектра сердечных сокращений был выполнен с помощью алгоритма быстрого преобразования Фурье и сглаживания спектральным окном Хэмминга (ширина окна 5). Расчет и удаление тренда из временного ряда проводился с помощью линейной регрессии [12]. Стационарность полученных выборок определялась по критериям среднего и дисперсии с помощью рангового коэффициента корреляции Спирмена [13].

В данной статье мы используем следующие показатели ВСР [5]:

- TP (мсек²) – общая мощность спектра сердечных сокращений в диапазоне 0.00-0.40 Гц (отражает общую активность систем в регуляции сердечного ритма).
- VLF (мсек²) – мощность спектра в очень низкочастотном диапазоне сердечных сокращений 0.00-0.04 Гц (характеризует активность корково-лимбических структур головного мозга в регуляции сердечного ритма [14]).
- LF (мсек²) – мощность спектра в низкочастотном диапазоне сердечных сокращений 0.04-0.15 Гц (отражает, главным образом, активность симпатического отдела ВНС).
- HF (мсек²) – мощность спектра в высокочастотном диапазоне сердечных сокращений 0.15-0.40 Гц (характеризует вагусную активность).
- VLFn (%) – нормированный показатель $VLF = 100 \times VLF / TP$.
- LFn (%) – нормированный показатель $LF = 100 \times LF / (TP - VLF)$.
- HFn (%) – нормированный показатель $HF = 100 \times HF / (TP - VLF)$.
- LF/HF - отражает баланс симпатического и парасимпатического отделов ВНС.

Частотные диапазоны спектральной мощности сердечных сокращений (f_d) указаны для среднего значения продолжительности RR-интервалов (RR_{cp}) равного 1.00 сек. Для коррекции границ частотных диапазонов по длительности RR_{cp} (f_{cor}) и последующего расчета показателей ВСР использовалась формула: $f_{cor} = f_d \times RR_{cp}$. Данная формула была получена при анализе дыхательных пиков (проба на контролируемое дыхание при частоте 0.1 Гц) и дает практически полное совпадение частотных пиков спектра с методом линейной интерполяции RR-интервалов к

дискретному временному шагу 250 мсек. Но при этом есть существенные различия. Функция плотности спектра мощности определяет распределение дисперсии (S^2) временного ряда по частотам. Следовательно, общая мощность спектра равна дисперсии временного ряда [4, 15] (заметим, что при анализе сердечного ритма TP несколько меньше S^2 , так как общий частотный диапазон ограничен 0.40 Гц). Использование в наших исследованиях метода дискретизации сердечного ритма приводило к выраженному завышению значений общей мощности спектра над дисперсией, в то время как коррекция частотных диапазонов по RR_{cp} не нарушала указанного равенства.

Необходимо также отметить, что при $RR_{cp}=1.00$ сек для анализа волн HF-диапазона необходим исходный сегмент объемом не более 7 RR-интервалов, для волн LF-диапазона – 25 RR-интервалов. Спектральная мощность длин волн сердечного ритма, превышающих длину временного ряда сегмента, суммируется в значении нулевой частоты спектральной плотности.

Обсуждение результатов

На рис. 1 приведены КРГ обследуемого А. (27 лет) в состоянии относительного покоя (лежа) и при моделировании операторской деятельности (выполнение теста Шульте-Горбова).

КРГ на рис. 1А представляет собой пример длительного стационарного процесса, который позволяет напрямую использовать спектральный анализ. (Заметим, что в ситуации обследования, такие длительные стационарные процессы встречаются крайне редко. Чаще можно наблюдать эмоциональное возбуждение различной степени выраженности, когда короткие периоды стационарности перемежаются резкими повышениями или понижениями частоты сердечного ритма.) Спектр первой скользящей выборки объемом 256 RR-интервалов (длительностью 267 секунд) приведен на рис. 2А, значения соответствующих показателей ВСР даны в табл. 1. Вегетативный баланс характеризуется выраженным преобладанием тонууса парасимпатической нервной системы (ПНС): HFn 82%, LF/HF 0.22. Дыхательная периодика доминирует в спектре: частота наибольшего дыхательного пика (f_d) 0.304 Гц, период (T) 3.29 сек, спектральная плотность (SD) 42635 мсек².

Спектр	N_{RR}	TP	VLF	LF	HF	LFn	HFn	LF/HF	RR_{cp}	S^2
2А	256	2336	299	371	1667	18	82	0.22	1.04	2401
2В	256	16532	13569	1348	1615	45	55	0.83	0.83	17161
2С	57	2223	112	688	1422	33	67	0.48	0.94	2401
2D	10	8182	8	5584	2590	68	32	2.16	0.84	9025

4А	63	8	2	2	5	28	72	0.40	0.49	25
4В	29	5188	256	4602	331	93	7	13.92	0.83	5184

Примечание: N_{RR} - длительность исходной выборки в RR-интервалах.

Таблица 1. Показатели ВСП для спектров, представленных на рисунках 2 и 4.

Содержание деятельности	Начало	Окончание	Длительность	
			N_{RR}	t
Ожидание теста	1	23	23	20
Инструкция 1	24	83	60	43
Задание 1	84	162	79	69
Инструкция 2	163	177	15	12
Задание 2	178	234	57	51
Инструкция 3	235	261	27	20
Задание 3	262	424	163	209

Примечание: N_{RR} - длительность исходной выборки в RR-интервалах, t - в секундах.

Таблица 2. Хронометраж выполнения обследуемым А. теста Шульте-Горбова по RR-интервалам.

КРГ на рис. 1В характеризует сложную динамику сердечного ритма при выполнении обследуемым А. заданий по тесту Шульте-Горбова (первые 300 RR-интервалов). Использование скользящей выборки показало что, начиная с 41 RR-интервала, процесс может быть отнесен к стационарному. Результаты спектрального анализа скользящей выборки с 41 по 296 RR-интервал (объемом 256 RR и длительностью 213 секунд) приведены на рис. 2В и в табл. 1. Обратим внимание на очень высокие показатели мощности волн в VLF-диапазоне (13569 мсек^2 , $VLFn 78\%$), которые вызваны переходными процессами и скрывают от нас истинную активность ВНС в регуляции сердечного ритма. Используя метод микроструктурного анализа ВСП, проанализируем КРГ и попытаемся обосновать важнейшую взаимосвязь динамики сердечного ритма с содержанием задач деятельности (табл. 2).

За 20 сек. до включения теста (1-23 RR) наблюдается развитие стресс-реакции: быстрое повышение частоты сердечных сокращений (ЧСС) с 60 до 88 уд/мин, подавление активности ПНС (снижение периодики в HF-диапазоне) и повышение активности симпатической нервной системы (СНС). После включения теста (чтение инструкции к первому заданию, 24-83 RR) отмечается

небольшая активность ПНС (f_d 0.387 Гц, T 2.58 сек, SD 13984 мсек²) и понижение ЧСС (сохраняется напряжение, но отсутствует эмоциональное возбуждение). Но после снижения ЧСС до 77 уд/мин (49-59 RR) активность ПНС резко падает, наблюдается отчетливая волна в LF-диапазоне (f 0.115 Гц, T 8.72 сек, барорефлекторная активность СНС) с повышением ЧСС (88 уд/мин). Такой эмоциональный всплеск совпадает с последними секундами перед началом выполнения первого задания теста. Через 3 сек после начала его выполнения (с 89 RR) ЧСС постепенно начинает снижаться до 76 уд/мин (15 секунда, 106 RR-интервал). С 17 секунды (108 RR) до окончания первого задания (162 RR) отмечается КРГ, которая визуальнo обладает свойствами стационарности. В этот период наблюдается преобладание ПНС в вегетативном балансе, ЧСС 64 уд/мин (спокойное и уверенное выполнение задачи). На рис. 2С представлен спектр клонированной выборки с 108 по 164 RR-интервал (57 RR-интервалов длительностью 54 секунды). Основные показатели ВСП клонированного сегмента (первая скользящая выборка объемом 256 RR-интервалов, процесс стационарен) приведены в табл. 1. Можно отметить повышение, сравнивая с состоянием относительного покоя, показателя LFn (с 18 % до 33%) и, соответственно, снижение HFn (с 82% до 67%). Это указывает на относительное возрастание тонуса СНС в вегетативном балансе (LF/HF возрастает с 0.22 до 0.48) и отвечает повышению ЧСС с 58 до 64 уд/мин. (За счет уменьшения длительности исходной выборки, мощность в VLF-диапазоне снизилась с 299 до 112 мсек², VLFn с 13 до 5%). Сохраняется отчетливая дыхательная периодика (f_d 0.316 Гц, T 3.17 сек), но значения спектральной плотности пика ниже (SD 32737 мсек²). Таким образом, в анализируемый период функционирование физиологических систем, отвечающих за регуляцию сердечного ритма, можно охарактеризовать как экономичное, с минимальным напряжением.

При чтении инструкции ко второму заданию (163-177 RR) наблюдаются значительные колебания ЧСС. На рис. 2D представлен спектр клонированной выборки с 167 по 176 RR-интервал (10 RR-интервалов длительностью 8 секунд). Основные показатели ВСП клонированного сегмента (первая скользящая выборка объемом 256 RR-интервалов, процесс стационарен, VLFn 0%) приведены в табл. 1. Отмечается пик в LF-диапазоне ($f=0.121$ Гц, $T=8.26$ сек, SD 483953 мсек²), а также в HF-диапазоне ($f=0.359$ Гц, $T=2.79$ сек, SD 205445 мсек²). Такие колебания могут быть вызваны глубоким дыханием и высокой лабильностью ПНС (обследуемый занимается спортом). (Для разграничения в таких случаях дыхательной активности ПНС и барорефлекторной активности СНС необходимо параллельно с RR-интервалами регистрировать дыхательные циклы).

При выполнении второго задания (178-234 RR) ЧСС восстанавливается уже к 3 секунде и далее наблюдается динамика сердечного ритма, близкая к динамике в первом задании (ЧСС=67 уд/мин). Амплитуда волн в HF-диапазоне возрастает при выполнении второй части задания. При чтении инструкции к третьему заданию (235-261 RR) первые 14 секунд (до 252 RR) активность

ПНС снижается (но присутствует в динамике ритма), ЧСС повышается до 75 уд/мин. За 4 секунды до начала третьего задания развивается характерная стресс-реакция: резко падает активность ПНС и повышается ЧСС. Своего максимума (107 уд/мин) ЧСС достигается на 4 секунде третьего задания (269 RR-интервал), после чего ЧСС начинает снижаться (появляются характерные волны HF-диапазона) и в конце представленной КРГ достигает 58-59 уд/мин.

Как мы видим, при моделировании операторской деятельности содержание ее отдельных задач вносит существенный вклад в динамику сердечного ритма и требует более углубленного анализа, чем простое разбиение КРГ на 5-минутные отрезки, с последующей их статистической обработкой. Важную роль здесь может сыграть психологический анализ структуры деятельности и микроструктурный анализ вариабельности очень коротких стационарных участков КРГ.

Рассмотрим теперь пример, в котором психическая нагрузка приводит к выраженному напряжению физиологических систем, регулирующих сердечный ритм. На рис. 3А представлена КРГ (первые 300 RR) обследуемого В. (31 год) при выполнении теста Шульте-Горбова. Чтение инструкции к первому заданию (93 сек, с 1 по 151 RR) в начале сопровождалось повышением ЧСС до 118-122 уд/мин и стабилизацией ритма (высокое напряжение), затем снижением ЧСС до 78 уд/мин. С 20 сек выполнения первого задания (с 179 RR) ЧСС начинает монотонно возрастать и стабилизируется приблизительно к 204 RR на уровне 122 уд/мин. Выраженный ригидный ритм на этой частоте наблюдается до 266 RR, а последние 10 секунд выполнения задания (до 286 RR) при ЧСС=116 уд/мин. И далее (при чтении инструкции ко второму заданию) стабилизация ритма сохраняется, ЧСС незначительно снижается. На рис. 3В приведена КРГ клонированного сегмента с 204 по 266 RR-интервал (63 RR-интервала длительностью 31 секунда).

На рис. 4А изображен график спектральной плотности для первой скользящей выборки объемом 256 RR-интервалов (процесс стационарен), а в табл. 1 приведены соответствующие показатели ВСР. При выраженной стабилизации ритма в спектре наблюдается низкоамплитудный шум высокой частоты. Вот почему так высок показатель HF β (72%), а общая мощность спектра более чем в 3 раза меньше дисперсии (значительная часть дисперсии колебаний сердечного ритма распределена в частотном интервале, лежащим правее HF-диапазона). Общая мощность спектра крайне низкая, поэтому нам потребовалось в 16 раз увеличить масштаб, чтобы стали заметны отдельные пики. Физиологически такая динамика сердечного ритма говорит о выраженном перенапряжении, о высокой физиологической цене деятельности. Заметим, что данные показатели ВСР были получены при выполнении достаточно простого задания. Такие результаты требуют дополнительного мониторинга функционального состояния оператора, поскольку при наложении ряда негативных факторов (длительные нервно-эмоциональные перегрузки, отсутствие возможностей для восстановления функциональных резервов) это может привести к серьезным

заболеваниям (в нашей практике - различные формы нарушения сердечно-сосудистой деятельности, гипертоническая и язвенная болезни).

При рассмотрении КРГ обследуемого А. мы уже приводили примеры анализа волн LF- и HF-диапазонов на очень коротких сегментах. Остановимся на этом поподробнее. На рис. 5А приведена КРГ обследуемого С. (26 лет) при выполнении теста Шульте-Горбова (с 600 по 897 RR-интервал). Начало КРГ совпадает с 20 секундой паузы после неудачной второй попытки выполнения третьего задания теста (во время паузы обследуемый может ознакомиться на экране дисплея с ошибками, допущенными при выполнении). Можно отметить характерные LF-волны во время паузы (до 705 RR-интервала), которые имеют максимальную амплитуду в начальный период. Чтобы проанализировать их, мы выделили в КРГ сегмент с 604 по 632 RR-интервал (29 RR-интервалов длительностью 24 секунды) и после клонирования сформировали выборку (рис. 5В). На рис. 4В представлен график спектральной плотности для первой скользящей выборки объемом 256 RR-интервалов (процесс стационарен), а в табл. 1 приведены соответствующие показатели ВСР (VLFn 5%). Спектр содержит основную волну в LF-диапазоне (f 0.085 Гц, T 11.81 сек, SD 397200 мсек²). Дополнительный небольшой пик на границе VLF- и LF-диапазонов представляет собой дополнительную гармонику с периодом равным двум периодам основной волны (f 0.042 Гц, T 23.62 сек). Волны с частотой близкой к 0.1 Гц характеризуют состояние системы регуляции сосудистого тонуса, их мощность определяет активность вазомоторного (сосудодвигательного) центра продолговатого мозга. Переход из положения "лежа" в положении "стоя" ведет к значительному увеличению мощности в этом диапазоне колебаний сердечного ритма [16]. У обследуемого С. в состоянии явного эмоционального возбуждения (неудачное повторное выполнение задания) отмечается выраженное повышение активности вазомоторного центра (LFn 93%, LF/HF 13.92). Такая же картина была отмечена до и после выполнения теста. По данным ЭКГ установлена гипертрофия левого желудочка, артериальное давление 125/90. Полученные результаты требуют в дальнейшем дополнительного мониторинга артериального давления и профилактики развития гипертензии.

Заключение

В данной статье был представлен метод микроструктурного анализа ВСР на очень коротких сегментах КРГ и продемонстрированы его возможности при моделировании сложной операторской деятельности. Было показано, какой существенный вклад в динамику сердечного ритма вносит содержание деятельности, характер выполняемых субъектом задач. Традиционно используемое разбиение массива RR-интервалов на 5-минутные отрезки, с последующей их статистической обработкой, оказывается малоэффективным при оценке сложной психической деятельности с многочисленными переходными процессами в динамике сердечного ритма.

Микроструктурный анализ ВСР коротких сегментов (с использованием психологического анализа содержания и результатов деятельности) помогает исследователю определить реальный вклад различных отделов ВНС в регуляцию сердечного ритма и реальную физиологическую цену действий оператора, оценить его стрессоустойчивость к нервно-эмоциональным нагрузкам, уровень вегетативной лабильности и функционального резерва, характер адаптационных механизмов. Он дает возможность психофизиологу сопоставить роль физиологических и психических процессов (недостаточный уровень развития оперативной памяти, восприятия, внимания, мышления) в возникновении ошибок и затруднений при выполнении оператором ответственной деятельности. Метод микроструктурного анализа ВСР коротких сегментов позволяет исследователю увидеть в хаосе сердечных сокращений скрытую логику взаимодействия физиологических и психических факторов.

Список литературы

1. Laskar M.S., Iwamoto M., Toibana N., Morie T., Wakui T., Harada N. Heart rate variability in response to psychological test in hand-arm vibration syndrome patients assessed by frequency domain analysis. *Ind Health* 1999 Oct; 37(4):382-9.
2. Tulen J.H., Boomsma F. Cardiovascular control and plasma catecholamines during rest and mental stress: effects of posture. *Clin Sci (Colch)* 1999 Jun; 96(6):567-76.
3. Sato N., Kamada T., Miyake S., Akatsu J., Kumashiro M., Kume Y. Power spectral analysis of heart rate variability in type A females during a psychomotor task. *J Psychosom Res* 1998 Aug; 45(2):159-69.
4. Справочник по прикладной статистике. В 2-х т. Т. 2. Под ред. Э.Ллойда, У.Ледермана, С.А.Айвазяна, Ю.Н.Тюрина. М.: Финансы и статистика, 1990. 526 с.
5. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*, 1996; 93:1043.
6. Боденштайн Г., Преториус Х.М. Выделение признаков из электроэнцефалограммы методом адаптивной сегментации. Труды Института инженеров по электротехнике и радиоэлектронике. 1977. Т. 65, N 5. С. 59-71.
7. Шишкин С.Л. Исследование синхронности резких изменений альфа-активности ЭЭГ человека. Диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук. М.: МГУ, 1997, 232 с.
8. Горбов Ф.Д, Лебедев В.И. Психоневрологические аспекты труда операторов. М.: Медицины, 1975.
9. Malik M., Cripps T., Farrell T., Camm A.J. Prognostic value of heart rate variability after myocardial infarction: a comparison of different data processing methods. *Med Biol Eng Comput.* 1989; 27:603-611.

10. Boulos M., Barron S., Nicolski E., Markiewicz W. Power spectral analysis of heart rate variability during upright tilt test: a comparison of patients with syncope and normal subjects. *Cardiology*, 1996; 87:1, 28.
11. Kouakam C., Lacroix D., Zghal N., Logier R., Klug D., Le Franc P., Jarwe M., Kacet S. Inadequate sympathovagal balance in response to orthostatism in patients with unexplained syncope and a positive head up tilt test. *Heart* 1999 Sep; 82(3):312-8
12. Справочник по прикладной статистике. В 2-х т. Т. 1. Под ред. Э.Ллойда, У.Ледермана, Ю.Н.Тюрина. – М.: Финансы и статистика, 1989. – 510 с.
13. Кенделл М.Дж., Стьюарт А. Многомерный статистический анализ и временные ряды. М.: Наука, 1976. 736 с.
14. Машин В.А., Машина М.Н. Анализ вариабельности ритма сердца при негативных функциональных состояниях в ходе сеансов психологической релаксации. *Физиология человека*, 2000; том 26, №4, с. 48-54.
15. Отнес Р., Эноксон Л. Прикладной анализ временных рядов. М.: Мир, 1982. 428 с.
16. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. М.: Медицина, 1997, 236 с.

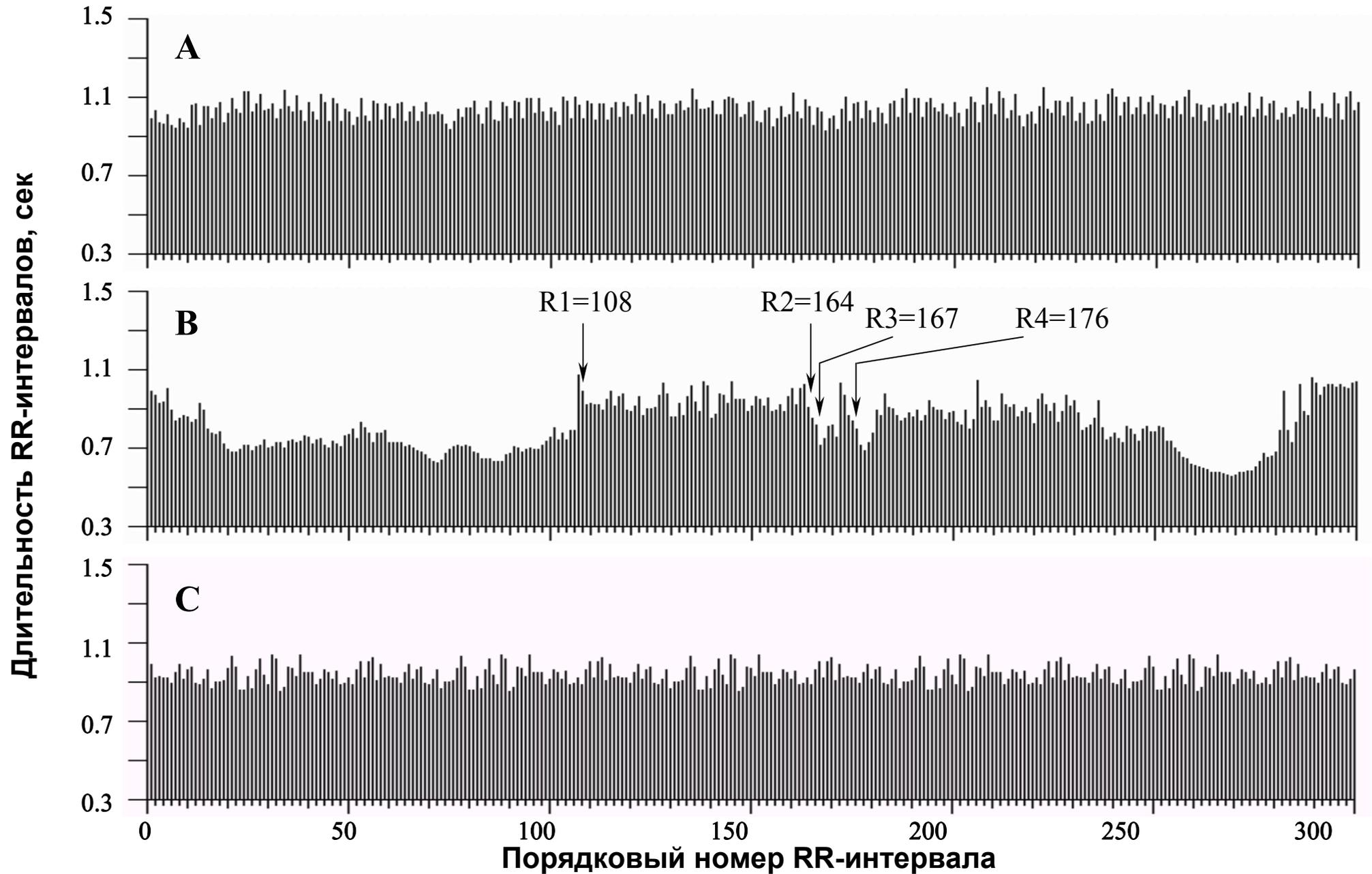


Рис. 1. Кардиоритмограммы обследуемого А. (А - относительный покой (лежа), В - выполнение теста Шульце-Горбова, С - клонированная выборка R1-R2).

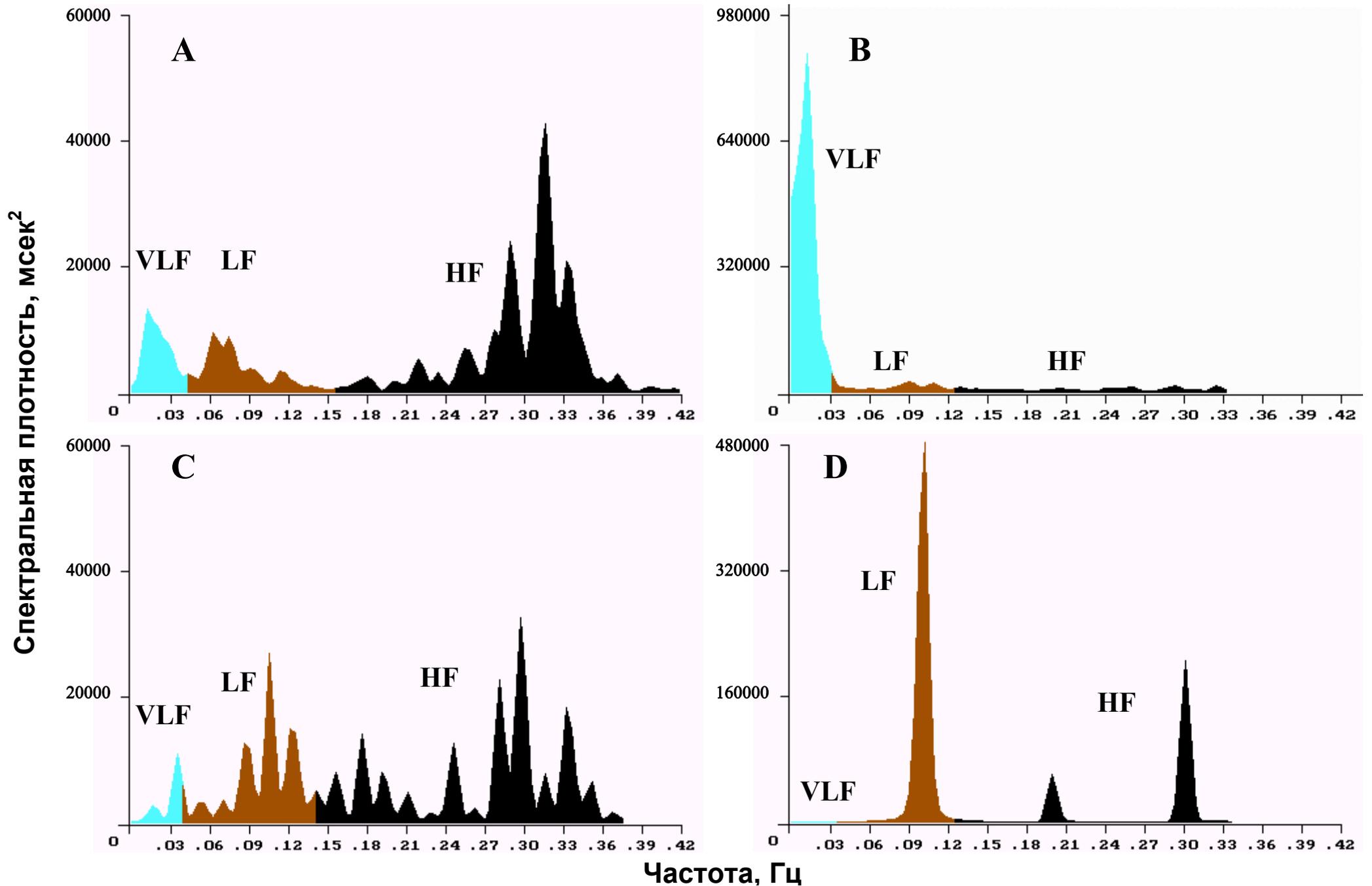


Рис. 2. Графики спектральной плотности для обследуемого А.: А - относительный покой, лежа; В - выполнение теста, скользящая выборка с 41 по 296 RR; С - выполнение теста, клонированная выборка R1-R2; D - выполнение теста, клонированная выборка R3-R4.

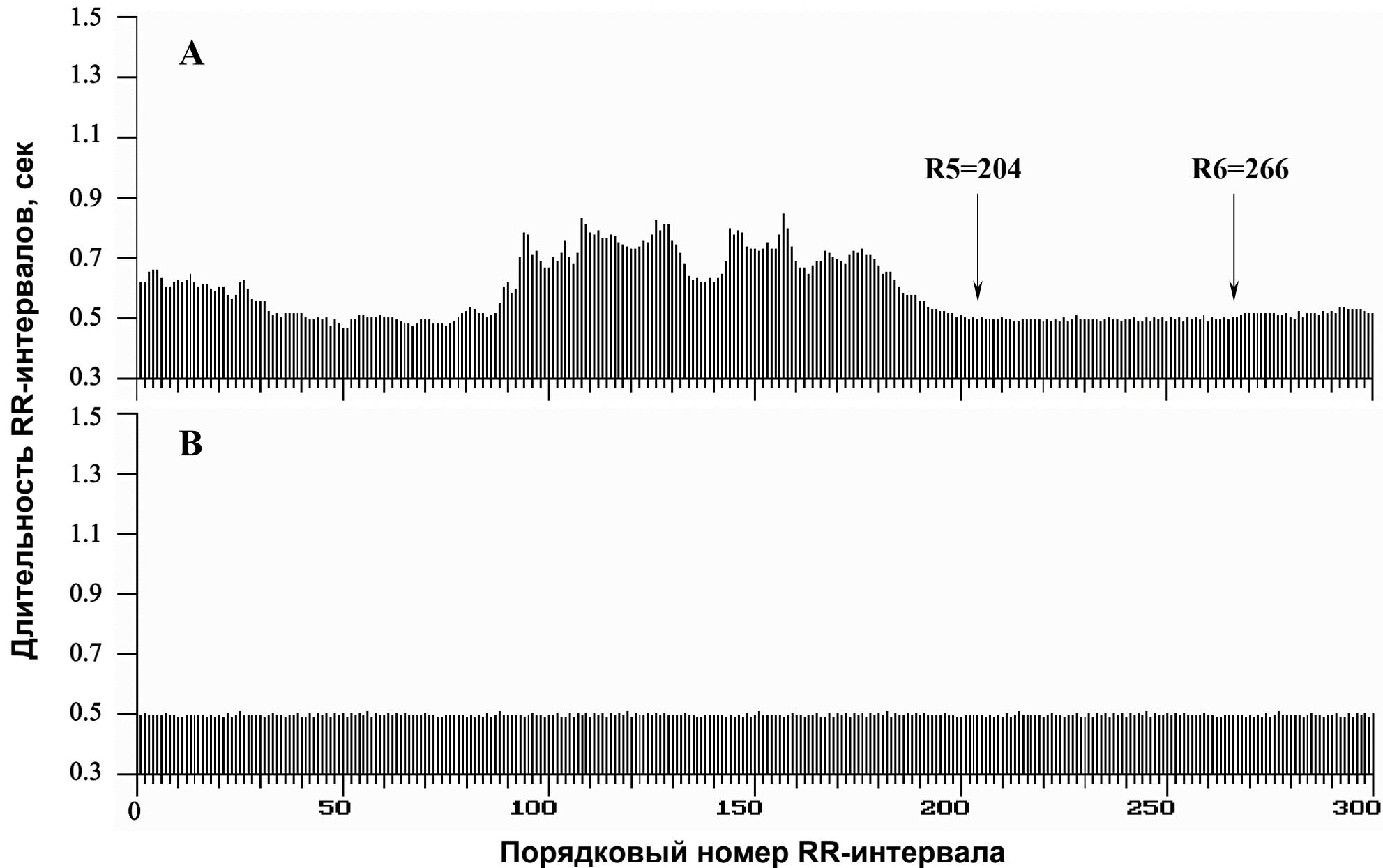


Рис. 3. Кардиоритмограммы обследуемого В.: А - выполнение теста Шульте-Горбова; В - клонированная выборка R5-R6.

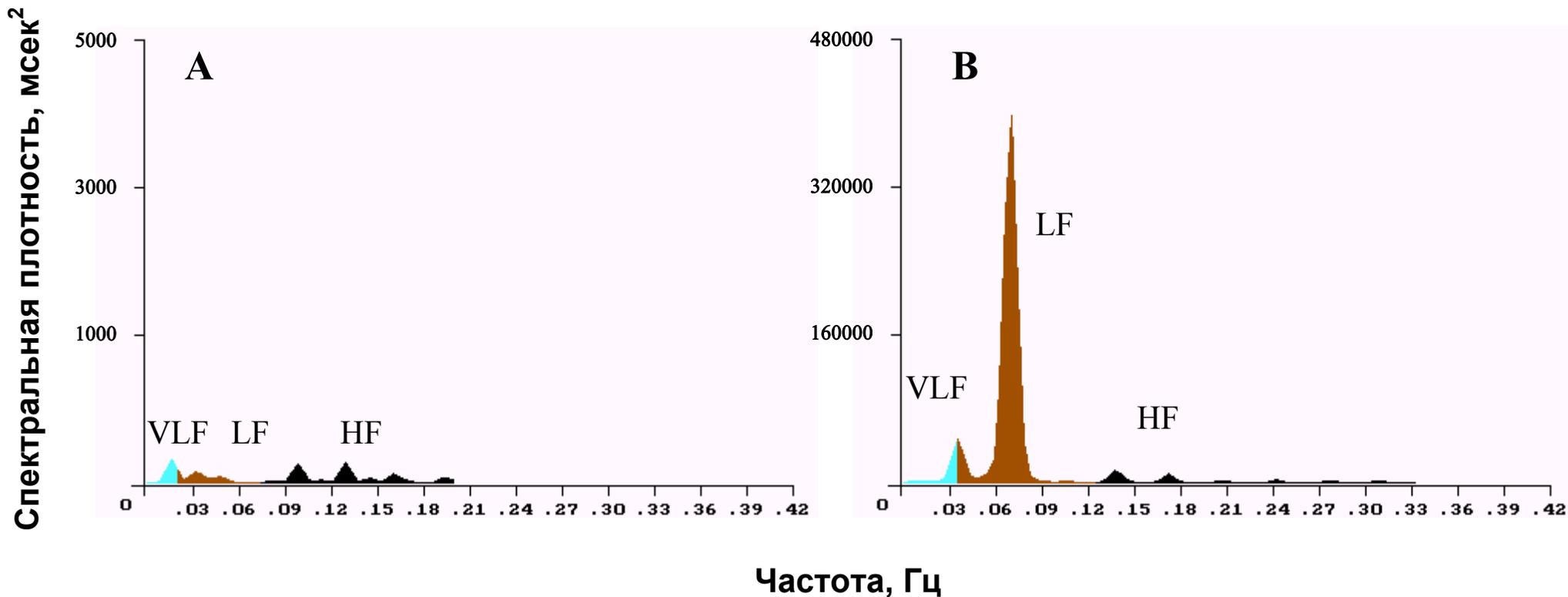


Рис. 4. Графики спектральной плотности: А - обследуемый В., выполнение теста, клонированная выборка R5-R6; В - обследуемый С., выполнение теста, клонированная выборка R7-R8.

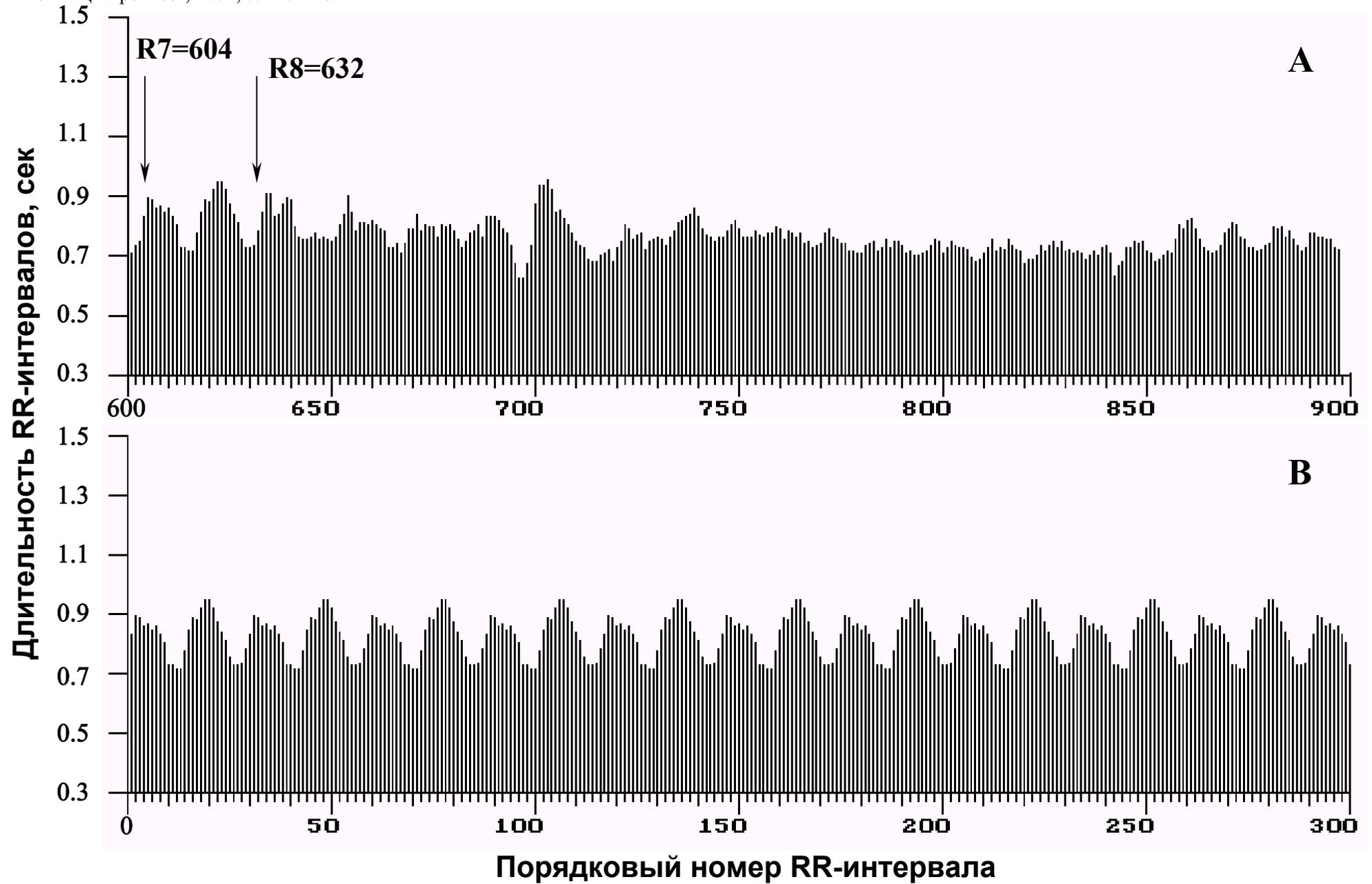


Рис. 5. Кардиоритмограммы обследуемого С.: А - выполнение теста Шульте-Горбова; В - клонированная выборка R7-R8.