

Министерство образования и науки Российской Федерации

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии
наименование кафедры

**Анализ синхронизованности медленных ритмов вегетативной регуляции
частоты сердечных сокращений и артериального давления человека при
общей и спинальной анестезии**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студента 4 курса 461 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий
наименование факультета

Сидорова Владимира Викторовича
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель
к.ф.-м.н., ассистент
должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

Е.В. Сидак
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой:
д.ф.-м.н., доцент
должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

Е.П. Селезнев
инициалы, фамилия

Саратов 2017 г.

1. Введение

Одной из наиболее важных физиологических систем, в работе которой участвуют различные колебательные процессы, является сердечно сосудистая система (ССС) человека. Механизмы взаимодействия колебательных процессов, которые есть в работе ССС человека, до конца пока не изучены. Взаимодействие медленных ритмов в ССС человеке рассматривается в некоторых научных работах. Например, в работе [1] показано, что у здоровых людей есть синхронизация подсистем вегетативной регуляции variability сердечного ритма (ВСР) и артериального давления (АД) на частоте 0.1 Гц, но сила взаимодействия снижается если у больного имеется различные патологии сердечно сосудистой системы такие как ишемия сердца, инфаркт миокарда. При оценке эффективности принимаемых пациентами препаратов оказывается полезной мера синхронизации ритмов указанных систем – суммарный процент фазовой синхронизации. Она была предложена в работе [1]. Эта мера предполагает анализ 0.1 Гц составляющих одновременных записей сигналов фотоплетизмограммы и кардиоинтервалограммы (КИГ), получаемой из электрокардиограммы. Характер взаимодействия ритмов ССС становится другими пока еще мало изучен при общей анестезии при лечении больных хирургического профиля, так как за счет гуморальных механизмов происходит управление физиологическими процессами в организме больного. Эффективность действия общих анестетиков может показывать отсутствие синхронизации 0.1 Гц составляющих колебаний ВСР и АД. Ранее исследования взаимодействия подсистем ССС и их регуляция при анестезии не проводилось. И эта задача является целью данной работы.

Целью данной работы является анализ синхронизованности подсистем регуляции кровообращения при анестезии по сигналам ФПГ и ЭКГ.

2. Данные

В исследование использовались данные с пациентов, находившихся в клинической больнице им. С.Р. Миротворцева Государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Министерства здравоохранения Российской Федерации, которым были выполнены урологические операции. У пациентов во время операции производилась одновременная запись сигналов трех отведений фотоплетизмограммы (ФПГ) и 2 – го отведения электрокардиограммы. ФПГ регистрировались с мочки уха, безымянного пальца руки и второго пальца ноги.

Сигнал ФПГ. Влечение расценивать показатели, параметры и характеристики организма с помощью методов и чувствительных составляющих, которые вносят наименьшие изменения в его функциональное состояние, привело к широкому применению фотометрических способов получения измерительной информации (ФПГ). В базу их положена дееспособность биоткани менять уровень поглощения или же отблеска светового потока, проходящего сквозь нее. В соответствии с законом колориметрии (закон Бугера-Ламберта-Бера) поглощение света в объекте с однородными оптическими качествами находится в зависимости от толщины слоя, сквозь который это излучение протекает.

В случае если световой поток пропускать сквозь биологическую ткань, в которой есть кровеносные сосуды и расценивать смысл светового потока, прошедшего сквозь нее, то поглощение (абсорбция) светового излучения будет зависеть от толщины биоткани, ее внутренней структуры, объемов кровеносных сосудов и спектрального состава источника света. При изменении объемов сосудов, пульсирующих одновременно с работой сердца, в соответствии с этим меняется уровень поглощения светового потока и коэффициент его отражения.

На выходе фотоприемника регистрируется сигнал, который несомненно охарактеризовывает пульсацию крови в кровеносных сосудах. Способы, базирующиеся на оценке уровня абсорбции биотканью светового излучения, в медицине возымели название фотоплетизмографических. Кривые, характеризующие изменение степени поглощения светового излучения в зависимости от времени, называются фотоплетизмограммами. В настоящее время отдельные авторы данный термин трактуют более расширенно и понимают под ним регистрируемые с поддержкой технических средств кривые взаимодействия света с веществом. По их виду не инвазивно получается установить присутствие всевозможных гемодинамических нарушений в движении крови на исследуемых участках сосудистого русла. Фотоплетизмограмма пульсации крови в сосудах второго пальца ноги, безымянного пальца руки, мочки уха, а также сигнал ЭКГ приведены на рис. 1.

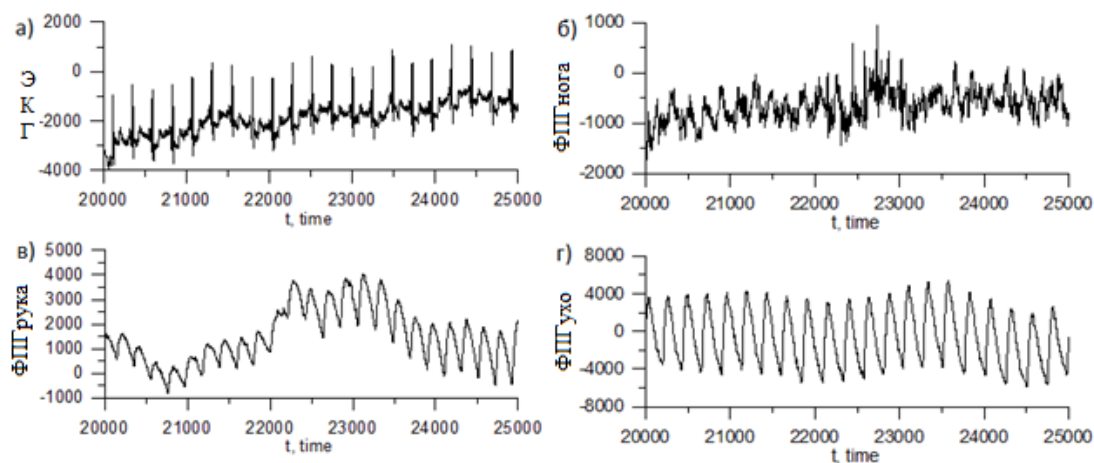


Рис. 1. Пример анализируемых сигналов а) ЭКГ; б) ФПГнога; в) ФПГрука; г) ФПГухо. По вертикали отложены величины x измеряемых напряжений (в относительных единицах), а по горизонтали – номера i последовательных отсчетов, сделанных с временным интервалом Δt (дискретное время).

3. Методы

В работе использовалось два метода анализа данных: а) метод корреляционного анализа; б) коэффициент фазовой когерентности (синхронизации)

Метод корреляционного анализа. Пусть случайный процесс $X(t)$ наблюдается в течение интервала времени от 0 до T секунд, т.е. имеется выборка $x(t)$. Тогда ковариационную и корреляционную функции можно оценить по формулам:

$$\hat{R}_{xx}(\tau) = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} x(t)x(t+\tau)dt, \quad (3.1)$$

$$\hat{C}_{xx}(\tau) = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} (x(t) - \hat{\mu}_x)(x(t+\tau) - \hat{\mu}_x)dt, \quad (3.2)$$

в которых $0 \leq \tau \leq T$. Время усреднения равно $T-\tau$, а не T , поскольку выборочная функция охватывает только часть наблюдаемых данных, включающих как $x(t)$, так и $x(t+\tau)$. Итак, чтобы оценить, например, ковариационную функцию, следует сдвинуть реализацию на время τ , перемножить исходную и сдвинутую реализации и усреднить полученное произведение по всей реализации или по некоторому ее отрезку. Эта процедура выполняется для всех требуемых значений сдвига времени τ .

На практике выполнить интегрирование в (3.1) и (3.2) невозможно, т. к. математическое выражение для обычно неизвестно. В этом случае интеграл аппроксимируют суммой выборок из непрерывной временной функции в определенные моменты времени. Таким образом, если выборки из исследуемой реализации соответствуют моментам времени, и если их значения равны, то дискретными эквивалентами выражений (3.1) и (3.2) будут следующие:

$$\hat{R}_{xx}(n\Delta t) = \frac{1}{N-n+1} \sum_{k=0}^{N\Gamma_n} x_k x_{k+n}, \quad (3.3)$$

$$\hat{C}_{xx}(n\Delta t) = \frac{1}{N-n+1} \sum_{k=0}^{N\Gamma_n} (x_k - \hat{\mu}_x)(x_{k+n} - \hat{\mu}_x); \quad (3.4)$$

здесь $n = 0, 1, 2, \dots, M; M \ll N$.

Вычисление взаимных ковариационных и корреляционных функций производится аналогичным образом. Отметим лишь одно обстоятельство: одинаковая точность оценок авто- и взаимных ковариационных и корреляционных функций достигается лишь в том случае, если число выборок, используемых для расчета взаимных функций, намного превышает количество выборок, применяемых для расчета авто- ковариаций и корреляций.

Поскольку на практике часто используют коэффициент взаимной корреляции (3.1), выражение, с помощью которого можно оценить этот коэффициент по дискретному временному ряду выглядит следующим образом:

$$\begin{aligned} \hat{c}_{xy}(n) &= \frac{1}{N-n+1} \times \\ &\times \frac{\sum_{k=0}^{N\Gamma_n} (x_k - \hat{\mu}_x)(y_{k+n} - \hat{\mu}_y)}{\left[\sum_{k=0}^{N\Gamma_n} (x_k - \hat{\mu}_x)^2 \sum_{k=0}^{N\Gamma_n} (y_{k+n} - \hat{\mu}_y)^2 \right]^{1/2}}; \end{aligned} \quad (3.5)$$

здесь $n = 0, 1, 2, \dots, M; M \ll N$.

Коэффициент фазовой когерентности (синхронизации). Для количественной характеристики синхронизации между двумя осцилляторами используется ряд показателей. В частности, популярны различные коэффициенты фазовой синхронизации, отражающие стабильность разности фаз колебаний. Наиболее часто используется коэффициент синхронизации:

$$\rho = |M \exp^{j(\varphi(t))}|, \quad (3.8)$$

где M означает математическое ожидание, $\varphi(t)$ разность фаз колебаний двух осцилляторов. Величина ρ принимает значения от нуля до единицы. При этом $\rho = 1$ соответствует строго синхронному режиму, когда разность фаз $\varphi(t)$ постоянна. Для несвязанных осцилляторов $\rho = 0$ (при некотором дополнительном условии). Значение ρ можно называть характеристикой степени синхронизации, если под синхронизацией понимать наличие любой, хотя бы и слабой, взаимосвязи между одновременными значениями фаз φ_1 и φ_2 . Если синхронизацией называть только режим с постоянной разностью фаз, то ρ лучше трактовать как количественную характеристику связи между осцилляторами. Величина ρ имеет много различных названий, например, средняя фазовая когерентность.

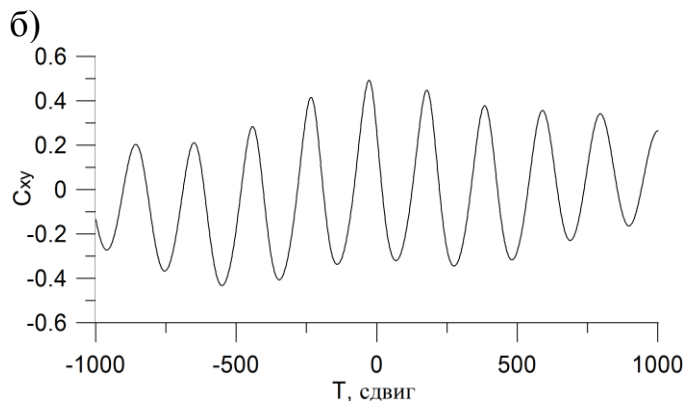
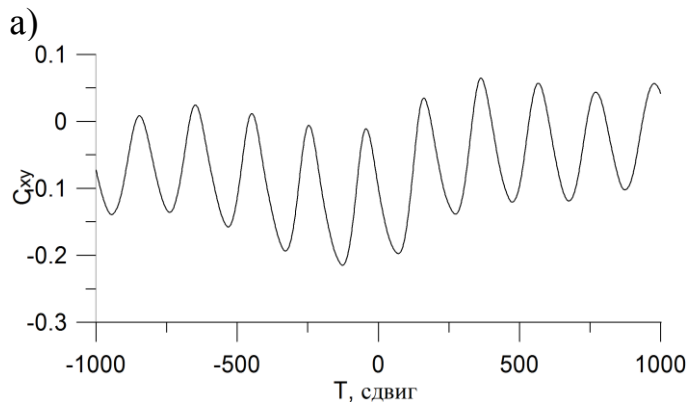
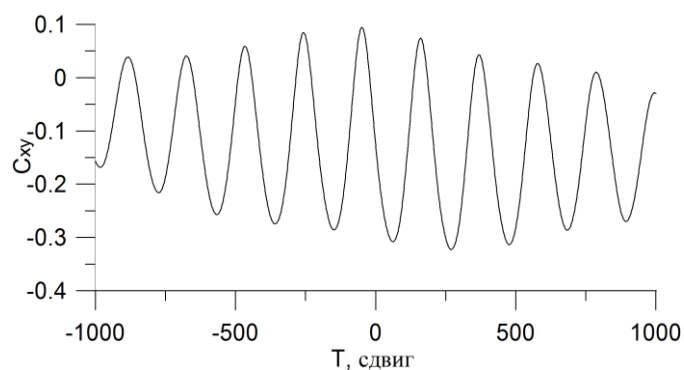
В качестве оценки величины ρ по временному ряду обычно используется соответствующий эмпирический момент

$$\rho = \left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \exp^{j(\varphi(t_n))} \right|, \quad (3.9)$$

При достаточно большой длине ряда и эргодичности процессов оценка ρ очень близка к истинному значению величины ρ .

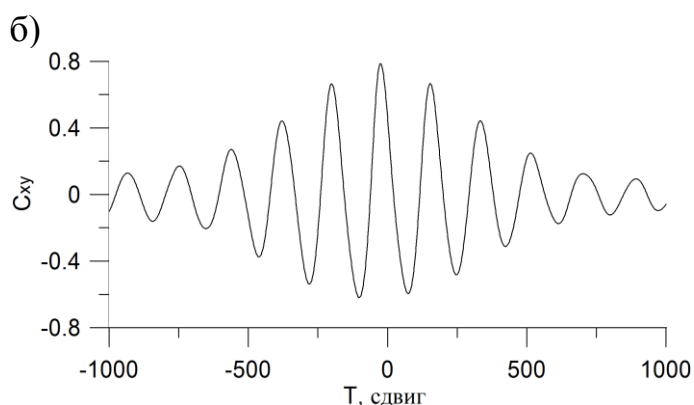
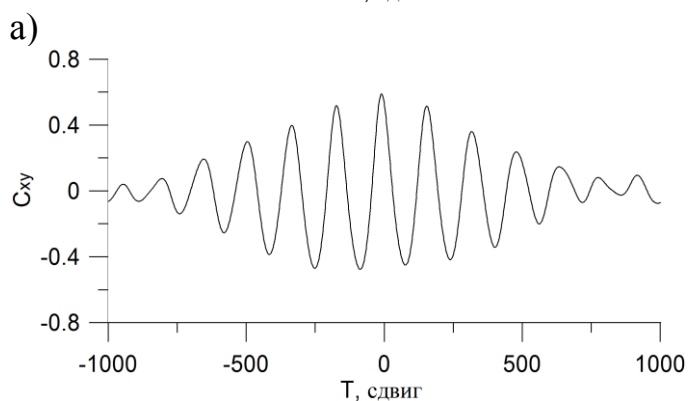
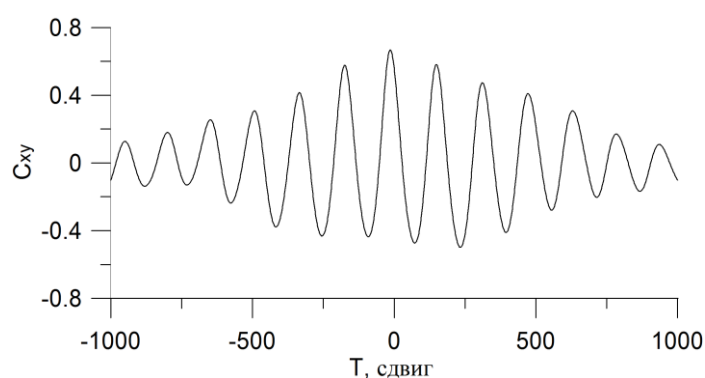
4. Результат анализа данных

Были получены графики взаимной корреляционной функции сигналов фотоплетизмограмм. Для подсчета ВКФ использовались синхронизированные по времени участки ФПГ, разной длины и свободные от артефактов. На рис.3 приведены зависимости взаимной корреляционной функции C_{xy} между сигналами ФПГ в следующих комбинациях: сигналы ФПГ, снятые с пальца ноги (ФПГ_{нога}) и с пальца руки (ФПГ_{рука}), рис.3.а; с пальца ноги и с мочки уха (ФПГ_{ухо}), рис.3.б; с пальца руки и мочки уха, рис.3.в. Данные результаты получены для пациента во время спинальной анестезии



в)
Рис 3. Графики ВКФ сигналов ФПГ для пациента под спинальной анестезией больного артериальной гипертензией: а) снятых с пальца ноги и пальца руки; б) снятых с пальца ноги и мочки уха; в) снятых с пальца руки и мочки уха.

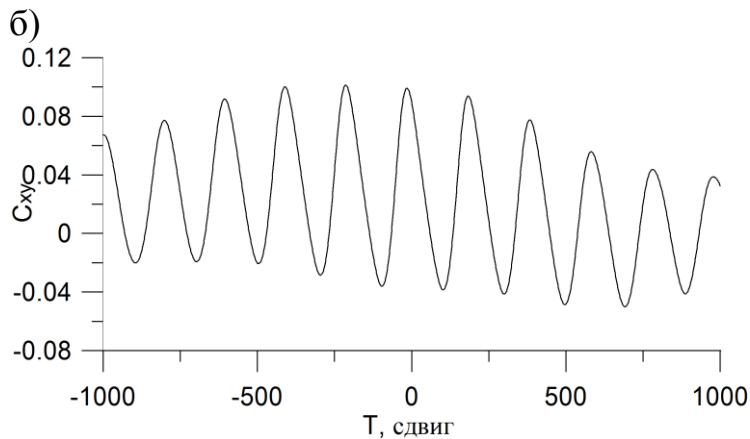
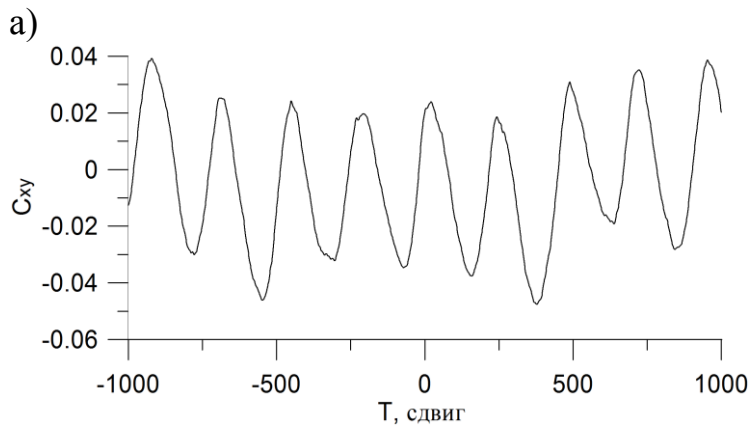
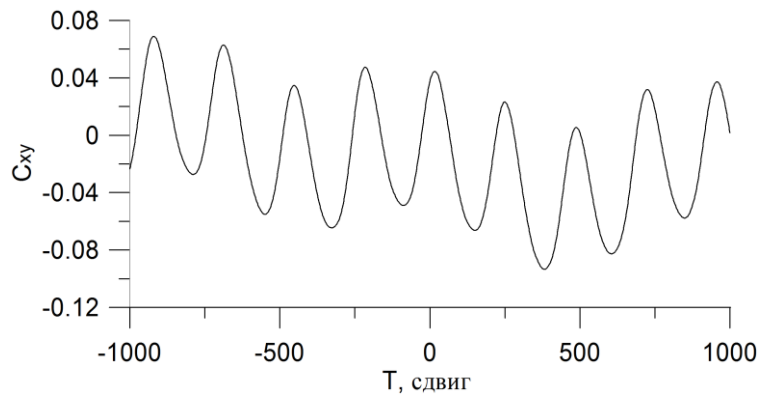
На графике ВКФ видно, что схожесть сигнала ФПГ_{нога} с сигналами ФПГ_{ухо} и ФПГ_{рука} слабая (коэффициент C_{xy} не превышает значения 0.1), сигналы ФПГ_{ухо} и ФПГ_{рука} при этом обладают большей степенью схожести (C_{xy} при нулевом сдвиге принимает значение равное 0.5). Для другого пациента также при спинальной анестезии (рис. 4), наблюдает высокий коэффициент корреляции для всех сигналов ФПГ.



в)

Рис 4. Графики ВКФ сигналов ФПГ для пациентки под спинальной анестезией артериальной гипертензией, венозным атеросклерозом: а) снятых с пальца ноги и пальца руки; б) снятых с пальца ноги и мочки уха; в) снятых с пальца руки и мочки уха.

На рис. 5 представлены результаты для пациента при общей анестезии, видно, что все сигналы ФПГ мало коррелированы между собой. Возможно это объясняется тем, что при общей анестезии преобладает местная регуляции тонуса сосудов, индивидуальная для каждой части тела, а не центральная как при состоянии пациента в норме.



в)

Рис 4. Графики ВКФ сигналов ФПГ для пациента под общей анестезией больного артериальным атеросклерозом, ИБС: а) снятых с пальца ноги и пальца руки; б) снятых с пальца ноги и мочки уха; в) снятых с пальца руки и мочки уха.

Из полученных графиков можно сделать вывод, что сигналы ФПГ снятые с трех отведений являются отличными друг от друга, особенно при общей анестезии, что представляет особый интерес для дальнейших исследований.

Далее приведены графики подсчета коэффициента фазовой когерентности для тех же трех пациентов в комбинациях: ЭКГ-ФПГ_{нога}, ЭКГ-ФПГ_{рука}, ЭКГ-ФПГ_{ухо}. Фаза вводилась с помощью преобразования Гильберта в полосе частот 0.05 – 0.15 Гц.

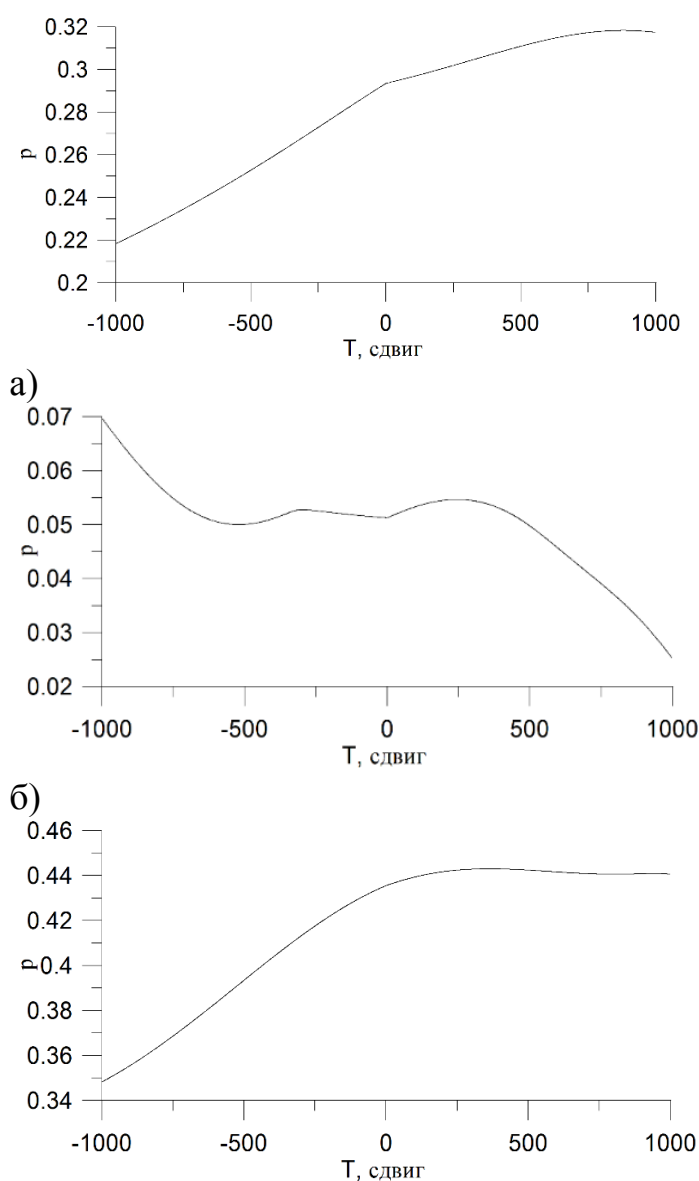
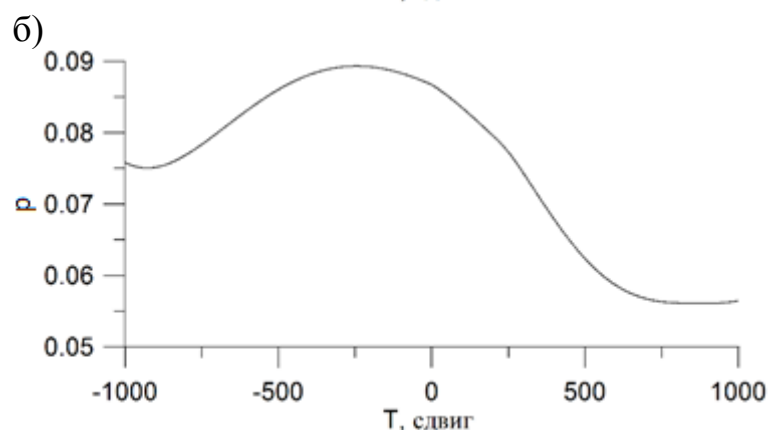
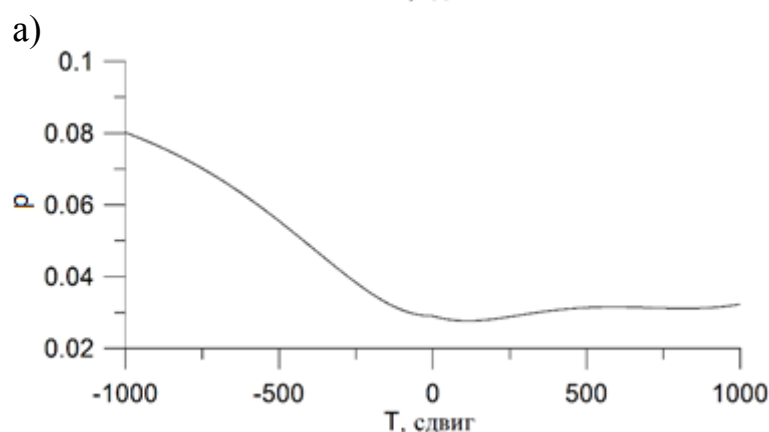
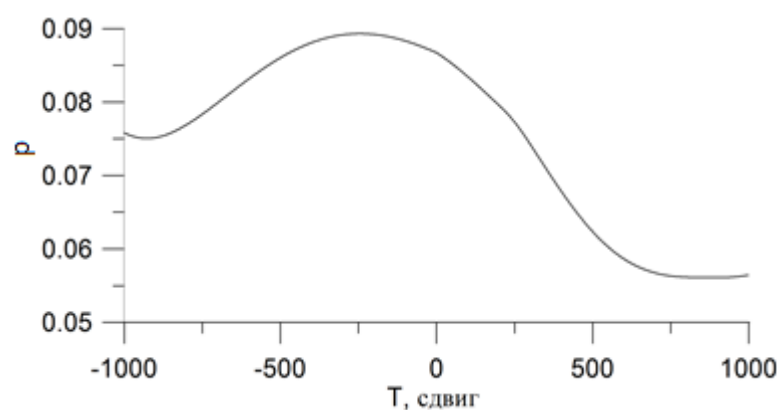


Рис 6. Графики КФК сигналов ЭКГ и ФПГ для пациента под спинальной анестезией больного артериальной гипертензией: а) ЭКГ и ФПГ_{нога}; б) ЭКГ и ФПГ_{рука}; в) ЭКГ и ФПГ_{ухо}.

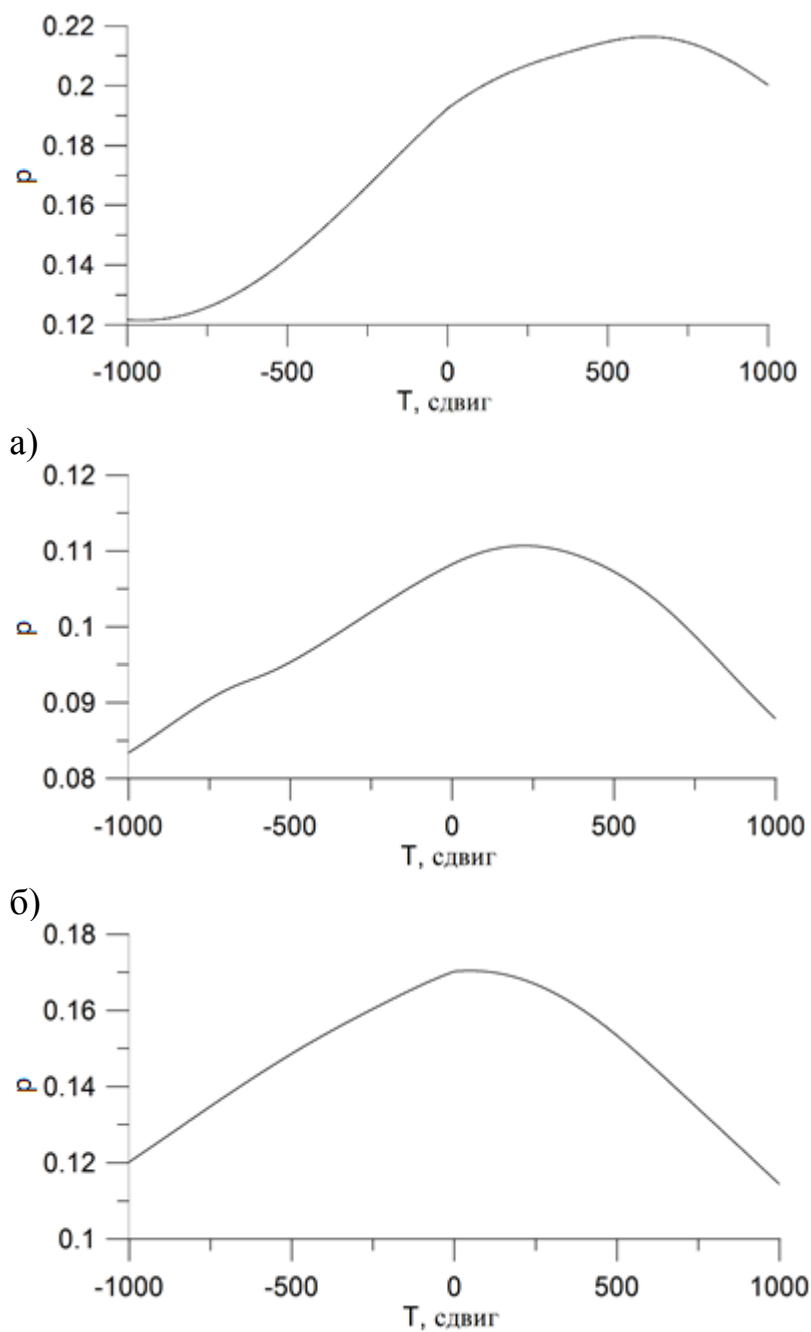
Для данного пациента наблюдается небольшой уровень синхронизации между сигналами ЭКГ-ФПГ_{нога} и ЭКГ – ФПГ_{ухо} (рис.6.а,в), между сигналами ЭКГ – ФПГ_{рука} коэффициент фазовой когерентности близок к нулю (рис.6.б). Для второго пациента, также со спинальной анестезией КФК принимает небольшое значение для всех трех комбинаций сигналов ЭКГ и ФПГ.



в)

Рис 7. Графики КФК сигналов ЭКГ и ФПГ для пациента под спинальной анестезией больного артериальной гипертензией, венозным атеросклерозом: а) ЭКГ и ФПГ_{нога}; б) ЭКГ и ФПГ_{рука}; в) ЭКГ и ФПГ_{ухо}.

Аналогичные результаты для сигналов от пациента при общей анестезии.
(рис.8).



в)

Рис 8. Графики КФК сигналов ЭКГ и ФПГ для пациента под общей анестезией больного артериальным атеросклерозом, ИБС: а) ЭКГ и ФПГнога; б) ЭКГ и ФПГрука; в) ЭКГ и ФПГухо.

Из полученных графиков можно сделать вывод, что синхронизация между сигналами ЭКГ и ФПГ слабая, что является поводом для дальнейших углубленных изучений материала.

5. Заключение

В работе проведен анализ взаимной корреляционной функции сигналов фотоплетизмограммы, зарегистрированных с разных участков тела пациента при спинальной и общей анестезии. В результате исследования было установлено, что при спинальной анестезии сигналы ФПГ, снятие с пальца руки и мочки уха пациента обладают между собой большей схожестью чем с сигналов ФПГ, зарегистрированного с пальца ноги.

Также проведено исследование фазовой синхронизованности сигналов ЭКГ и ФПГ с разных участков тела на частоте около 0.1 Гц при общей и спинальной анестезии. В качестве меры синхронизованности использовался коэффициент фазовой когерентности. Обнаружено, что между исследуемыми системами, как при общей, так и при спинальной анестезии наблюдается малый уровень фазовой синхронизации, что представляет интерес для исследований механизмов регуляции сердечнососудистой системы человека.

6. Литература

1. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. "Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека"// Изв. вузов «ПНД», 2009. Выпуск6. Том17
2. Пиковский А.С., Розенблюм М.Г., Куртс Ю. Синхронизация. "Фундаментальное нелинейное явление." М.: Техносфера, 2003. 496 с.
3. *Mormann F., Andrzejak R.G., Kraskov A., Lehnertz K., Grassberger P.*// Measuring synchronization in coupled model systems: A comparison of different approaches // *Physica D*, 2007. V. 225, pp. 29–42.
4. *Mormann F., Lehnertz K., David P., Elger C.E.*, Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients // *Physica D*. 2000. V.144, pp. 358-369.
5. *Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В., Гаврилушкин А.П., Довгалецкий П.Я., Кукушкин Ю.А., Миронова Т.Ф., Прилуцкий Д.А., Семенов Ю.Н., Федоров В.Ф., Флейшман А.Н., Медведев М.М.* Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // *Вестник аритмологии*. 2001. Т. 24. С.1.