

**Анализ вариабельности сердечного ритма с помощью метода графа
при различных функциональных состояниях.**

В.А.Машин, М.Н.Машина

В данной статье представлен метод анализа динамики сердечных сокращений при различных функциональных состояниях на основе принципов теории графов. Выделены основные показатели структуры графа сердечного ритма и проанализированы с помощью моделей "белого" шума. Рассмотрена эффективность использования показателей структуры графа сердечного ритма для диагностики ряда функциональных состояний. Сформулирована общая модель изменения показателей структуры графа сердечного ритма при различных уровнях психической активности организма, базирующаяся на понятии энтропии.

Ключевые слова: вариабельность сердечного ритма, теория графа, нелинейная динамика сердечного ритма, функциональное состояние.

**Studying variability of heart rate in different functional states
with the help of the graph method.**

V.A. Mashin, M.N. Mashina

Voprosy Psychologii, 2002 March-April; 2:99-111. [Article in Russian]

The article describes a method of studying dynamics of heart contractions in different functional states on the principles of the graph theory. The main indices of the structure of the heart rate graph were identified and analyzed with the help of 'white noise' models. The indices have proved effective in diagnosing a number of functional states. On the basis of the notion of entropy the authors formulate a generalized model of the variation of the indices at different levels of the psychological activity of an organism.

Последние десятилетия XX века ознаменовались бурным ростом исследований в области вариабельности сердечного ритма (ВСР). Основные направления применения этого метода за рубежом связаны с клинической медициной и фармакологией [11]. Отечественные ученые с самого начала уделяли большое внимание использованию показателей ВСР для оценки уровня функционального состояния человека, прогнозирования надежности его поведения в ситуации стресса [2]. Не так стремительно, но возрастает число приложений показателей ВСР в психологии и психиатрии [8, 10, 12].

В тоже время, необходимо отметить трудности, с которыми столкнулись исследователи при содержательной интерпретации показателей спектрального анализа ВСР [5]. Это привело к значительному росту работ, в которых центральное место занимают методы нелинейной динамики для определения степени хаотичности (неопределенности) сердечного ритма при различных функциональных состояниях человека [4, 7, 9, 13].

В данной статье вниманию специалистов, исследующих ВСР, предлагается разработанный нами метод анализа графа сердечного ритма. Данный метод включает в себя оценку уровня хаотичности (неопределенности) динамики сердечного ритма на основе построения его графа. Для апробации метода мы воспользовались моделью "белого" шума, а также регистрацией сердечного ритма при различных функциональных состояниях.

Методика

В апробации метода были использованы материалы обследований персонала АЭС в психофизиологической лаборатории Нововоронежского учебно-тренировочного центра (ЛПФО НВУТЦ). По результатам обследований были сформированы 4 равные группы по 32 человека (пол - мужской) с различными функциональными состояниями (ФС): 1 – норма (средний возраст (Age) - 27.88 лет, стандартное отклонение (S) - 3.57), 2 – психическое напряжение (Age - 28.83, S - 4.39), 3 – невротическое перевозбуждение (Age - 31.30, S - 8.67), 4 – утомление, снижение функциональных резервов (Age - 34.47, S - 8.09). Регистрация сердечного ритма для второй группы проводилась во время выполнения теста на внимание, для всех остальных - в процессе ожидания начала психологического теста. Для третьей группы характерным было повышение шкал невротизации по тесту ММРІ (вариант Ф.Б.Березина). Астеническая симптоматика (четвертая группа) диагностировалась в случае снижения продуктивности, ухудшения памяти и внимания при выполнении тестовых заданий в ходе психофизиологического обследования, а также при жалобах обследуемых на повышенную утомляемость.

Регистрация QRS-комплексов электрокардиограммы (ЭКГ) и последующее выделение из них RR-интервалов (частота дискретизации 500 Гц) производилась с помощью 3-х канального программно-аппаратурного комплекса "RITMON-1". Выражающие длительность сердечных сокращений RR-интервалы (в миллисекундах) сохранялись в ASCII-кодах для дальнейшего компьютерного анализа. Запись ЭКГ осуществлялась в положении сидя в утренние часы до выполнения психологического теста на внимание (продолжительность регистрации 10 мин) и в процессе выполнения теста (компьютерный вариант теста Шульте-Горбова). Для первой группы было получено 1042 "скользящих" выборки объемом 256 RR-интервалов и шагом 10, для второй - 322, для третьей - 1610, и для четвертой - 441. Для редактирования RR-интервалов, построения и анализа структуры графов сердечного ритма использовалась компьютерная программа "МАВР-03", разработанная в ЛПФО НВУТЦ.

Подробнее остановимся на построении графа сердечного ритма. Обычно при анализе сердечного ритма используется последовательность RR-интервалов – RR_n , где n - номер RR-интервала в выборке. Аналитически граф сердечного ритма задается последовательностью вершин (узлов) с координатами RR_n и RR_{n+1} : $G=\{RR_n, RR_{n+1}\}$. Общее число вершин (узлов) графа, соответственно, равно N-1, где N – объем выборки. Используемые для описания графа значения

RR-интервалов предварительно округляются до 10 мсек. Это позволяет сделать более наглядным геометрическое представление графа сердечного ритма. Сравнение показателей структуры графа, рассчитанные с разной степенью точности RR-интервалов, показало, что, с одной стороны, при округлении мы теряем незначительное количество значимой информации, а с другой, в ряде случаев получаем преимущество при диагностике тех или иных функциональных состояний.

Специалистам хорошо известна диаграмма рассеяния (скатерграмма) сердечного ритма, которая представляет собой график разброса для переменных RR_n и RR_{n+i} , где n – номер RR-интервала в выборке, а i – временной лаг ($i = 1, 2, \dots, n-1$). При геометрическом представлении графа сердечного ритма мы внесли следующие изменения в скатерграмму. Все значения RR-интервалов предварительно преобразовывались в новое множество по формуле: $Z_n = W \times (RR_n - RR_{\min})/BP$, где

RR_{\min} – минимальное значение RR-интервала в выборке,

BP – вариационный размах ($BP = RR_{\max} - RR_{\min}$),

W – величина стороны квадрата, в который вписываются стандартизированные значения RR (Z_n). При этом крайние значения Z_n располагаются на сторонах квадрата ($W = 400$ при разрешающей способности дисплея 640×480).

На следующем шаге стандартизированные значения использовались для построения вершин графа с координатами Z_n и Z_{n+1} . Полученные узлы последовательно соединялись между собой линиями (ребрами), образуя граф. Структуру графа сердечного ритма можно представить в виде множества замкнутых циклических компонент (подграфов). Замкнутый цикл (начальная и конечная вершина совпадают) проходит через каждое ребро и вершину подграфа ровно один раз. В зависимости от длины цикла (числа ребер) мы можем различать ранг компонент. (Изоморфизм графов позволяет пренебречь формой компонент.) Количество возможных рангов циклических компонент определяется формулой: $N_R = N - 2$, где N – объем выборки. Минимальный ранг циклической компоненты равен 0, а максимальный $N - 1$. Компонента с нулевым рангом включает в себя два последовательных одноименных узла (с совпадающими координатами) и имеет число ребер 0 ($\{RR_n, RR_{n+1}\} = \{RR_{n+1}, RR_{n+2}\}$). Все три RR-интервала равны между собой. Ранг 1 отсутствует, так как для него невыполнимо требование замкнутого цикла. Ранг 2 представляет собой цикл из двух узлов (частота колебаний равна 0.5 Гц), координаты которых не совпадают ($\{RR_n, RR_{n+1}\} \neq \{RR_{n+1}, RR_{n+2}\}$, $\{RR_n, RR_{n+1}\} = \{RR_{n+2}, RR_{n+3}\}$). Возможное число компонент (M) ранга R для графа объемом выборки N определяется формулой: $M_R = N - R - 1$, где $R = 1, 2, \dots, N_R$. Соответственно, накопленная частота (F) компонент ранга R будет равна: $F_R = (C_R/M_R)$, где C_R – количество компонент ранга R в графе. (Заметим, что компоненты не могут включать в состав себя замкнутые циклы более низкого ранга.)

Для анализа структуры графа сердечного ритма рассчитываются следующие показатели:

- ND – число узлов (вершин) графа.
- $NRib$ – число ребер графа.
- ND_S – число узлов на единицу дисперсии RR -интервалов (S_{RR}^2 , сек²): $ND_S = 10^{-3} \times ND / S_{RR}^2$ (плотность узлов графа в квадрате со стороной равной S_{RR}).
- $NRib_S$ – число ребер на единицу дисперсии RR -интервалов (S_{RR}^2 , сек²): $NRib_S = 10^{-3} \times NRib / S_{RR}^2$ (плотность ребер графа в квадрате со стороной равной S_{RR}).
- $SumF$ – сумма накопленных частот по всем рангам циклических компонент графа: $SumF = \Sigma(F_R)$.
- N_{RG} – число рангов циклических компонент, выделенных в графе.
- N_{RG0} – число рангов циклических компонент с накопленной частотой более 0.01.
- M_F – среднее значение накопленных частот для графа: $M_F = SumF / N_{RG}$.
- F_{0n} – процент накопленной частоты по первому рангу циклических компонент от общей суммы накопленных частот по всему графу: $F_{0n} = 100 \times F_0 / SumF$. Характеризует степень стабилизации сердечного ритма.
- F_{2n} – суммарный процент накопленной частоты по первым двум рангам циклических компонент (F_0, F_2) от общей суммы накопленных частот по всему графу: $F_{2n} = 100 \times (F_0 + F_2) / SumF$. Характеризует колебания сердечного ритма в частотном диапазоне (f_d) свыше 0.4 Гц для среднего значения продолжительности RR -интервалов (RR_{cp}) равного 1.00 сек. Для коррекции границы частотного диапазона по длительности RR_{cp} (f_{cor}) и последующего расчета показателя F_{2n} , использовалась формула: $f_{cor} = f_d \times RR_{cp}$.

"Белый" шум (непрерывный во времени и по амплитуде, с однородным энергетическим спектром для равных интервалов частоты) генерировался с помощью последовательности псевдослучайных чисел. Статистический анализ был выполнен с помощью пакета статистических программ "Statistica 5.1 for Windows".

Обсуждение результатов

На рис. 1А и 1В представлены графы моделей "белого" шума. На рис. 1С приведен граф сердечного ритма, записанный при глубоком расслаблении (сеанс аутотренинга), а на рис. 1D - при выраженном психическом перенапряжении (выполнение теста Шульте-Горбова, третье задание). Для сравнения с реальным сердечным ритмом мы смоделировали "белый" шум, соответственно, с теми же S (сек) и RR_{cp} (сек), как и в состоянии психического перенапряжения и глубокого расслабления.

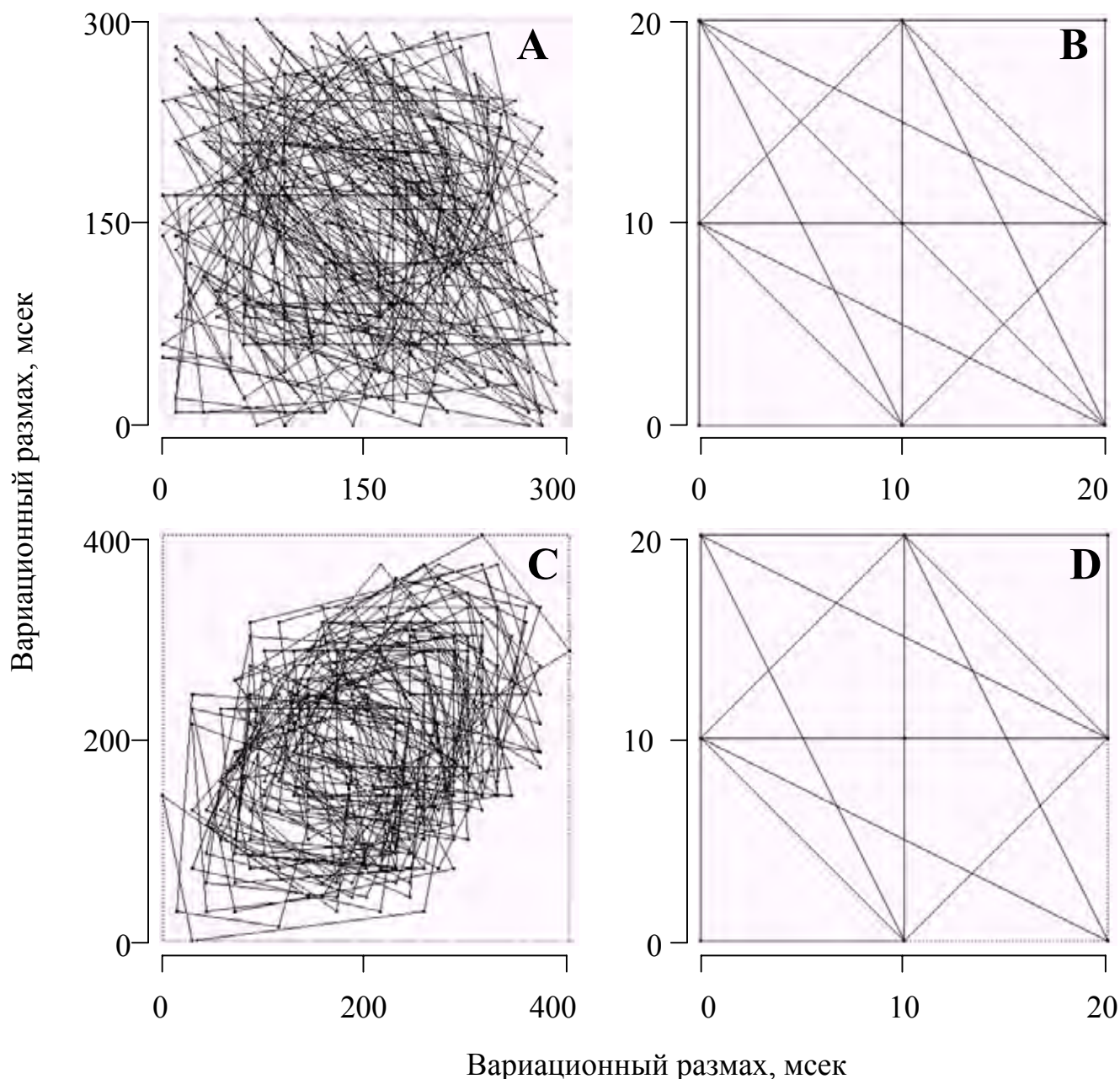


Рис. 1. Примеры графов моделей "белого шума" и сердечного ритма (А - "белый шум" (S 0.087, X_{cp} 1.120), В - "белый шум" (S 0.006, X_{cp} 0.380), С - глубокое расслабление в процессе сеанса аутотренинга (S 0.087 сек, X_{cp} 1.120 сек), D - выраженное перенапряжение при выполнении теста на внимание (S 0.006 сек, X_{cp} 0.38 сек)).

Для "белого" шума высокой амплитуды (рис. 1А) и для глубокого расслабления (рис. 1С) характерно очень большое число узлов и ребер. В тоже время, если у графа "белого" шума узлы скорее равномерно распределяются по всей площади квадрата, то при расслаблении граф имеет форму веретена, узлы сконцентрированы вокруг диагонали, что может указывать на сохранение разнообразной волновой периодики в сердечном ритме. Отметим поразительное сходство графа низкоамплитудного "белого" шума (рис. 1В) с графом сердечного ритма при выраженном психическом перенапряжении (рис. 1D). Они имеют равное число узлов и очень близкую

структуру графа. Чтобы более детально разобрать различия рассматриваемых графов, обратимся к основным показателям их структуры.

Граф	ND	NRib	ND _S	NRib _S	SumF	N _{RG}	N _{RG0}	M _F	F _{0n}	F _{2n}	RR _{cp}	S _{RR}
Рис.1 А	218	251	28.99	33.37	0.038	9	0	0.004	0	0	1.12	0.087
Рис.1 В	9	21	296.06	690.80	0.554	6	6	0.092	35	98	0.38	0.006
Рис.1 С	218	248	28.50	32.42	0.041	8	1	0.005	0	0	1.12	0.087
Рис.1 D	9	17	290.52	548.76	0.901	6	5	0.150	44	100	0.38	0.006

Таблица 1. Значения показателей структуры графа для различных моделей "белого" шума и сердечного ритма (рис. 1).

В табл. 1 приведены значения показателей структуры графов, представленных на рис. 1. Согласно нашим данным, с ростом амплитуды "белого" шума (или S) число узлов и ребер графа возрастает. При этом их плотность на единицу дисперсии уменьшается (увеличение дисперсии значительно превышает рост числа узлов и ребер). Средняя накопленная частота компонент (M_F) и их общая сумма (SumF) находятся в обратной зависимости от S. С ростом амплитуды "белого" шума происходит постепенное выравнивание значений накопленных частот по всем рангам компонент (показатель N_{RG0} стремится к нулю). При низкоамплитудном шуме (рис. 1В, S=0.006) основная доля накопленной частоты приходится на первые два ранга компонент графа (98 %). Значение показателя рангов циклических компонент с накопленной частотой более 0.01 (N_{RG0}) приближается к общему числу рангов компонент графа (N_{RG}).

Выше мы обратили внимание на близость графа низкоамплитудного "белого" шума (рис. 1В, S=0.006) с графом сердечного ритма при выраженном психическом перенапряжении (рис. 1D, S=0.006). При совпадении числа узлов мы имеем их равную плотность в обоих случаях (ND_S), очень высокий процент F_{0n} и F_{2n} (что указывает на доминирование линейной составляющей в процессе). Значения N_{RG0} приближаются к N_{RG}. Как показывают наши данные, низкоамплитудному "белому" шуму характерны более низкие значения SumF и M_F (влияние хаоса на процесс). Отметим более высокий показатель числа ребер в случае "белого" шума.

Высокоамплитудный "белый" шум (граф 1А, S=0.087) и состояние глубокого расслабления (граф 1С, S=0.087) также имеют близкие значения показателей количества узлов и ребер (и, соответственно, их плотности на единицу дисперсии). Показатель рангов циклических компонент с накопленной частотой более 0.01 (N_{RG0}) для исследуемых процессов приближается к нулю. Но также как и в случае с низкоамплитудным "белым" шумом, случайный характер порождения

сигнала приводит к большому хаосу в процессе, что приводит к более низким значениям показателей накопленной частоты (SumF , M_F).

Граф	ND	NRib	ND _S	NRib _S	SumF	N _{RG}	N _{RG0}	M _F	F _{0n}	F _{2n}	RR _{cp}	S _{RR}
ФС-1	165.1	238.2	54.5	82.4	7.48	10.56	1.864	0.702	8.27	11.19	0.935	0.057
	26.55	10.17	15.32	31.02	2.27	1.793	1.169	0.162	7.851	11.47	0.081	0.013
ФС-2	35.5	73.5	129.5	257.0	54.65	7.86	5.180	8.507	44.84	89.21	0.526	0.017
	14.32	34.98	33.14	58.16	25.95	2.278	1.269	6.680	8.706	11.81	0.067	0.005
ФС-3	144.3	209.9	32.2	49.2	14.21	10.81	3.213	1.314	36.20	58.94	0.716	0.070
	29.23	23.16	10.27	20.12	5.43	1.126	1.164	0.491	9.656	13.74	0.082	0.018
ФС-4	84.3	177.7	116.1	250.4	15.67	10.74	5.136	1.534	15.00	19.41	0.960	0.027
	17.34	28.19	17.79	61.71	3.60	1.914	1.269	0.569	8.367	10.40	0.073	0.004
БШ-1	185.8	248.2	62.0	86.4	4.97	9.44	0.313	0.523	6.03	11.43	0.936	0.057
	21.95	3.66	18.75	34.5	1.484	2.299	0.471	0.085	6.730	9.99	0.079	0.013
БШ-2	45.5	142.5	153.2	490.3	18.85	10.19	6.156	2.011	15.86	61.02	0.526	0.017
	19.68	50.76	23.04	81.8	7.707	1.839	1.347	1.206	7.566	17.67	0.067	0.005
БШ-3	203.2	250.3	47.0	60.9	4.22	8.22	0.313	0.511	3.59	14.23	0.716	0.070
	23.26	3.80	18.21	30.0	1.304	2.136	0.535	0.084	4.800	13.16	0.082	0.018
БШ-4	93.6	214.1	125.2	300.6	10.84	11.94	3.938	0.923	10.54	21.60	0.960	0.027
	21.59	18.71	11.78	75.4	2.538	1.722	1.544	0.258	6.555	9.02	0.073	0.004

Таблица 2. Показатели структуры графов (средние по группам и S) сердечного ритма для различных функциональных состояний (ФС) и соответствующих моделей "белого" шума (БШ).

Для более детального сравнения структуры графов "белого" шума и сердечного ритма при различных функциональных состояниях, были рассчитаны средние показатели S и RR_{cp} для каждого обследуемого и по ним построены соответствующие модели "белого" шума. В табл. 2 представлены средние по группам показатели структуры графов сердечного ритма и соответствующих моделей "белого" шума.

В табл. 3 приведены результаты сравнения средних групповых показателей структуры графов сердечного ритма (при различных функциональных состояниях) и соответствующих моделей "белого" шума по непараметрическим критериям Манна-Уитни и Колмогорова-Смирнова, объем выборки равен 32 (уровень значимости критерия Колмогорова-Смирнова в тех случаях, где в таблице отсутствуют звездочки, меньше 0.01). Отметим ожидаемое совпадение S и RR_{cp} между различными группами ФС и соответствующими моделями "белого" шума. Следовательно, показатели плотности узлов и ребер графов на единицу S² будут, в этом случае, малоинформативны. (На рис. 2 приведены примеры графов сердечного ритма при различных функциональных состояниях.)

ФС-БШ	1	2	3	4
ND	-3.27 (0.001*)	-2.06 (0.039**)	-6.02 (0.000)	-1.90 (0.057**)
NRib	-4.29 (0.000)	-4.98 (0.000)	-6.82 (0.000)	-5.22 (0.000)
ND_S	-1.76 (0.079**)	-3.54 (0.000*)	-3.29 (0.001)	-2.55 (0.011*)
NRib_S	-0.59 (0.555**)	-6.70 (0.000)	-1.53 (0.126**)	-2.73 (0.006*)
SumF	4.15 (0.000)	6.31 (0.000)	6.81 (0.000)	4.91 (0.000)
N_{RG}	2.02 (0.043*)	-3.72 (0.000)	4.57 (0.000)	-2.24 (0.025*)
N_{RG0}	5.32 (0.000)	-2.92 (0.003*)	6.81 (0.000)	3.08 (0.002)
M_F	4.83 (0.000)	5.91 (0.000)	6.73 (0.000)	5.29 (0.000)
F_{0n}	1.24 (0.214**)	6.62 (0.000)	6.82 (0.000)	2.07 (0.039**)
F_{2n}	-0.15 (0.877**)	5.67 (0.000)	6.63 (0.000)	-0.85 (0.398**)
RR_{cp}	-0.13 (0.898**)	0.01 (0.989**)	-0.07 (0.946**)	-0.05 (0.963**)
S_{RR}	-0.04 (0.968**)	-0.40 (0.687**)	-0.04 (0.968**)	-0.23 (0.819**)

* - уровень значимости по двухвыборочному критерию Колмогорова-Смирнова $p < 0.05$

** - уровень значимости по двухвыборочному критерию Колмогорова-Смирнова $p > 0.10$

Таблица 3. Значения критерия Манна-Уитни (Z) для сравнения средних групповых показателей структуры графов сердечного ритма при различных функциональных состояниях (ФС) и соответствующих моделей "белого" шума (БШ). В скобках указан уровень статистической значимости критерия Манна-Уитни (p).

При сравнении "белого" шума и нормы необходимо напомнить, что регистрация RR-интервалов для первой группы производилась в состоянии "относительного" покоя - перед началом выполнения ответственного тестового задания. Этим можно объяснить более низкое число узлов и ребер графов сердечного ритма по сравнению с "белым" шумом. Случайный характер порождения сигнала приносит больший хаос в процесс, что приводит к более низким значениям показателей накопленной частоты для "белого" шума (SumF, M_F) и предполагает наличие периодических процессов в сердечном ритме (высокие показатели N_{RG0}). Важно отметить совпадение показателей F_{0n} и F_{2n}, их низкие значения указывают на малую долю линейной составляющей в динамике сердечного ритма в первой группе.

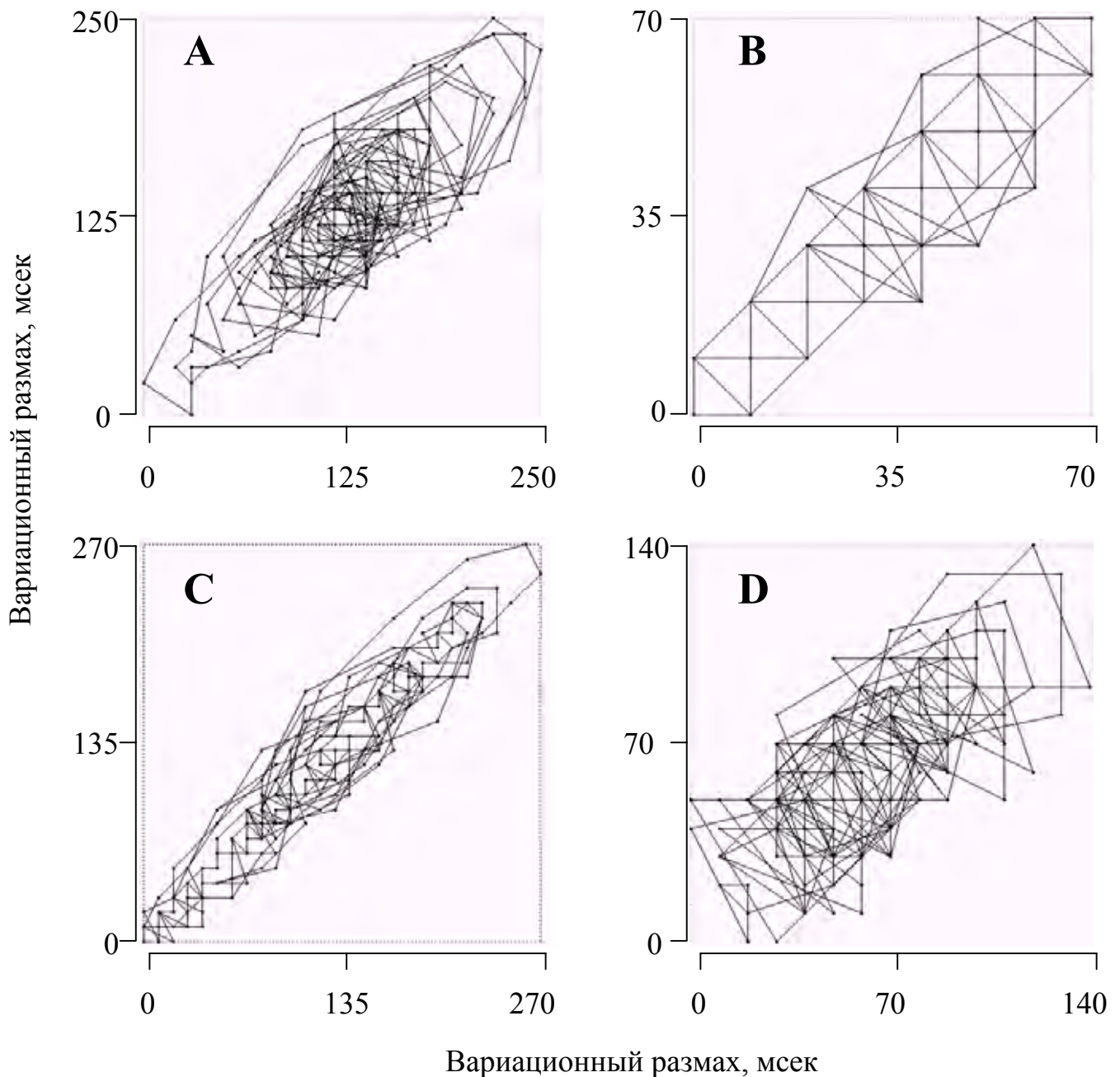


Рис. 2. Примеры графов сердечного ритма для различных функциональных состояний (А - норма (ожидание начала выполнения теста на внимание), В - психическое напряжение в процессе выполнения теста на внимание, С - невротическое возбуждение (ожидание начала выполнения теста на внимание), D - снижение функциональных резервов (ожидание начала выполнения теста на внимание)).

Для второй группы (психическое напряжение) отсутствуют статистически значимые различия между моделью "белого" шума по показателю числа узлов графа, но число ребер для случайного процесса значимо выше. Также случайный процесс характеризуется значительно более низкими значениями показателей накопленной частоты. Накопление частоты циклических компонент графа в состоянии психического напряжения происходит за счет первых двух рангов - доминирование линейной составляющей в динамике сердечного ритма ($F_{2n} = 89.21\%$).

Модели "белого" шума для состояния невротического перевозбуждения имеют статистически значимые различия для всех показателей графа. Для третьей группы характерно более низкие значения числа узлов и ребер графа, более высокие значения показателей накопленной частоты (SumF, M_F) и линейной составляющей в динамике сердечного ритма (F_{0n}, F_{2n}). Последнее может указывать на возрастание доли детерминированных процессов (линейных по природе).

ФС	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
ND	6.88 (0.00)	2.74 (0.01*)	6.86 (0.00)	-6.87 (0.00)	-6.60 (0.00)	6.46 (0.00)
NRib	6.88 (0.00)	5.10 (0.00)	6.85 (0.00)	-6.83 (0.00)	-6.53 (0.00)	4.58 (0.00)
ND _s	-6.88 (0.00)	5.24 (0.00)	-6.87 (0.00)	6.87 (0.00)	1.66 (0.10*)	-6.87 (0.00)
NRib _s	-6.88 (0.00)	4.10 (0.00)	-6.87 (0.00)	6.87 (0.00)	0.58 (0.56**)	-6.87 (0.00)
SumF	-6.88 (0.00)	-5.40 (0.00)	-6.55 (0.00)	6.69 (0.00)	6.63 (0.00)	-1.66 (0.10**)
NRG	4.38 (0.00)	-0.43 (0.67**)	-0.50 (0.62**)	-5.14 (0.00)	-4.67 (0.00)	-0.10 (0.92**)
NRG ₀	-6.45 (0.00)	-3.95 (0.00)	-6.54 (0.00)	4.94 (0.00)	0.26 (0.80**)	-5.04 (0.00)
M _F	-6.88 (0.00)	-5.64 (0.00)	-6.58 (0.00)	6.62 (0.00)	6.50 (0.00)	-1.66 (0.10**)
F _{0n}	-6.79 (0.00)	-6.61 (0.00)	-3.25 (0.00)	3.92 (0.00)	6.65 (0.00)	5.95 (0.00)
F _{2n}	-6.88 (0.00)	-6.73 (0.00)	-3.20 (0.00)	6.30 (0.00)	6.87 (0.00)	6.55 (0.00)
RR _{cp}	6.88 (0.00)	6.40 (0.00)	-1.22 (0.22**)	-6.61 (0.00)	-6.87 (0.00)	-6.57 (0.00)
S _{RR}	6.88 (0.00)	-2.92 (0.00*)	6.87 (0.00)	-6.87 (0.00)	-6.16 (0.00)	6.87 (0.00)

* - уровень значимости по двухвыборочному критерию Колмогорова-Смирнова $p < 0.05$

** - уровень значимости по двухвыборочному критерию Колмогорова-Смирнова $p > 0.10$

Таблица 4. Значения критерия Манна-Уитни (Z) для сравнения средних групповых показателей структуры графа сердечного ритма при различных функциональных состояниях (ФС). В скобках указан уровень статистической значимости критерия Манна-Уитни (p).

При утомлении число узлов графа сердечного ритма и модели "белого" шума совпадают, при этом число ребер значительно различается (отметим сходство с состоянием психического напряжения). Отсутствуют статистически значимые различия для показателей F_{0n} и F_{2n} (это объединяет состояние утомления с нормой). Как и для предыдущих трех групп, "белый" шум имеет более низкие значения показателей накопленной частоты ($SumF$, M_F) за счет преобладания хаоса в процессе.

Сравним теперь между собой графы сердечного ритма при различных функциональных состояниях. В табл. 4 приведены результаты сравнения средних групповых показателей структуры графов сердечного ритма при различных функциональных состояниях по непараметрическим критериям Манна-Уитни и Колмогорова-Смирнова, объем выборки равен 32 (уровень значимости критерия Колмогорова-Смирнова в тех случаях, где в таблице отсутствуют звездочки, меньше 0.01).

Для первой и второй групп (норма - психической напряженности) отмечены статистически значимые различия для всех показателей графа. Для психического напряжения характерно выраженное снижение числа узлов и ребер графа, повышение их плотности. Другой важной особенностью является выраженное преобладание жестко детерминированных процессов в сердечном ритме линейного характера (значительный рост показателей $SumF$, M_F , F_{0n} и F_{2n}). Все это происходит на фоне роста частоты пульса и снижения S . Для состояния невротического перевозбуждения S даже выше, чем в первой группе. Снижение числа узлов и ребер графа при росте S приводит к снижению их плотности. Повышаются значения показателей накопленной частоты ($SumF$, M_F) и линейной составляющей в динамике сердечного ритма (F_{0n} , F_{2n}). При сопоставлении нормы с состоянием утомления мы получаем статистически равные значения лишь для RR_{cp} и N_{RG} . В остальном динамика показателей графа сердечного ритма совпадает с тем, что мы наблюдали для психического напряжения, но менее выраженная.

Сравнивая состояние психического напряжения и невротического перевозбуждения, мы обнаруживаем сходную динамику различий, как в случае первой и третьей групп. Но при этом, для невротического перевозбуждения характерно снижение плотности узлов и ребер графа, в то время как для психического напряжения эти показатели резко возрастают. Ранее мы подчеркнули общее в динамике показателей графов сердечного ритма для психического напряжения и утомления при сравнении с нормой. Но сравнение их между собой указывает на существенные различия. Для утомления характерно более высокие показатели числа узлов и ребер графа, большая хаотичность процесса ($SumF$, M_F) и значительно более низкая линейная составляющая в динамике сердечного ритма (F_{0n} , F_{2n}). В тоже время плотность ребер и узлов графов при утомлении и психическом напряжении слабо различается.

Для последней пары сравниваемых групп - невротическое перевозбуждение и утомление, отсутствуют различия между показателями накопленной частоты (SumF , M_F). Это особенно удивительно при значительно более низком значении S в состоянии утомления. При этом значительная доля циклических компонент в состоянии невротического перевозбуждения приходится на первые два ранга (F_{0n} , F_{2n}), что указывает на присутствие линейной динамики в сердечном ритме. Для состояния утомления эти показатели ближе к норме.

Таким образом, согласно полученным результатам статистического анализа, состоянию психического напряжения характерно снижение числа узлов и ребер графа, повышение плотности узлов на единицу дисперсии и всех показателей накопленной частоты по рангам компонент (общее число рангов компонент графа падает и возрастает доля рангов с накопленной частотой более 0.01). Компоненты первых двух рангов имеют максимальную частоту. При сравнении с нормой можно предположить, что выраженность изменений указанных показателей зависит от степени психического напряжения. При невротических реакциях общая динамика показателей имеет ту же тенденцию, как и в случае с психическим напряжением, при одном существенном отличии: если во второй группе плотность узлов и ребер графа значительно возрастает, то в третьей - снижается. При утомлении наблюдается парадоксальная картина, характерная для состояния психического напряжения. Значительно уменьшается число узлов и ребер и возрастает их плотность. При этом отмечается значительный рост суммарной и средней частоты рангов компонент, доли рангов с накопленной частотой более 0.01. В то же время показатели F_{0n} и F_{2n} повышаются в меньшей степени, и чем в более спокойном состоянии находится обследуемый, тем меньше их различия от нормы. Второе важное отличие заключается в отсутствии снижения значений $RR_{\text{ср}}$.

На следующем шаге мы применили дискриминантный анализ для классификации исследуемых состояний на основе показателей графа сердечного ритма. В анализе использовались данные по всем "скользящим" выборкам (общее число 3415). Выбор наиболее информативных показателей для построения дискриминантных функций был выполнен с помощью однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA). Для уменьшения асимметрии распределений, ряд переменных предварительно были преобразованы. По результатам дисперсионного анализа были отобраны следующие показатели: ND , $(NRib/254)^2$, $\ln(ND_S)$, $\ln(NRib_S)$, $\ln(\text{SumF})$, $\ln(M_F)$, F_{0n} , F_{2n} . Использование факторного анализа для этих переменных (метод главных компонент, вращение по принципу Varimax Normalized) позволило выделить два ведущих фактора (с суммарным накопленным вкладом в дисперсию признаков 96.89%). В первый вошли показатели накопленных частот компонент графа (F_{0n} , F_{2n} , $\ln(\text{SumF})$, $\ln(M_F)$), во второй – показатели числа узлов и ребер графа, а также их плотности на единицу дисперсии. На заключительном этапе были определены две дискриминантные функции (с общим вкладом в межгрупповую дисперсию

переменных 97.06%; Wilk's Lambda = 0.042, F = 2463.76, p=0.0000), которые позволяют отнести обследуемых по результатам анализа графа сердечного ритма к 4 исследуемым классам функциональных состояний (верно классифицировано 96.78% всех "скользящих" выборок). Минимизируя избыточность переменных, в состав дискриминантных функций были включены три показателя графа сердечного ритма: ND, $\ln(\text{ND}_S)$, F_{2n} .

Дополнительно мы исследовали корреляционную связь показателя числа узлов графа (ND) с энтропией их распределения: $H = - \sum p\text{ND}_i \times \ln(p\text{ND}_i)$, где $p\text{ND}_i$ – вероятность узла с координатами i . Оказалось, что коэффициент корреляции Пирсона между ND и H равен 0.98. Высокий коэффициент корреляции между числом узлов графа и энтропией их распределения дает возможность предположить, что показатель ND есть мера неопределенности графа сердечного ритма. В этом случае он должен обладать основными свойствами энтропии [1]:

1. Среди распределений с равновероятными значениями большую энтропию имеет то, где возможных значений случайной величины больше.

Анализируя модели "белого" шума, для которого характерно распределение с равновероятными значениями, было ранее показано, что с ростом амплитуды случайного процесса, а, следовательно, его энтропии, возрастает число узлов графа.

2. Среди распределений с одинаковым числом возможных значений наибольшую энтропию имеет распределение с равновероятными значениями.

Это свойство рассмотрим на примере глубокого расслабления в процессе сеанса аутотренинга (рис. 1С) и соответствующей модели "белого" шума (рис. 1А). Характеристикой вероятности распределения узлов могут служить показатели накопленной частоты по рангам компонент графа (SumF , M_F). В обоих случаях число узлов графа совпадает (табл. 1), но для "белого" шума характерны более низкие показатели накопленной частоты по рангам компонент (SumF , M_F), чем для состояния глубокого расслабления. Это указывает на более низкую вероятность распределения узлов в графе "белого" шума и, соответственно, на более высокую его энтропию. В общем случае, при равном числе узлов графа сердечного ритма, более глубокое расслабление будет характеризоваться более низкими показателями накопленной частоты по рангам компонент. Степень психического напряжения будет сопровождаться противоположными тенденциями. При чем, рост накопленной частоты компонент будет происходить в этом случае, главным образом, за счет первых двух рангов (F_{2n}), что указывает на возрастание линейной динамики в сердечном ритме. Полученные нами результаты согласуются с выводами тех исследователей, которые полагают, что в основе ВСР лежит хаотическая динамика [6]. Показатель числа узлов графа, согласно нашим результатам, может служить мерой неопределенности процесса. В качестве гипотезы для дальнейших исследований позволим предположить, что число узлов графа

сердечного ритма отражает общую активность различных отделов вегетативной нервной системы (ВНС) при регуляции сердечного ритма.

Как показали наши исследования, плотность числа узлов (и ребер) графа также имеет самостоятельную ценность при оценке сердечного ритма. Было отмечено характерное понижение этого показателя в состоянии невротического перевозбуждения. С помощью корреляционного анализа мы обнаружили высокую связь этого показателя с мощностью спектра сердечного ритма в VLF-диапазоне (коэффициент корреляции Пирсона между $\ln(\text{VLF})$ и $\ln(\text{ND}_S)$ составил -0.93 , объем выборки 3415). В одной из наших работ, посвященных анализу вариабельности ритма сердца при негативных функциональных состояниях в ходе сеансов психологической релаксации [3], мы обосновали точку зрения, что мощность спектра в VLF-диапазоне может отражать активность корково-лимбических систем, которая становится ведущей при невротических расстройствах. Если это так, то показатель ND_S , возможно, отражает активность корково-лимбических систем, которая и приводит к снижению плотности узлов, обнаруженному в состоянии невротического перевозбуждения. Дальнейшие исследования должны подтвердить или опровергнуть эту гипотезу.

Важную дополнительную информацию содержат показатели накопленной частоты на первых двух рангах графа сердечного ритма - F_{0n} и F_{2n} . По существу, они оценивают вклад линейной составляющей в общую динамику сердечного ритма. При росте психического напряжения доля периодических колебаний снижается, и процесс стремится к жестко линейно-детерминированному. С помощью корреляционного анализа мы обнаружили высокую связь F_{2n} с мощностью спектра сердечного ритма в HF-диапазоне (коэффициент корреляции Пирсона между $\ln(\text{HF})$ и $\ln(F_{2n})$ составил -0.84 , объем выборки 3415). Показатель мощности спектра сердечного ритма в HF-диапазоне имеет наиболее ясную физиологическую интерпретацию и оценивает уровень активности парасимпатического отдела (ПНС) в общем балансе ВНС. Экспериментальному обоснованию подлежит гипотеза, что рост показателей F_{0n} и F_{2n} характеризует снижение уровня активности ПНС относительно уровня активности симпатического отдела (СНС).

Обобщая полученные результаты, можно сформулировать следующую модель изменения показателей структуры графа сердечного ритма при различных уровнях психической активности организма. Решение сложной задачи приводит к повышению психической активности, что сопровождается снижением энтропии (неопределенности, хаоса) распределения сигнала сердечного ритма (уменьшается число узлов и ребер графа). При этом возрастает плотность числа узлов и ребер графа на единицу дисперсии, изменяется баланс ВНС в пользу СНС (растут показатели накопленной частоты по первым двум рангам компонент графа, возрастает частота пульса). При хроническом перенапряжении возникает истощение функциональных ресурсов

организма, и описанные изменения наблюдаются уже в состоянии покоя (астеничные процессы). При этом в отличие от психического напряжения, частота пульса существенно не повышается, а число рангов циклических компонент, выделенных в графе (N_{RG}) приближается к норме. По мере расслабления нарастает энтропия (неопределенность, хаос) распределения сигнала сердечного ритма (возрастает число узлов и ребер графа, при этом снижается их плотность на единицу дисперсии, а частотные показатели компонент уменьшаются и принимают равновероятное значение).

Заключение

- Анализ графов моделей "белого" шума с графами сердечного ритма при выполнении психологического теста показали близость низкоамплитудного "белого" шума с динамикой сердечного ритма при выраженном психическом перенапряжении и высокоамплитудного "белого" шума с сердечным ритмом при глубоком расслаблении. В последующем была установлена высокая корреляционная связь показателя ND с энтропией распределения узлов в графе. Это дало нам основание говорить о показателе ND как мере энтропии (неопределенности) графа сердечного ритма. В таком случае, чем выше психическое напряжение организма, тем меньше энтропия (хаотическая динамика) сердечного ритма. При расслаблении организма энтропия (хаотическая динамика) сердечного ритма наоборот возрастает. При равенстве узлов двух графов, более глубокое расслабление (большая энтропия) будет при меньших значениях накопленной частоты рангов компонент и плотности узлов.
- Применение метода графа сердечного ритма для диагностики различных функциональных состояний (психическое напряжение, невротическое перевозбуждение, утомление) позволили получить статистически значимые различия этих состояний от нормы на основе показателей структуры графа. С помощью дискриминантного анализа были выделены наиболее информативные признаки для дифференциальной диагностики указанных функциональных состояний. Последующие исследования должны послужить уточнению полученных дискриминантных функций и расширению перечня функциональных состояний.
- Проведенный корреляционный анализ связей показателей структуры графа с показателями спектрального анализа вариабельности сердечного ритма высветили связь плотности узлов с мощностью спектра в VLF-диапазоне (уровень активности корково-лимбических структур мозга) и накопленной частоты циклических компонент на втором ранге с мощностью спектра в HF-диапазоне (преобладание парасимпатки в вегетативном балансе).
- Полученные в наших исследованиях результаты позволили нам сформулировать модель изменения показателей структуры графа сердечного ритма при различных уровнях психической активности организма, в основе которой лежит понятие энтропии (неопределенности). Последующие исследования должны дать дополнительные факты в пользу или опровержение ее.

Список литературы

1. Артемьева Е.Ю., Мартынов Е.М. Вероятностные методы в психологии. МГУ, 1975.
2. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ сердечного ритма при стрессе. - М., 1984.
3. Машин В.А., Машина М.Н. Вариабельность сердечного ритма как индикатор психологической релаксации // Вопросы психологии, 2001, № 1, С. 72-81.
4. Fortrat J.O., Formet C., Frutoso J., Gharib C. Even slight movements disturb analysis of cardiovascular dynamics. // Am. J. Physiol., 1999. № 277 (1), Pt. 2, P. 261-267.
5. Eckberg D.L. Sympathovagal Balance. A Critical Appraisal. //Circulation, 1997. № 96. P. 3224-3232.
6. Guzzetti S; Signorini MG; Cogliati C; Mezzetti S; Porta A; Cerutti S; Malliani A Non-linear dynamics and chaotic indices in heart rate variability of normal subjects and heart-transplanted patients. // Cardiovasc. Res., 1996. № 31 (3). P. 441-446.
7. Kagiya S, Tsukashima A, Abe I, Fujishima S, Ohmori S, Onaka U, Ohya Y, Fujii K, Tsuchihashi T, Fujishima M Chaos and spectral analyses of heart rate variability during head-up tilting in essential hypertension. // J. Auton. Nerv. Syst., 1999. № 76 (2-3). P. 153-161.
8. 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. № 37 (4). P. 382-389.
9. Lombardi F; Sandrone G; Mortara A; Torzillo D; La Rovere MT; Signorini MG; Cerutti S; Malliani A. Linear and nonlinear dynamics of heart rate variability after acute myocardial infarction with normal and reduced left ventricular ejection fraction. // Am. J. Cardiol., 1996. № 77 (15). P. 1283-1291.
10. 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. № 45 (2). P. 159-169.
11. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standarts of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use. //Circulation, 1996. № 93. P. 1043-1065.
12. Tulen J.H., Boomsma F. Cardiovascular control and plasma catecholamines during rest and mental stress: effects of posture // Clin. Sci. (Colch)., 1999. № 96 (6). P. 567-576.
13. Yeragani VK, Jampala VC, Sobelowski E, Kay J, Igel G Effects of paroxetine on heart period variability in patients with panic disorder: a study of holter ECG records. // Neuropsychobiology, 1999. № 40 (3). P. 124-132.