

БИОЛОГИЧЕСКИЕ НАУКИ

УДК 612.172.2:612.2

DOI 10.19110/1994-5655-2019-3-13-17

Д.А. ДИМИТРИЕВ*, **Н.М. РЕМИЗОВА***,
А.Д. ДИМИТРИЕВ**

**КОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ ГРАФИКА
ПУАНКАРЕ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ
СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ ДЫХАНИИ
С НАВЯЗАННОЙ ЧАСТОТОЙ**

* Чувашский государственный
педагогический университет
им И.Я.Яковлева,
г.Чебоксары

**Чебоксарский
кооперативный институт (филиал)
Российского кооперативного университета
Центросоюза Российской Федерации,
г.Чебоксары

rothman68@mail.ru

D.A. DIMITRIEV*, **N.M. REMIZOVA***,
A.D. DIMITRIEV**

**QUANTITATIVE INDICATORS
OF THE POINCARÉ PLOT OF HEART RATE
VARIABILITY DURING BREATHING WITH
IMPOSED FREQUENCY**

* *I.Ya. Yakovlev Chuvash State
Pedagogical University,
Cheboksary*

***Cheboksary Cooperative Institute (Branch)
of the Russian Cooperative University
of the Central Union of the Russian Federation,
Cheboksary*

Аннотация

В работе представлена оценка изменения нелинейных свойств ритма сердца на графике Пуанкаре при дыхании с навязанной частотой. Такое дыхание вызвало существенное увеличение размеров облака (повышение площади облака (SS), увеличение ширины облака (SD1) и повышение длины облака (SD2)). При этом в большей степени увеличилась длина SD2 (снижение SD1/SD2). При дыхании с навязанной частотой происходит снижение индекса асимметрии Гузика (GI). Это свидетельствует о важном значении паттерна дыхания для временной асимметрии ритма сердца. Уменьшился показатель внутренней динамики – комплексная корреляционная мера (ККМ).

Ключевые слова:

вариабельность сердечного ритма, дыхание с навязанной частотой, график Пуанкаре

Abstract

The study of nonlinear properties of the heart rate regulation system is an important direction of physiology of the autonomic nervous system. The aim of the study was to assess the effect of breathing with imposed frequency on heart rate variability using the Poincaré plot analysis. The study group consisted of 40 healthy volunteers (80% women). ECG was recorded during free breathing and breathing with imposed frequency at 6 breaths/min. The values of the Poincaré plot index (SD1, SD2, SD1/SD2, SS, Guzik's index (GI), complex correlation measure (CCM)) were calculated. Breathing with imposed frequency caused an increase in the size of the point cloud (an increase in SD1, SD2, SS) and resulted in more elongated ellipse (a decrease in SD1/SD2). Reduction in GI during breathing with imposed frequency compared to free breathing indicates that the character of respiration is the dominant factor for phase asymmetry. The study found that the average CCM values obtained from records of breathing with imposed frequency were significantly lower than the ones obtained during free breathing. Breathing with imposed frequency causes changes in the attractor, an increase in asymmetry and a decrease in the complexity of the internal nonlinear dynamics of heart rate variability.

Keywords:

heart rate variability, breathing with imposed frequency, Poincaré plot

Введение

Респираторная синусовая аритмия (РСА) является следствием взаимодействия между системой внешнего дыхания и системой регуляции ритма сердца. РСА возникает вследствие синхронизации ритма сердца с дыхательным циклом и вносит существенный вклад в формирование вариабельно-

сти ритма сердца [1, 2]. РСА проявляется повышением частоты сердечных сокращений (ЧСС) при вдохе и снижением ЧСС при выдохе. РСА является общепринятым индикатором активности парасимпатического отдела вегетативной нервной системы (ВНС), а её уровень в состоянии покоя отражает адаптационные возможности организма в неблагоприятных социальных и природных условиях [3]. Хотя данный феномен известен достаточно давно, его механизм всё ещё остается предметом интенсивного исследования, особенно в рамках изучения нелинейной динамики физиологических систем [4].

Исследование кардиореспираторного взаимодействия и РСА осуществляется различными способами: либо при определении дыхательной составляющей вариабельности ритма, либо посредством проведения эксперимента, в ходе которого испытуемый дышит с заданной частотой [5]. Второй подход представляется более предпочтительным, поскольку он позволяет напрямую исследовать зависимость функционирования сердечно-сосудистой системы от особенностей дыхательного паттерна [6].

В изучении вариабельности сердечного ритма в последние годы произошли существенные изменения – отмечается сдвиг от традиционных статистических и спектральных показателей к описанию динамики ритма сердца с помощью нелинейных показателей [7]. Это связано с открытием нелинейной, хаотической природы физиологических процессов, происходящих в организме и, особенно, выраженной хаотической динамики ритма сердца. График Пуанкаре не только позволяет определить динамику активности пейсмекера, оценить вариабельность сердечного ритма, но и делает возможным оценить важное свойство нелинейных систем – временную необратимость [8].

Целью нашей работы является изучение влияния кардиореспираторного взаимодействия при дыхании с заданной частотой на свойства графика Пуанкаре, построенного на основе временно-ряда кардиоинтервалов.

Материал и методы исследования

В исследованиях принимали участие 40 добровольцев обоего пола в возрасте 17–25 лет без выявленных в ходе диспансеризации заболеваний (студенты ЧГПУ им И. Я. Яковлева). Большинство обследованных – девушки (80%). Среднее значение массы тела составило $56,84 \pm 0,47$ кг, длины тела – $167,06 \pm 0,59$ см. Алгоритм проведенного нами исследования включал в себя несколько этапов. На первом этапе исследования добровольцы проходили обучение дыханию с заданной частотой (6 дыханий в минуту), что соответствует частоте 0,1 Гц. Обучение проводилось с помощью звуковой дорожки, содержащей команды «вдох» и «выдох».

При дыхании с навязанной частотой и при свободном дыхании нами проводилась запись ЭКГ с применением программно-аппаратного комплекса «Поли-Спектр» фирмы «Нейрософт» (г. Иваново). Испытуемый находился в состоянии покоя лежа не

менее 5 мин до начала записи ЭКГ. Исследование и анализ показателей ВСП осуществлялись согласно рекомендациям Европейской ассоциации кардиологии и Северо-Американской ассоциации электрофизиологии и кардиоритмологии [9]. Анализу подвергались RR-интервалы синусового ритма («нормальные» интервалы – NN- интервалы), все остальные отбраковывались. Предварительный анализ интервалов RR проводился с помощью программы Kubios HRV Premium (Kubios Oy, Финляндия).

Анализ графика Пуанкаре осуществлялся тремя методами. Во-первых, были вычислены ширина облака на графике Пуанкаре (SD1) и длина этого облака (SD2), которые отображают кратковременную и долговременную вариабельность сердечного ритма, соответственно.

Показатель SD1 представляет собой дисперсию проекций точек на прямую, перпендикулярную линии идентичности (линии $RR_{i+1} = RR_i$), а показатель SD2 – дисперсию проекций точек на линию идентичности. SD1 отражает мгновенные изменения продолжительности интервала RR, связанные с активностью парасимпатического отдела ВНС. SD2 является мерой более медленной составляющей вариабельности сердечного ритма, а физиологическая природа этого показателя всё ещё остаётся предметом дискуссий [10].

На основе этих показателей были вычислены отношение ширины облака к его длине $SD1/SD2$ и площадь облака SS ($SS = \pi SD1 SD2$). Затем проведено вычисление комплексной корреляционной меры (ККМ), которая представляет собой показатель, отображающий внутреннюю динамику локализации точек на графике Пуанкаре [7]. Для вычисления ККМ создают подвижное окно из трех точек на графике Пуанкаре, которые формируют треугольник, а далее вычисляется площадь этого треугольника, которая отражает выраженность временной вариабельности координат точек на графике Пуанкаре. Таким образом, на графике, состоящем из точек RR_i и RR_{i+1} , этот треугольник включает в себя четыре последовательных кардиоинтервала. Значение ККМ вычислялось нами с помощью следующей формулы:

$$KKM = \frac{1}{SS(N - m)} \sum_{i=1}^{N-2} \|A(i)\|,$$

где m – лаг графика Пуанкаре (в нашей работе $m=1$), SS – площадь облака на графике Пуанкаре, $A(i)$ – площадь i -го треугольника, N – количество точек на графике Пуанкаре. Было установлено, что фармакологическая модуляция активности парасимпатической нервной системы и пассивный ортостаз (тилт) существенно изменяют временную структуру графика Пуанкаре, описанную с помощью ККМ [11].

На последнем этапе нами осуществлялось вычисление показателя асимметрии облака на графике Пуанкаре с использованием индекса Гузика GI [8]. Вычислению этого показателя предшествовало определение расстояния между точками на графике Пуанкаре и линией идентичности:

$$D(i) = \frac{|RR_i - RR_{i+1}|}{\sqrt{2}}$$

P_i^+ представляет собой точку над линией идентичности ($RR_i < RR_{i+1}$) и расстояние D_i этих точек от линии идентичности обозначается как D_i^+ .

Индекс GI рассчитывался по формуле:

$$GI = \frac{\sum_{i=1}^{C(P_i^+)} (D_i^+)^2}{\sum_{i=1}^{N-1} (D_i)^2}$$

Отклонение коэффициента GI от 0,5 отображает степень асимметрии (необратимости ряда интервалов RR). Асимметрия распределения точек на графике Пуанкаре чувствительна к изменению активности парасимпатической нервной системы [12].

Существует альтернативный метод анализа графика Пуанкаре посредством вычисления мер временного распределения точек на графике Пуанкаре [13]. Но этот метод не получил распространения, поскольку он ничего не добавляет к анализу графика Пуанкаре.

Статистический анализ проводился с использованием критерия Уилкоксона W для парных выборок. Различия считались достоверными при $p < 0,05$. Все данные представлены в виде «средняя \pm ошибка».

Результаты исследования и обсуждение

Переход на дыхание с заданной частотой вызвал существенное изменение ритмограммы и графика Пуанкаре (рис. 1).

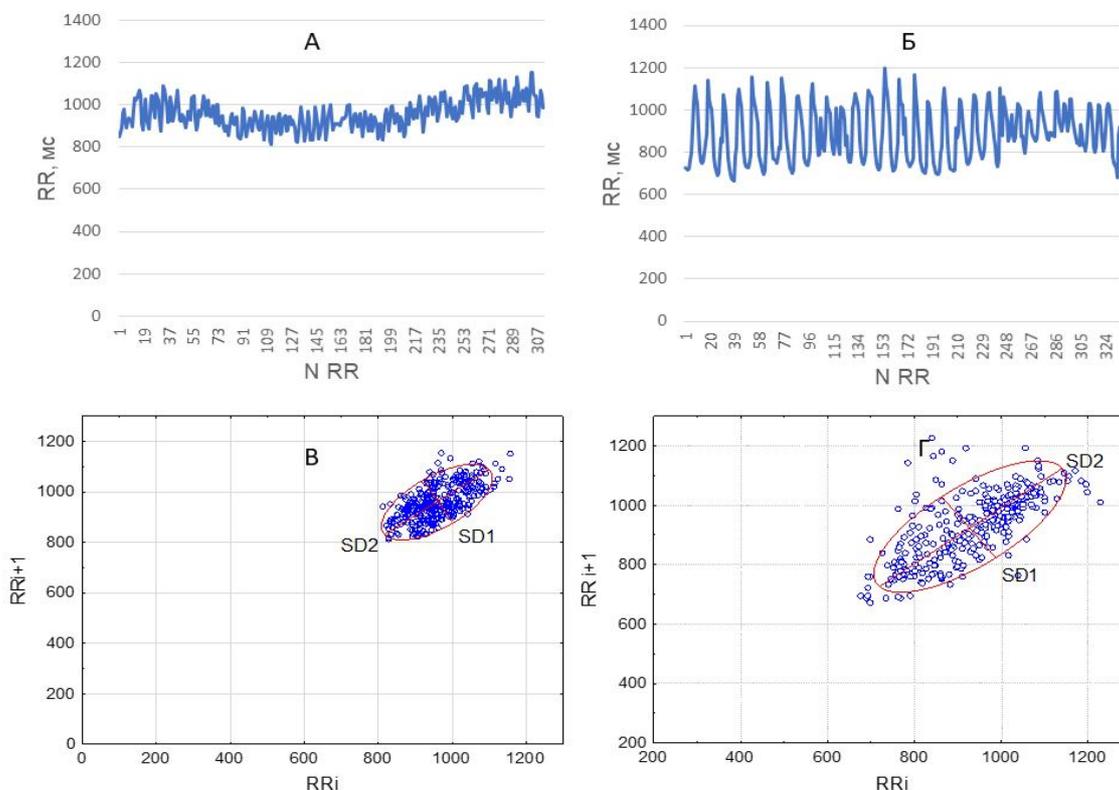


Рис.1. Значения интервалов RR при свободном дыхании (А) и при дыхании с навязанной частотой (Б). Графики Пуанкаре при свободном дыхании (В) и при дыхании с частотой 6 дых/мин (Г).

Fig.1. Values of RR intervals during free breathing (A) and breathing with imposed frequency (B). Poincaré plots during free breathing (B) and breathing with frequency of 6 breaths/min (Г).

Как видно из рис. 1, переход на дыхание с заданной частотой вызвал существенное повышение амплитуд колебаний продолжительности интервалов RR и изменение формы облака на графике Пуанкаре: увеличилась как длина, так и ширина облака на графике Пуанкаре, что привело к увеличению площади облака.

Проведенный нами статистический анализ показал, что эти различия являются статистически достоверными (см. таблицу).

Дыхание с навязанной частотой вызвало существенное изменение симметрии облака на графике Пуанкаре относительно линии идентичности (рис. 2) – дыхание с навязанной частотой приводит к сдвигу коэффициента GI относительно 0,5 в сторону уменьшения.

На основе данных таблицы можно прийти к выводу о том, что дыхание с заданной частотой сопровождается выраженным и статистически достоверным изменением всех параметров, вычисляемых на основе графика Пуанкаре. Значительно повысилась краткосрочная вариабельность сердечного ритма («быстрые колебания»), непосредственно связанная с PCA ($SD1$) ($p < 0,001$). Также увеличилась и более медленная составляющая вариабельности сердечного ритма ($SD2$), что указывает на модуляцию барорефлекторных механизмов дыхательным циклом [14]. Дыхание с навязанной частотой сопровождается существенным увеличением общей площади облака на графике Пуанкаре SS , а форма облака приобрела более вытяну-



Рис.2. Распределение значений коэффициента GI при свободном дыхании и дыхании с навязанной частотой.
Fig.2. Distribution of GI values during free breathing and breathing with imposed frequency.

Значения показателей вариабельности сердечного ритма, полученные на основе графика Пуанкаре
Values of heart rate variability obtained on the basis of the Poincaré plot

Показатель	Свободное дыхание	6 дых/мин	W	P
SD1	40,51±4,79	45,46±4,15	3,44	<0.001
SD2	76,38±5,31	128,95±7,63	5,88	<0.001
SD1/SD2	0,49±0,03	0,33±0,01	5,76	<0.001
SS	11818,82±2906,31	21008,42±3049,26	5,22	<0.001
GI	0,45±0,02	0,36±0,02	4,08	<0.001
CCM	0,23±0,01	0,11±0,01	5,95	<0.001

тую форму, о чем свидетельствует снижение коэффициента SD1/SD2. Степень необратимости временного ряда интервалов RR тем больше, чем больше значение коэффициента GI отклоняется от 0,5 [8]. Выявленная асимметрия временного ряда интервалов RR имела место и при свободном дыхании – среднее значение коэффициента Гузика GI достоверно отклонялось от 0,5 ($p < 0,01$). Наши данные свидетельствуют о том, что при дыхании с навязанной частотой это свойство временного ряда усиливается, что указывает на увеличение различий между отрицательными значениями $\Delta RR (RR_{i+1} - RR_i)$ и положительными этого показателя.

Усиление выраженности дыхательной аритмии при дыхании с навязанной частотой привело к существенному уменьшению динамики аттрактора, что проявилось в снижении среднего значения ККМ. Этот сдвиг обусловлен тем, что при дыхании с навязанной частотой 6 дых/мин доминирующей становится волна с частотой 0,1 Гц.

Заключение

Изучение PCA посредством анализа графика Пуанкаре продолжительностей интервалов RR представляет собой перспективное направление в изучении физиологических механизмов этого явления, а также может существенно улучшить оценку и прогнозирование адаптационных процессов. Кроме того, использование этих показателей способно существенно улучшить наши представления о механизмах взаимодействия между ростральными центрами головного мозга и стволовыми вегетативными системами. Поскольку дыхание с заданной частотой является проявлением воздействия коры и подкорковых структур конечного мозга на дыхательные нейроны ствола [15].

Литература

1. Агаджанян Н.А., Куприянов С.В. Барорефлексы зоны позвоночных артерий на тонус периферических вен, системное артериальное давление и внешнее дыхание // Российский физиологический журнал им. И.М.Сеченова. 2008. Т. 94. №. 6. С. 661–669.
2. Лышова О.В. Внешнее дыхание и ритм сердца (атлас динамических реопневмограмм и электрокардиограмм). СПб.: ИНКАРТ, 2006. 271 с.
3. Porges S.W. The polyvagal perspective // Biol. Psychol. 2007. Vol. 74 (№ 2). P.116–143.
4. Goulart C.D., Simon J.C., Schneiders P.D. et al. Respiratory muscle strength effect on linear and nonlinear heart rate variability parameters in COPD patients // Intern. J. of Chronic obstructive pulmonary disease. 2016. Vol. 11. P. 1671–1677.
5. Zhang H., Spinrad T.L., Eisenberg N. et al. Young adults' internet addiction: Prediction by the interaction of parental marital conflict and respiratory sinus arrhythmia // Intern. J. of Psychophysiology. 2017. Vol. 120. P. 148–156.
6. Vaschillo E.G. Characteristics of resonance in heart rate variability stimulated by biofeedback // Appl. Psychophysiol. Biofeedback. 2006. Vol. 31 (№ 2). P. 129–142.
7. Karmakar C.K., Khandoker A.H., Gubbi J., Palaniswami M. Complex Correlation Measure: a novel descriptor for Poincaré plot // Biomedical engineering online. 2009. Vol. 8 (№ 1). P. 8–17.
8. Porta A., Casali K.R., Casali A.G. et al. Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation

- // American J. of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology. 2008. Vol. 295 (№ 2). P. 550–557.
9. *Camm A.J., Malik M., Bigger J.T. et al.* Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065.
 10. *Rahman S., Habel M., Contrada R.J.* Poincaré plot indices as measures of sympathetic cardiac regulation: Responses to psychological stress and associations with pre-ejection period // *Intern. J. of Psychophysiology*. 2018. Vol. 133. P. 79–90.
 11. *Karmakar C.K., Khandoker A.H., Voss A., Palaniswami M.* Sensitivity of temporal heart rate variability in Poincaré plot to changes in parasympathetic nervous system activity // *Biomedical engineering online*. 2011. Vol. 10 (№ 1). P. 17–32.
 12. *Karmakar C.K., Khandoker A.H., Palaniswami M.* Heart rate asymmetry in altered parasympathetic nervous system activity // *Computing in Cardiology*. IEEE, 2010. C. 601–604.
 13. *A method for analyzing temporal patterns of variability of a time series from Poincaré plots / M. Fishman, M. Fishman, F.J. Jacono, S. Park, R. Jamasebi, A. Thungtung, K.A. Loparo, T.E. Dick // J. Appl. Physiol.* 2012. Vol. 113. P. 297–306.
 14. *Eckberg D.L.* Point-counterpoint: respiratory sinus arrhythmia is due to a central mechanism vs. respiratory sinus arrhythmia is due to the baroreflex mechanism // *J. Appl. Physiol.* 2009. Vol. 106 (№ 5). P. 1740–1742.
 15. *Grossman P., Taylor E.W.* Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions // *Biological psychology*. 2007. Vol. 74 (№ 2). P. 263–285.
- References**
1. *Agadzhanian N.A., Kupriyanov S.V.* Baroreflexy zony pozvonochnyh arterii na tonus perifericheskikh ven, sistemnoe arterialnoe davlenie i vneshnee dyhanie [Baroreflexes of the zone of vertebral arteries on the peripheral veins tonus, systemic arterial blood pressure, and external respiration] // *I.M. Sechenov Russian Physiological J.* 2008. Vol. 94. №. 6. P. 661–669.
 2. *Lyshova O.V.* Vneshnee dyhanie i ritm serdtsa (atlas dinemicheskikh reopnevnomogramm i elektrogramm [External breathing and the heart rate (Atlas of dynamic reopneumograms and electrocardiograms)]. St. Petersburg: INKART, 2006. 271 p.
 3. *Porges S.W.* The polyvagal perspective // *Biol. Psychol.* 2007. Vol. 74 (№ 2). P. 116–143.
 4. *Goulart C.D., Simon J.C., Schneiders P.D. et al.* Respiratory muscle strength effect on linear and nonlinear heart rate variability parameters in COPD patients // *Intern. J. of Chronic obstructive pulmonary disease*. 2016. Vol. 11. P. 1671–1677.
 5. *Zhang H., Spinrad T. L., Eisenberg N. et al.* Young adults' internet addiction: Prediction by the interaction of parental marital conflict and respiratory sinus arrhythmia // *Intern. J. of Psychophysiology*. 2017. Vol. 120. P. 148–156.
 6. *Vaschillo E. G.* Characteristics of resonance in heart rate variability stimulated by biofeedback // *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*. 2006. Vol. 31 (№ 2). P. 129–142.
 7. *Karmakar C. K., Khandoker A.H., Gubbi J., Palaniswami M.* Complex Correlation Measure: a novel descriptor for Poincaré plot // *Biomedical engineering online*. 2009. Vol. 8 (№ 1). P. 8–17.
 8. *Porta A., Casali K.R., Casali A.G. et al.* Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation // *American J. of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2008. Vol. 295 (№ 2). P. 550–557.
 9. *Camm A.J., Malik M., Bigger J.T. et al.* Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065.
 10. *Rahman S., Habel M., Contrada R.J.* Poincaré plot indices as measures of sympathetic cardiac regulation: Responses to psychological stress and associations with pre-ejection period // *Intern. J. of Psychophysiology*. 2018. Vol. 133. P. 79–90.
 11. *Karmakar C. K., Khandoker A.H., Voss A., Palaniswami M.* Sensitivity of temporal heart rate variability in Poincaré plot to changes in parasympathetic nervous system activity // *Biomedical engineering online*. 2011. Vol. 10 (№ 1). P. 17–32.
 12. *Karmakar C.K., Khandoker A.H., Palaniswami M.* Heart rate asymmetry in altered parasympathetic nervous system activity // *Computing in Cardiology*. IEEE, 2010. P. 601–604.
 13. *A method for analyzing temporal patterns of variability of a time series from Poincaré plots / M. Fishman, F. J. Jacono, S. Park, R. Jamasebi, A. Thungtung, K. Loparo, A., T. E. Dick // J. Appl. Physiol.* 2012. Vol. 113. P. 297–306.
 14. *Eckberg D.L.* Point-counterpoint: respiratory sinus arrhythmia is due to a central mechanism vs. respiratory sinus arrhythmia is due to the baroreflex mechanism // *J. Appl. Physiol.* 2009. Vol. 106 (№ 5). P. 1740–1742.
 15. *Grossman P., Taylor E.W.* Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions // *Biological psychology*. 2007. Vol. 74 (№ 2). P. 263–285.

Статья поступила в редакцию 12.03.2019.