

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

Исследование характеристик линейного и нелинейного взаимодействия
процессов автономной регуляции кровообращения при выполнении теста
Струпа и ментального арифметического теста

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

Студента 2 курса 2281 группы
направления 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»
институт физики
Храмков Алексей Николаевич

Научный руководитель:
доцент, к.ф.-м.н.

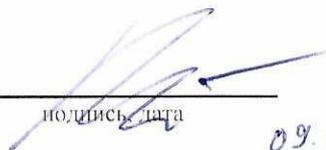


09.06.23

подпись, дата

Е.И. Боровкова

Зав. кафедрой динамического
моделирования и
биомедицинской инженерии,
д.ф.-м.н., доцент



подпись, дата

09.06.2023.

А.С. Каравасв

Саратов 2023

Введение

Стресс - это неспецифическая реакция организма на внутренние и внешние факторы, вызывающая негативные эмоции и физические изменения. Кратковременный стресс полезен для адаптации и преодоления трудностей, но длительный стресс может негативно сказаться на здоровье, вызывая проблемы, такие как болезни сердца, депрессия, тревога и проблемы с пищеварением [1-3].

Диагностика стресса актуальна из-за современного образа жизни, связанного с напряжением и неопределенностью. Быстрая жизнь, изменения в обществе и экономике, а также личные проблемы могут вызывать постоянный стресс, негативно влияющий на физическое и психическое здоровье [4].

Диагностика стресса помогает определить уровень стресса и принять меры для его уменьшения или предотвращения. Существует много методов диагностики, включая опросники, физиологические измерения (например, уровень кортизола в крови), психологические тесты и измерение физиологических сигналов, например, сердечного ритма. Однако проблема диагностики стресса до сих пор остается нерешенной [4].

Раннее обнаружение и диагностика стресса могут помочь предотвратить негативные последствия для здоровья. Диагностика стресса является первым шагом для исследования и разработки стратегий по уменьшению стресса и повышению благополучия людей.

Помимо этого, создание объективной количественной оценки уровня стресса позволяет подбирать дозировку лекарств для достижения оптимальной эффективности их действия с учетом индивидуальных особенностей каждого пациента [4].

Цель работы заключается в исследовании и анализе оценок индексов взаимодействия процессов автономной регуляции кровообращения и сигналов дыхания при выполнении теста Струпа и ментального арифметического теста здоровыми добровольцами.

Задачи, поставленные для достижения цели: оценить изменение индексов

взаимодействия процессов автономной регуляции частоты сердечных сокращений и сигналов дыхания и провести анализ полученных результатов; вычислить индексы взаимодействия процессов регуляции частоты сердечных сокращений и кровенаполнения сосудов; проанализировать характеристики взаимодействия низкочастотных процессов электроэнцефалограмм и сигналов дыхания, а также процессов автономной регуляции частоты сердечных сокращений.

Структура работы. Выпускная квалификационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения и списка литературы.

Глава 1 «Исследуемая система» содержит описание сердечно-сосудистой системы и её регуляции вегетативной нервной системой.

Глава 2 «Экспериментальные данные» содержит описание и предобработку экспериментальных данных.

Глава 3 «Исследование взаимодействия сигналов дыхания и сердечно-сосудистой системы» содержит описание используемых методов и результаты анализа сигналов сердечно-сосудистой системы и дыхания.

Глава 4 «Исследование взаимодействия сигналов сердечно-сосудистой системы, дыхания и электроэнцефалограмм» содержит описание используемых методов анализа сигналов сердечно-сосудистой системы, дыхания и электроэнцефалограмм. Представлены результаты статистического анализа характеристик взаимодействия контуров автономного контроля сердечно-сосудистой системы.

В заключении сформулированы основные результаты и выводы.

Основная часть

В ходе работы было зарегистрировано 63 записи здоровых добровольцев мужского пола. Дизайн эксперимента включал в себя следующие друг за другом: период установления сигналов, фоновую запись (R0), цветовой тест Струпа (S1), фазу отдыха между тестами (R1), ментальный арифметический тест (S2) и финальную фазу отдыха (R2). Схема дизайна эксперимента представлена на рисунке 1. Длительность каждой фазы составляет шесть минут.

В ходе эксперимента с частотой дискретизации 250 Гц. регистрировались: восемь отведений электроэнцефалограммы (ЭЭГ), сигнал электрокардиограммы (ЭКГ), два отведения фотоплетизмограммы (ФПГ) (с уха и с пальца руки) и сигнал потока дыхания.

Из сигналов ЭКГ выделялись RR-интервалы – это эквидистантный временной ряд, который получается с помощью интерполяции кубическими сплайнами последовательных временных интервалов между соседними R-пиками.

В работе для исследования изменения взаимодействия во время выполнения теста Струпа и ментального арифметического теста здоровыми добровольцами использовались методы, основанные на анализе мгновенных фаз.

Фазы анализируемых сигналов вводились для колебательных процессов в интересующих диапазонах частот. Для этого использовался прямоугольный полосовой цифровой фильтр, сглаженный скользящим окном шириной в 7 точек. Фазы вычислялись с помощью преобразования Гильберта [5]. Мгновенная фаза сигнала вычисляется через арктангенс отношения сопряженного по гильберту.



Рисунок 1 – Схема дизайна эксперимента

Для анализа фазовой когерентности сигналов RR-интервалов и дыхания использовался коэффициент фазовой синхронизации (ρ) [6, 7]. Этот индекс рассчитывается по формуле (1). Коэффициент фазовой синхронизации широко используемый в теории динамических систем и теории хаоса [6, 8, 9]. Он количественно характеризует постоянство разности фаз двух осцилляторов. При точном совпадении фаз коэффициент принимает значение равное единице, при отсутствии фазовой синхронизации стремится к нулю.

$$\rho = \langle \cos(\Delta\varphi) \rangle^2 + \langle \sin(\Delta\varphi) \rangle^2, \quad (1)$$

где $\Delta\varphi$ – это разность фаз между двумя сигналами, которые подвергаются исследованию;

$\langle \rangle$ – означает среднее по длительности исследуемого участка сигнала.

Для анализа направленной связи использовался метод моделирования фазовой динамики [9, 10]. С помощью данного метода можно оценить влияние мгновенной фазы одного сигнала на значения мгновенной фазы второго сигнала, выражаемое в количественном индексе (γ), который принимает значения пропорционально силе влияния и позволяет количественно охарактеризовать силу и направления взаимодействия между сигналами двух осцилляторов.

Используя отфильтрованные сигналы $x_1(t)$ и $x_2(t)$, мы вычислили индексы направленной связи γ между дыханием и парасимпатической регуляцией сердечного ритма для разных фаз эксперимента. Основная идея метода моделирования фазовой динамики заключается в том, чтобы оценить, насколько сильно будущая эволюция фазы первой (второй) системы зависит от текущего значения фазы второй (первой) системы.

На первом этапе из сигналов $x_1(t)$ и $x_2(t)$ получаем временные ряды их мгновенных фаз $\varphi_1(t)$ и $\varphi_2(t)$, соответственно. Для этого использовалось преобразование Гильберта [5]. Затем используем стохастические

дифференциальные уравнения (2), моделирующие фазовую динамику колебательных процессов.

Приращения фаз в течение некоторого фиксированного интервала времени τ могут быть оценены по экспериментальному временному ряду по формуле (3).

$$d\varphi_{1,2}(t) / dt = \omega_{1,2} + G_{1,2} \left(\varphi_{1,2}(t), \varphi_{2,1}(t - \Delta) \right) + \varepsilon_{1,2}(t), \quad (2)$$

где $\omega_{1,2}$ – угловые частоты колебаний, $G_{1,2}$ – 2π периодические по обоим аргументам функции, Δ – временной сдвиг между временными рядами $\varphi_1(t)$, $\varphi_2(t)$, $\varepsilon_{1,2}(t)$ – являются гауссовыми белыми шумами с нулевым средним.

$$\varphi_{1,2}(t + \tau) - \varphi_{1,2}(t) = F_{1,2}(\varphi_{1,2}(t), \varphi_{2,1}(t - \Delta), a_{1,2}) + \varepsilon_{1,2}(t), \quad (3)$$

где $F_{1,2}$ – тригонометрические полиномы третьего порядка, $a_{1,2}$ – являются векторами их коэффициентов, а $\varepsilon_{1,2}(t)$ – являются гауссовыми белыми шумами с нулевым средним.

Уравнение (3) характеризует зависимость приращений фазы (за интервал времени τ) колебательных систем. Интервал времени τ принимается равным одному характерному периоду колебаний. Коэффициенты $a_{1,2}$ оцениваются из временных рядов мгновенных фаз с использованием метода наименьших квадратов.

Интенсивность влияния второй системы на первую $c_{1,2}^2$, определяется через частную производную функции по φ_2

Для того чтобы получить выражения для оценок, пригодных для анализа коротких временных реализаций, мы используем индекс γ , который вычисляется путем вычитания смещения из оценок $c_{1,2}^2$.

Основные результаты. В результате работы было обнаружено уменьшение коэффициента фазовой синхронизации ρ сигналов RR-интервалов и сигналов дыхания в HF диапазоне во время выполнения теста Струпа и ментального арифметического теста на 0.05 и 0.09 в соответствии с рисунком 2.

Рассматривались также оценки характеристик направленного влияния γ фаз сигналов дыхания и RR-интервалов.

Значения индекса влияния фазы сигнала дыхания на фазы RR-интервалов γ значительно снижаются во время выполнения ментального арифметического теста в сравнении с фоновой записью и фазой отдыха после теста ($p < 0.01$ и $p < 0.5$ соответственно). Однако при выполнении теста Струпа в сравнении с фоновой записью значимых отличий не выявлено.

Значения индекса влияния фазы RR-интервалов на фазы дыхания γ значительно снижаются во время выполнения ментального арифметического теста и теста Струпа в сравнении с фазой отдыха между тестами и фазой отдыха после прохождения испытуемыми тестов с уровнем значимости $p < 0.5$.

Кроме того, были посчитаны индивидуальные разности коэффициента фазовой синхронизации ρ для LF диапазонов сигнала RR-интервалов и отведений электроэнцефалограммы для всех добровольцев. Из распределения значений разностей индекса по экспериментальной выборке определялось медианное значение.

В сравнении характеристик взаимодействия RR-интервалов с разными отведениями в экспериментальной выборке наблюдается тенденция к снижению медианных значений индивидуальных разностей от фронтальных отведений к теменным. Наибольшие изменения регистрируются для фронтальных отведений, причем максимальное медианное значение индивидуальных разностей записей во время выполнения теста Струпа и фоновых записей проявляется в левом фронтальном отведении F3, в то время как для индивидуальных разностей записей во время выполнения ментального арифметического теста и записью отдыха перед ним наблюдается в правом фронтальном отведении F4.

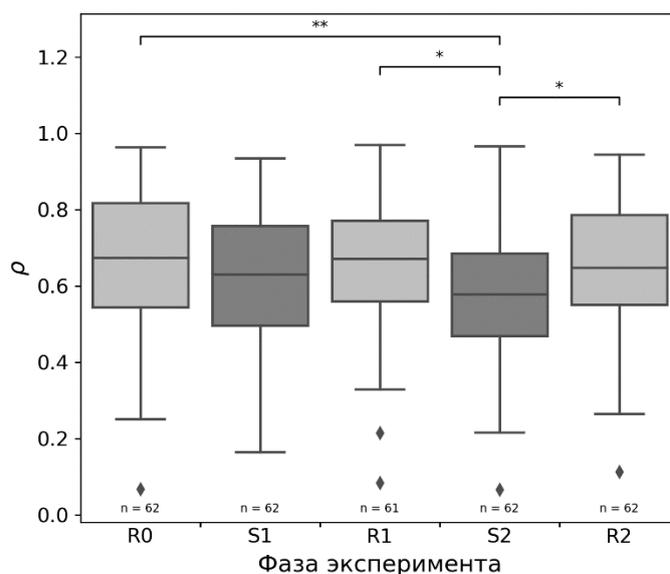


Рисунок 2 – Диаграмма разброса значений индекса ρ в HF диапазоне для разных фаз эксперимента для сигналов дыхания и RR-интервалов. Черными горизонтальными линиями отмечены медианные значения. Нижними и верхними гранями прямоугольников отмечены первый и третий квартиль соответственно. Вертикальными линиями отмечены максимальное и минимальное значение. Точками показаны значения, превышающие 1.5 интерквартильных интервала. Значимые отличия между выборками отмечались следующим образом: * - значимое отличие с уровнем значимости $p < 0.05$; ** – $p < 0.01$; *** – $p < 0.001$

Заключение

В ходе дипломной работы были рассмотрены принципы работы и регуляции сердечно-сосудистой системы, дыхания и электрической активности мозга под воздействием вегетативной нервной системы. Вычислены коэффициенты фазовой синхронизации для HF диапазонов RR-интервалов и сигналов дыхания здоровых добровольцев во время выполнения цветового теста Струпа и ментального арифметического теста. В результате было показано снижение уровня когерентности сигналов дыхания и RR-интервалов во время выполнения психофизиологических тестов в сравнении с фазами отдыха перед выполнением тестов. Выявлено значимое снижение индексов нелинейного взаимодействия γ для сигналов дыхания и RR-интервалов в HF диапазоне во время выполнения ментального арифметического теста. Наблюдается значимое снижение ρ в HF диапазоне RR-интервалов и ФПГ с пальца руки во время выполнения теста Струпа.

Были вычислены характеристики взаимодействия процессов автономной регуляции кровообращения и низкочастотных колебаний потенциалов электроэнцефалограмм. В результате было показано значимое повышение индекса ρ в LF диапазоне сигналов RR-интервалов и ЭЭГ во время выполнения теста Струпа, а во время выполнения ментального арифметического теста наблюдалось значимое повышение ρ в HF диапазоне.

Результаты исследования свидетельствуют о том, что количественный индекс направленного влияния фаз γ , полученный с помощью метода моделирования фазовой динамики, и коэффициент фазовой синхронизации являются чувствительными индикаторами для неинвазивной оценки когнитивной нагрузки человека.

Результаты данного исследования могут пролить свет на особенности регуляции кровообращения в контексте выполнения различных когнитивных задач и помочь в понимании взаимосвязи между различными системами организма.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Crowley O. V. The interactive effect of change in perceived stress and trait anxiety on vagal recovery from cognitive challenge / O. V. Crowley, P. S. McKinley, M. M. Burg, J. E. Schwartz, et al. // *International Journal Psychophysiology*. – 2011. – V. 82. – P. 225–232.
2. Kofman O. Enhanced performance on executive functions associated with examination stress: Evidence from task-switching and Stroop paradigms / O. Kofman, N. Meiran, E. Greenberg, M. Balas // *Cognition and Emotion*. – 2006. – V. 20. – P. 577–595.
3. Segerstrom S. C. Psychological stress and the human immune system: A meta-analytic study of 30 years of inquiry / S. C. Segerstrom and G. E. Miller // *Psychological Bulletin*. – 2004. – V. 130. – P. 601-630.
4. Teixeira-Silva F. The anxiogenic video-recorded Stroop Color–Word Test: psychological and physiological alterations and effects of diazepam / F. Teixeira-Silva, G. B. Prado, L. C. Ribeiro, J. R. Leite // *Physiology & Behavior*. – 2004. – V. 82, – № 2. – P. 215–230.
5. Ishbulatov Y. M. Mathematical modeling of the cardiovascular autonomic control in healthy subjects during a passive head-up tilt test / Y. M. Ishbulatov, A. S. Karavaev, A. R. Kiselev, M. A. Simonyan, et al. // *Scientific Reports*. – 2020. – V. 10. – P. 16525
6. Усанов Д. А. Эффект синхронизации внешним электрическим полем частоты сердцебиений дафнии / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, А. В. Скрипаль // *Письма в Журнал технической физики*. – 1999. – Т. 25, – № 4. – С. 74–77.
7. Gabor D. Theory of communication. Part 1: The analysis of information / D. Gabor // *Journal of the Institution of Electrical Engineers - Part III: Radio and Communication Engineering*. – 1946. – V. 93. – № 26. – P. 429-441.

8. Rosenblum M. G. Chapter 9 Phase synchronization: From theory to data analysis / M. G. Rosenblum, A. Pikovsky, C. Schafer, P. A. Tass, et al. // Handbook of Biological Physics. – 2001. – V. 4. – P. 279–321.
9. Mormann F. Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients / F. Mormann, K. Lehnertz, P. David, C. Elger // Physica D: Nonlinear Phenomena. – 2000. – V. 144. – P. 358-369.
10. Rosenblum M. G. Identification of coupling direction: Application to cardiorespiratory interaction / M. G. Rosenblum, L. Cimponeriu, A. Bezerianos, A. Patzak, et al. // Physical Review E. – 2002. – V. 65, – № 4. – P. 041909.
11. Rosenblum M. G. Detecting direction of coupling in interacting oscillators. / M. G. Rosenblum and A. Pikovsky // Physical Review E. Statistical, nonlinear, and soft matter physics. – 2001. – V. 64, – № 4. – P. 045202.
12. Smirnov D. A. Estimation of interaction strength and direction from short and noisy time series / D. A. Smirnov and B. P. Bezruchko // Physics Review E. – 2003. – V. 68, – № 4, – P. 046209.

09.06.2023 *Игорь Николаевич А.Н.*