

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

**Спектральный анализ сигналов фотоплетизмограммы и
кардиоинтервалограммы, полученных от пациентов при 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

Коробкина Никиты Алексеевича

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

Не только состояние внутренних органов и систем организма человека определяют его состояние, но и взаимодействие их между собой. Известно, что в функциональной пробе системы кровообращения принимают участие различные взаимодействующие между собой подсистемы, в частности, подсистемы нервной регуляции частоты сердечных сокращений (ЧСС) и артериального давления (АД), обуславливающие появление 0.1 Гц колебаний в спектре сигналов фотоплетизмограммы (ФПГ) и электрокардиограммы (ЭКГ).

В данной работе исследуются особенности взаимодействия между подсистемами вегетативной регуляции частоты сердечных сокращений и артериального давления во время спинальной анестезии на основе обработки сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ), полученных в периоперационном периоде.

Цель исследования: Исследование частотного состава сигналов ФПГ и ЭКГ человека при общей и спинальной анестезии.

2. Описание данных

Известно, что состояние здоровья человека определяется не только состоянием внутренних органов и систем организма, но взаимодействием между собой в условиях интенсивной терапии и реанимации. [1]. Во время анестезиологического обеспечения оперативного лечения больных, управление физиологическими процессами осуществляется, преимущественно, за счет гуморальных механизмов, где характер взаимодействия ритмов ССС изменяется и малоизученно, что затрудняет прогноз и превентивное лечение возможных гемодинамических осложнений, особенно при спинальной анестезии [2].

Таким образом, исходя из результатов работы [2], характер обезболивания в периоперационном периоде влияет на взаимоотношение подсистем вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы. Наблюдали достоверное ослабление взаимодействия в механизмах (ритмах синхронизации) само регуляции артериального давления и числа сердечных сокращений на частоте 0.1 Гц. Так, спинальная анестезия разобщает синхронизацию между артериальным давлением и числом сердечных сокращений в большей степени, чем общая анестезия в концепции атарактанальгезии. Установленная особенность спинальной анестезии повышает риск развития гемодинамических осложнений у больных с исходными заболеваниями сердечно-сосудистой системы. Кроме того установлено, что синхронизация подсистем в сердечно-сосудистой системе зависит от места записи показателей электрокардиограммы и фотоплетизмограммы. Более значимая и достоверная связь наблюдается в варианте фотоплетизмограмма с мочки уха и электрокардиограмма во II стандартном отведении, а менее значимая при положении датчика фотоплетизмограмма на втором пальце стопы.

Фотоплетизмограмма пульсации крови в артерии и ЭКГ приведены на рис. 1.

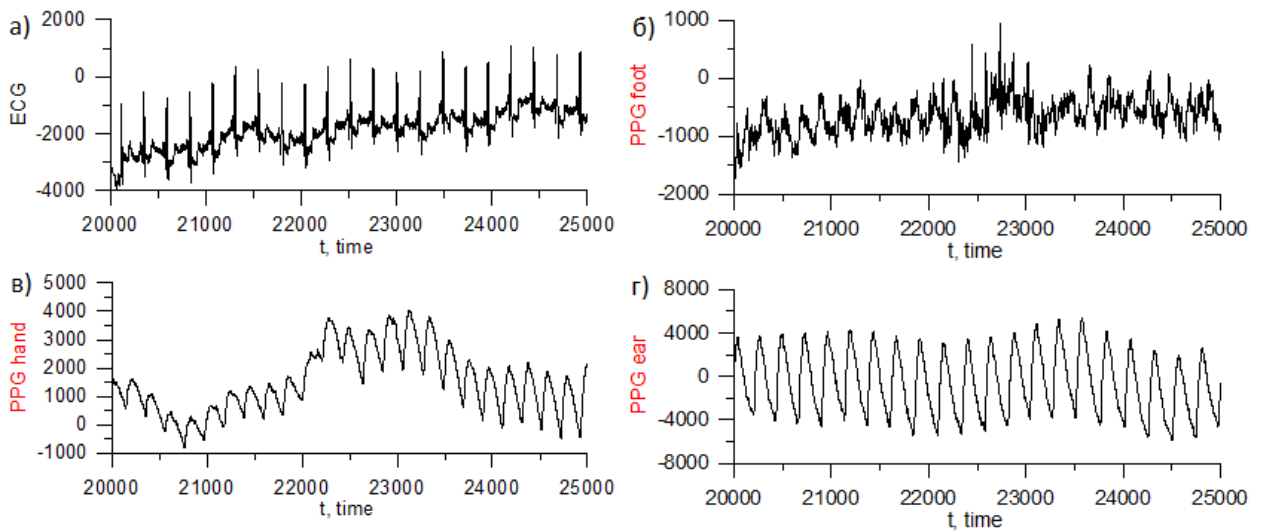


Рис. 1. Пример анализируемых сигналов а) ЭКГ; б) ФПГнога; в) ФПГрука; г) ФПГуха. По вертикали отложены величины x измеряемых напряжений (в относительных единицах), а по горизонтали – номера i последовательных отсчетов, сделанных с временным интервалом Δt (дискретное время).

Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле. Усредненное значение коэффициента поглощения света зависит, в том числе, и от среднего давления крови в сосудах. Действительно, при увеличении давления размеры сосудов, наполненных кровью, увеличиваются, и уменьшается степень их светопропускания. При уменьшении среднего давления наблюдается обратный процесс.

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.

3. Описание метода

В работе для построения спектра мощности сигналов использовался классический способ с помощью преобразования Фурье.

Преобразование Фурье сигнала $x(t)$ имеет вид:

$$S(f) = F[x(t)] = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (3.1)$$

Показано, что преобразование существует, если выполняется т.н. условие абсолютной интегрируемости

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)| dt < \infty \quad (3.2)$$

Физический смысл выражения (3.2) можно понимать, как требование конечности энергии, содержащейся в исследуемом сигнале.

Преобразование Фурье позволяет перейти от рассмотрения сигналов во временной области к их анализу и обработке в частотной области. Говорят, что $S(f)$ является Фурье-образом сигнала $x(t)$ в частотной области. Такая терминология и классификация подходов к анализу данных с точки зрения зависимости исследуемых 19 величин от времени или частоты используется достаточно широко, хотя и является, во многом, условной. Дело в том, что между сигналом и его Фурье-образом существует взаимно-однозначное соответствие, т.е. $S(f)$ может быть получено из сигнала $x(t)$ единственным образом – с помощью преобразования Фурье (3.1), и обратная операция – восстановление $x(t)$ по $S(f)$ также может быть осуществлена единственным образом.

Для этого используется преобразование, которое так и называется: обратное преобразование Фурье:

$$x(t) = F^{-1}[S(f)] = \int_{-\infty}^{+\infty} S(f)e^{j2\pi ft} dt \quad (3.3)$$

Графическое представление $|S(f)| = \sqrt{(\operatorname{Re}S(f))^2 + (\operatorname{Im}S(f))^2}$ называют амплитудным спектром сигнала $x(t)$, наиболее часто на практике используют спектр мощности $|S(f)|^2$.

Для того чтобы понять смысл преобразования Фурье, рассмотрим несколько примеров его применения к эталонным сигналам различной природы (рис. 4)

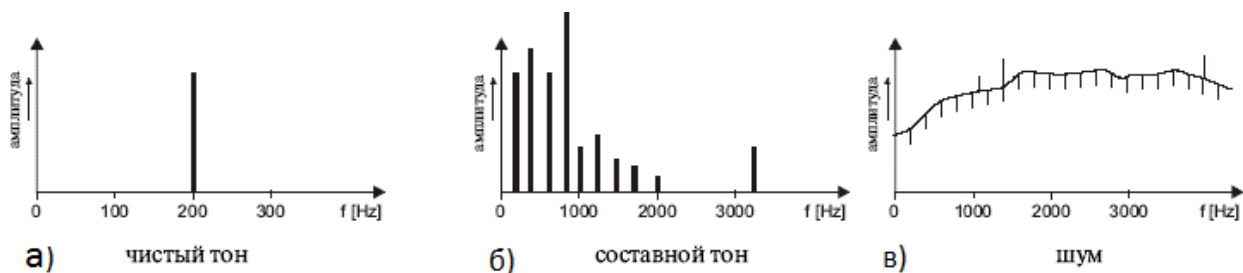


Рис. 2 (а) –Амплитудный спектр гармонической функции. (б) –Спектр суммы синусоидальных сигналов. (в) – спектр мощности т.н. белого шума – сигнала, обладающего сплошным равномерным спектром.

На практике всегда имеют дело с дискретными временными рядами конечной длины.

Помимо преобразования Фурье, я использовал в работе вычисление спектров мощности **методом Уэлча**. Уэлч предложил, предполагая эргодичность сигнала, уменьшать флуктуации оценки спектра с помощью усреднения периодограмм, рассчитываемых по единственной реализации в скользящем окне[3].

Спектрограмма — изображение, показывающее зависимость спектральной плотности мощности сигнала в зависимости от времени.

Спектрограмма обычно создаётся одним из двух способов: аппроксимируется, как набор фильтров, полученных из серии полосовых фильтров (это был единственный способ до появления современных методов цифровой обработки сигналов), или рассчитывается по сигналу времени, используя оконное преобразование Фурье. Эти два способа фактически

образуют разные квадратичные частотно-временные распределения, но эквивалентны при некоторых условиях.

Метод полосовых фильтров обычно используется в аналоговой обработке для разделения входного сигнала на частотные диапазоны.

Создание спектрограммы с помощью оконного преобразования Фурье обычно выполняется методами цифровой обработки. Производится цифровая выборка данных во временной области. Сигнал разбивается на части, которые, как правило, перекрываются, и затем производится преобразование Фурье, чтобы рассчитать величину частотного спектра для каждой части. Каждая часть соответствует вертикальной линии на изображении — значение амплитуды в зависимости от частоты в каждый момент времени. Спектры или временные графики располагаются рядом на изображении или трёхмерной диаграмме.

4. Результат анализа данных

Были получены спектры сигналов фотоплетизмограммы и электрокардиограммы, освобожденных от артефактов (сетевых наводок, плохого контакта электрода с поверхностью кожи пациента), путем дискретного преобразования Фурье и усреднения методом Уэлча. Далее приведены спектры. На рис. 6 приведены спектры сигналов ЭКГ до анестезии (рис. 6а) и во время (рис.6б).

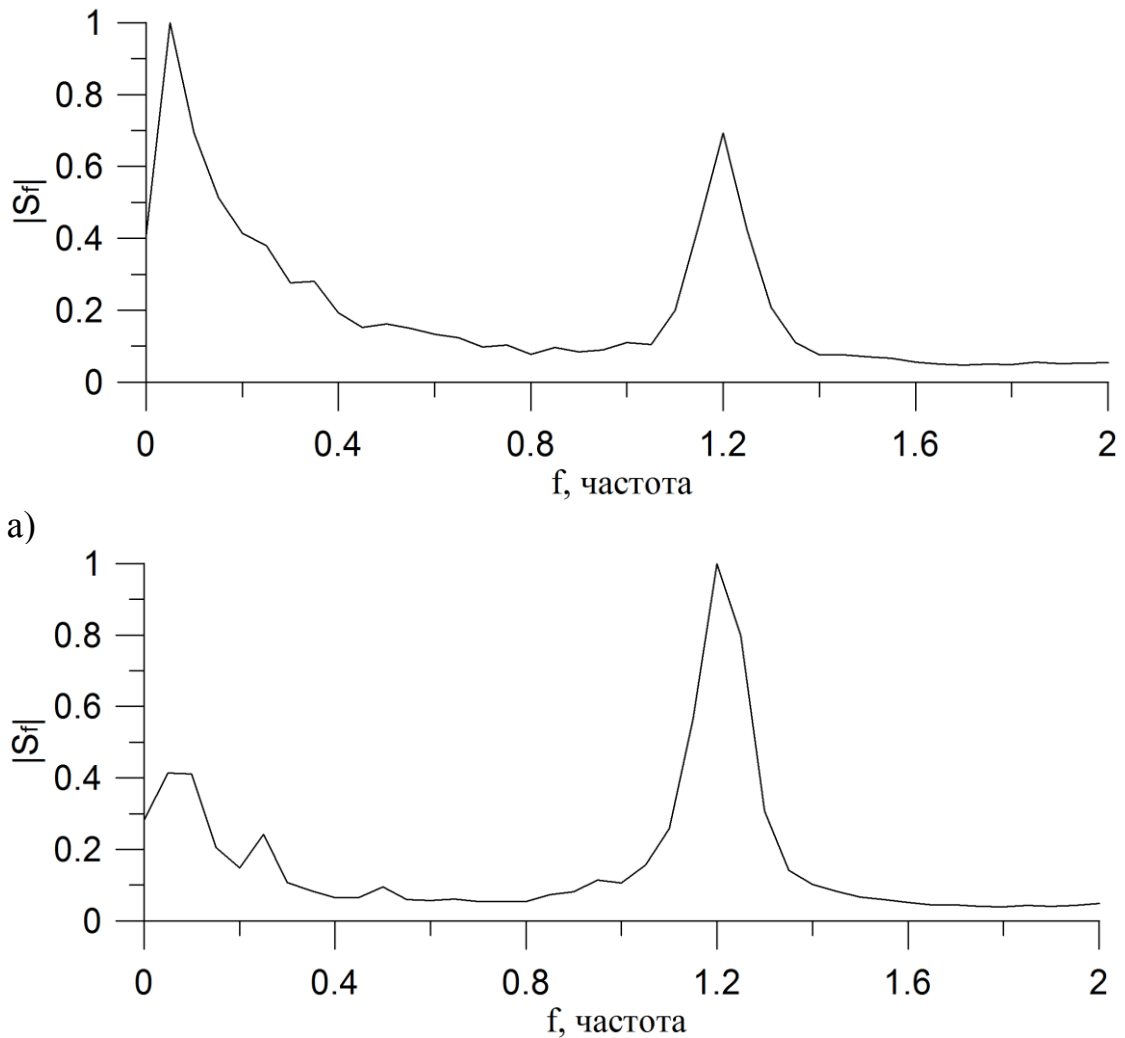
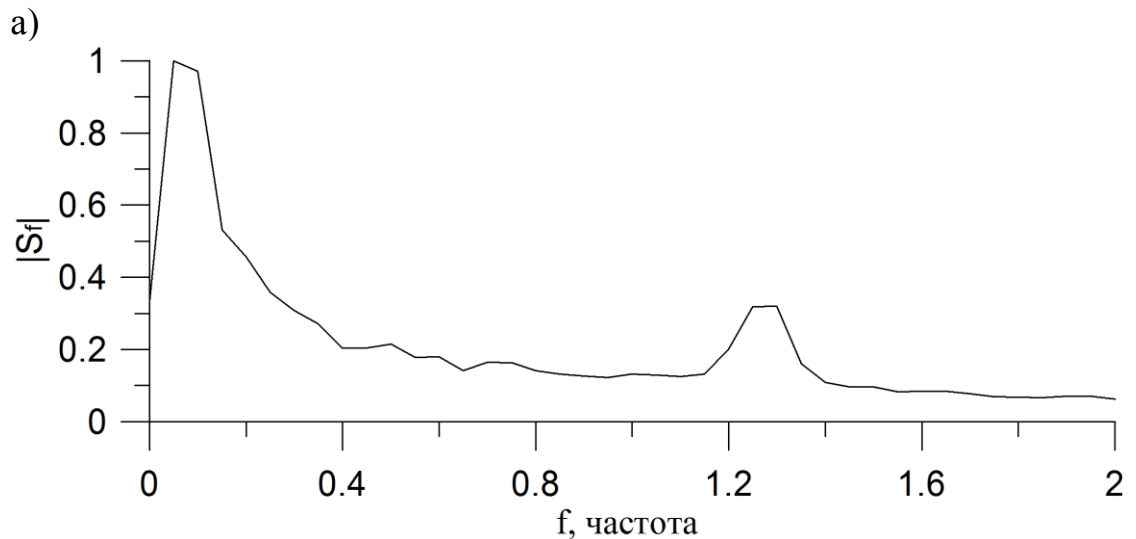
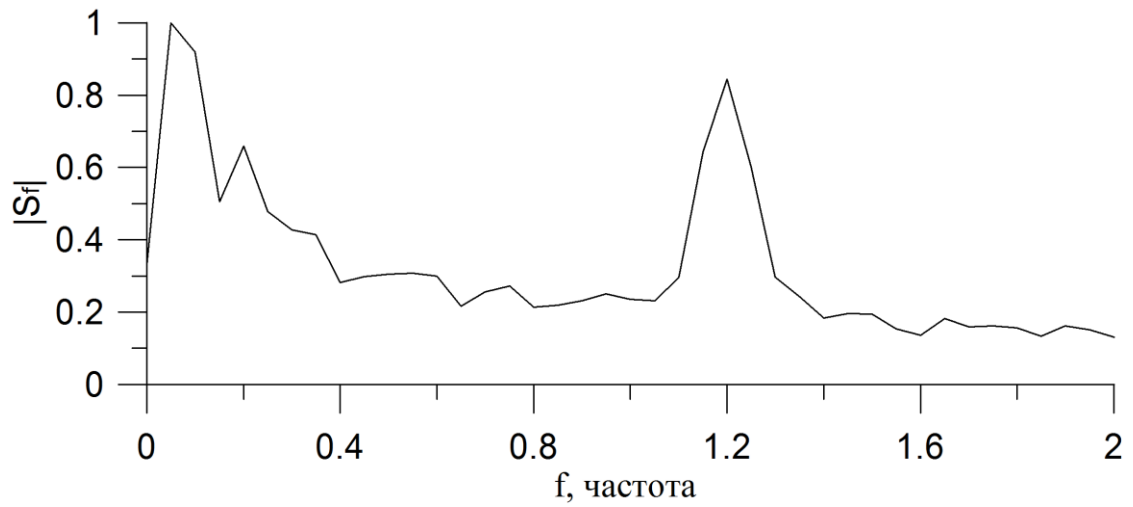


Рис. 6 Амплитудный спектр сигнала ЭКГ (без артефактов): а) до анестезии, б) под анестезией.

Видно, что амплитуда гармоники на частоте около 0,1 Гц существенно снизилась, по-видимому это вызвано тем, что произошла нервная «блокада».

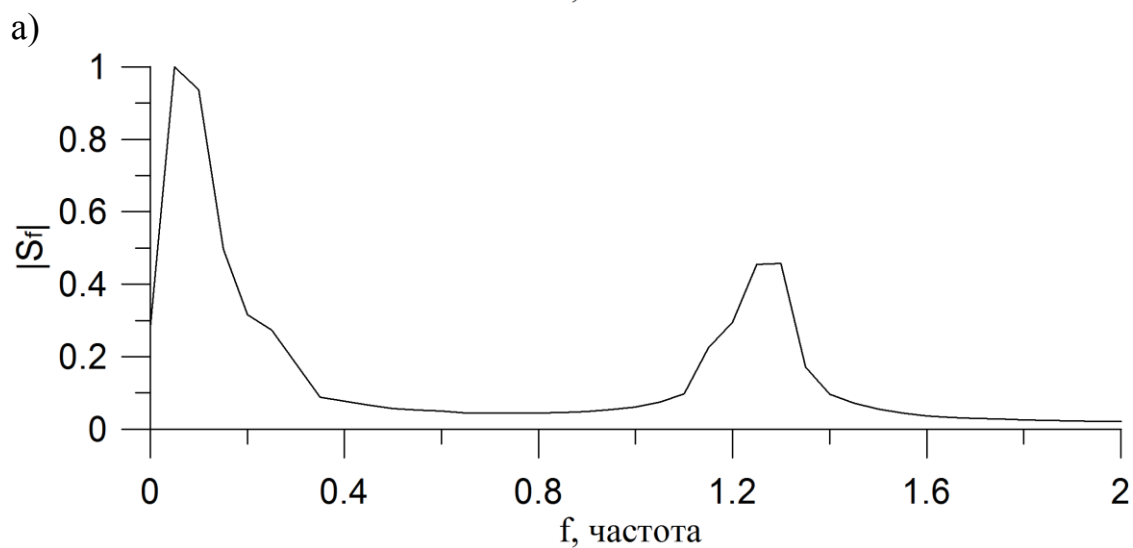
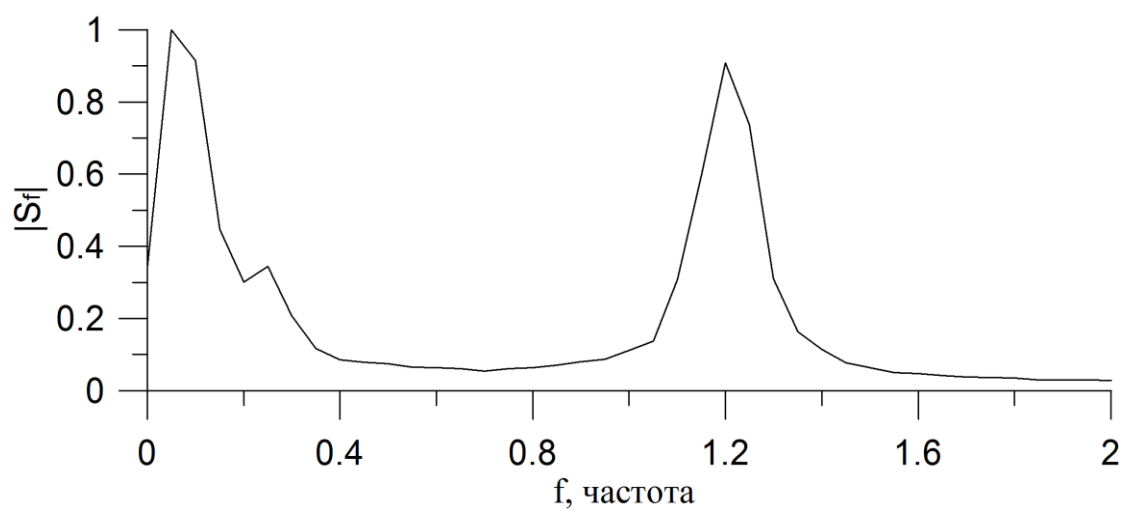
На рис. 7 приведены спектры сигналов ФПГ, снятых с пальца правой ноги, до анестезии (рис. 7а) и во время (рис.7б).



б)
Рис. 7 Амплитудный спектр сигнала ноги ФПГ (без артефактов): а) до анестезии, б) под анестезией.

Видно, что амплитуда гармоники на частоте около 0,1 Гц не изменилась, но существенно уменьшилась гармоника на частоте 0,2 Гц.

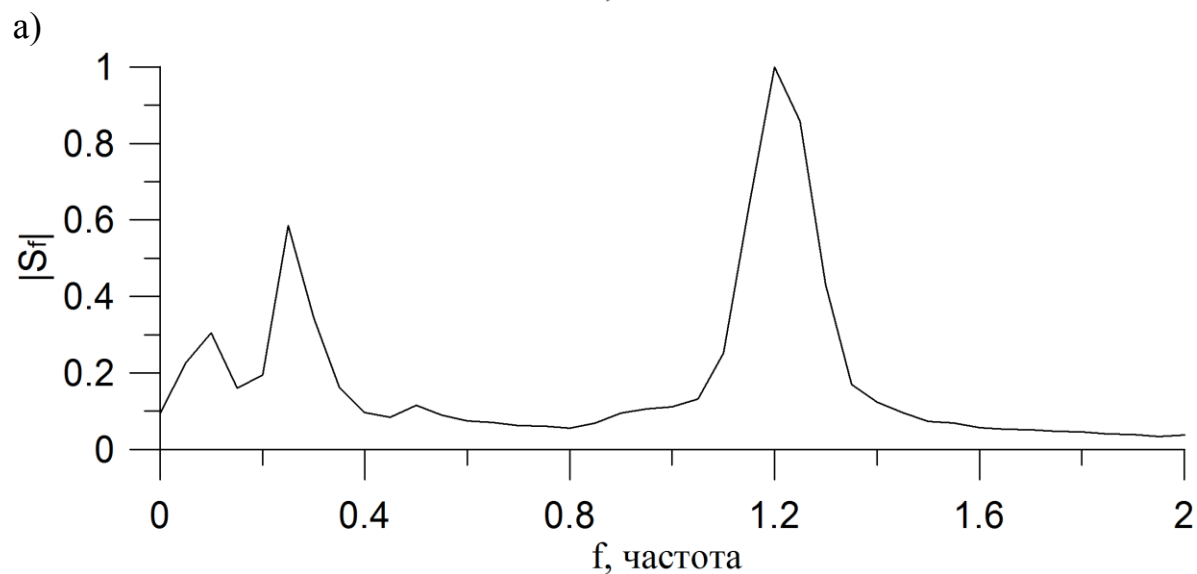
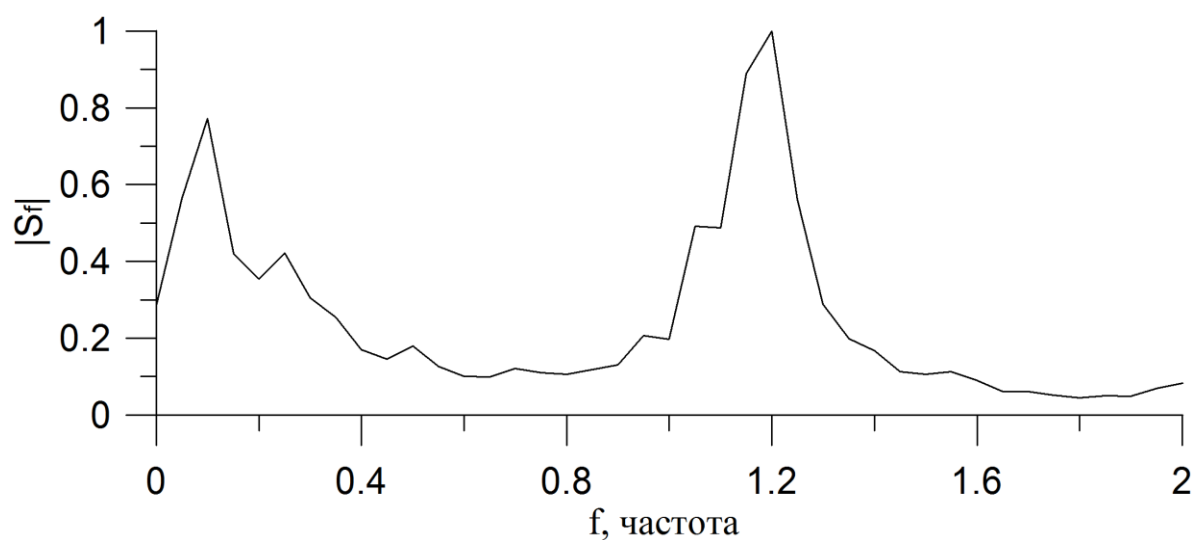
На рис. 8 приведены спектры сигналов ФПГ, снятых с пальца правой руки, до анестезии (рис. 8а) и во время (рис.8б).



б)
Рис. 8 Амплитудный спектр сигнала ФПГ руки (без артефактов): а) до анестезии, б) под анестезией.

Видно, что амплитуда гармоники на частоте около 0,1 Гц не изменилась, но существенно уменьшилась гармоника на частоте 0,2 Гц.

На рис. 9 приведены спектры сигналов ФПГ, снятых с мочки правого уха, до анестезии (рис. 9а) и во время (рис.9б).



б)
Рис. 9 Амплитудный спектр сигнала ФПГ уха (без артефактов): а) до анестезии, б) под анестезией.

Видно, что амплитуда гармоники на частоте 0,1 Гц снизилась.

На следующих рисунках представлены спектрограммы, полученные по хорошим участкам фотоплетизмограммы и электрокардиограммы. Подсчет и построение спектрограмм выполнял в программе, написанной в среде разработки Matlab.

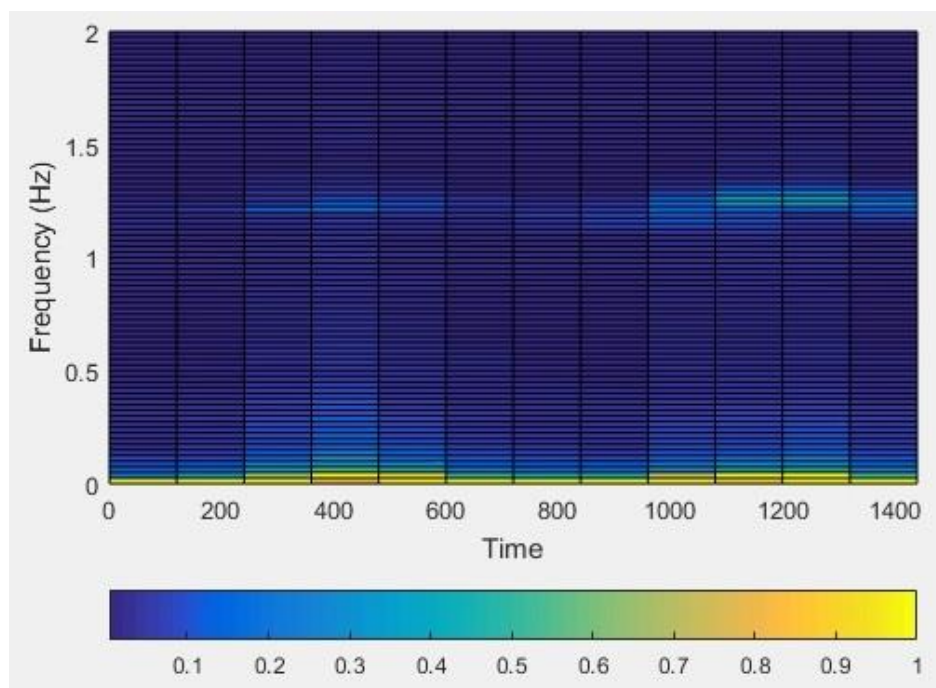


Рис. 10 Спектрограмма участка ЭКГ (без артефактов).

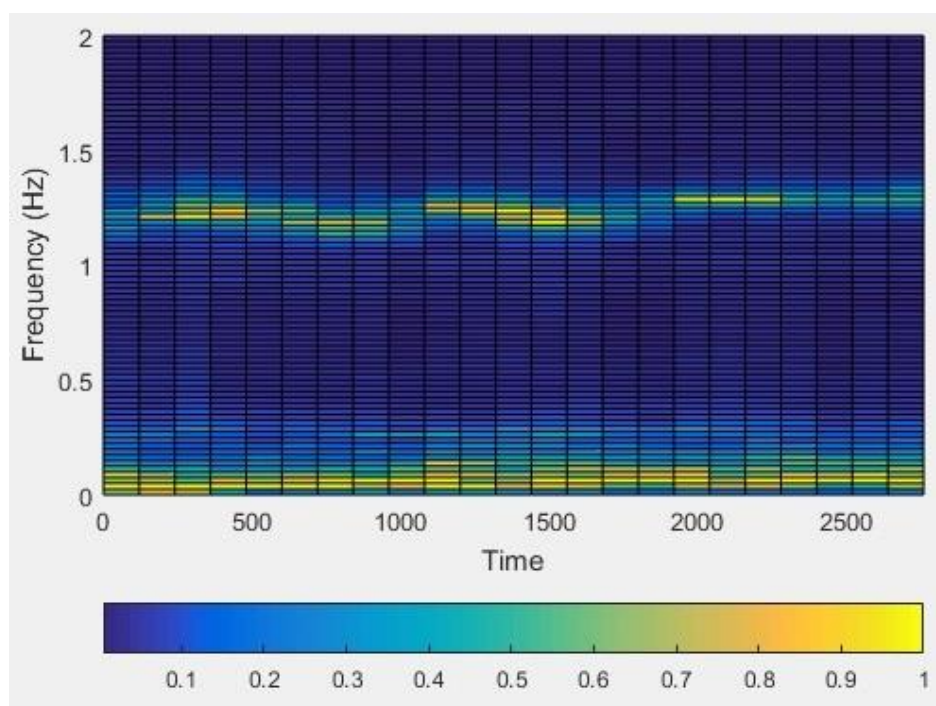


Рис. 11 Спектрограмма участка ФПГ (без артефактов), снятого с пальца правой руки.

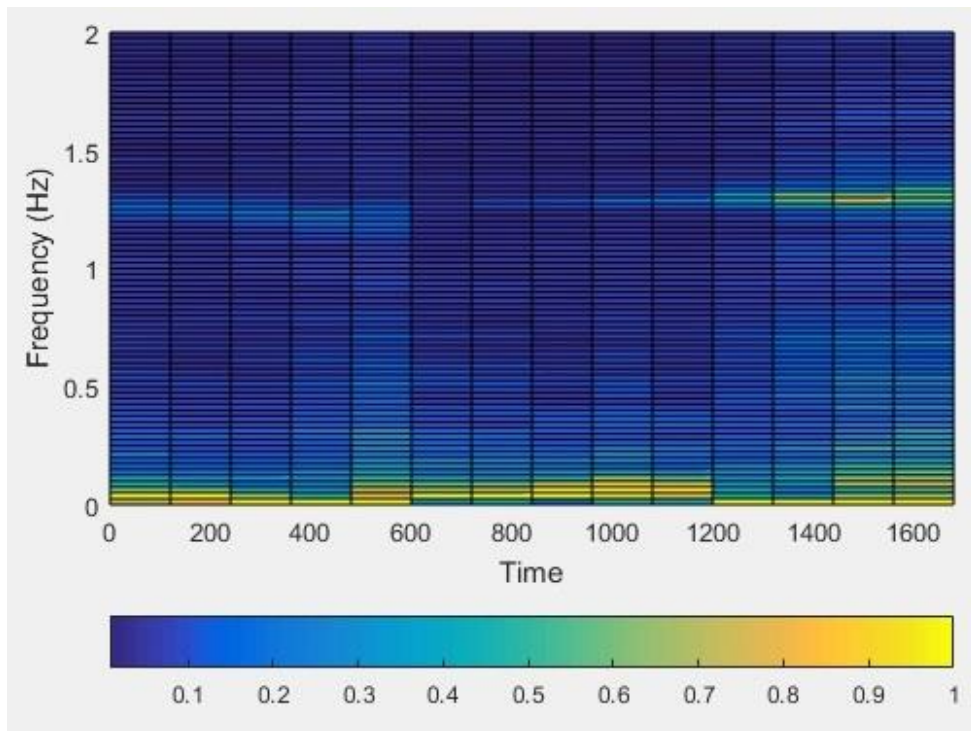


Рис. 12 Спектрограмма участка ФПГ (без артефактов), снятых с пальца правой ноги.

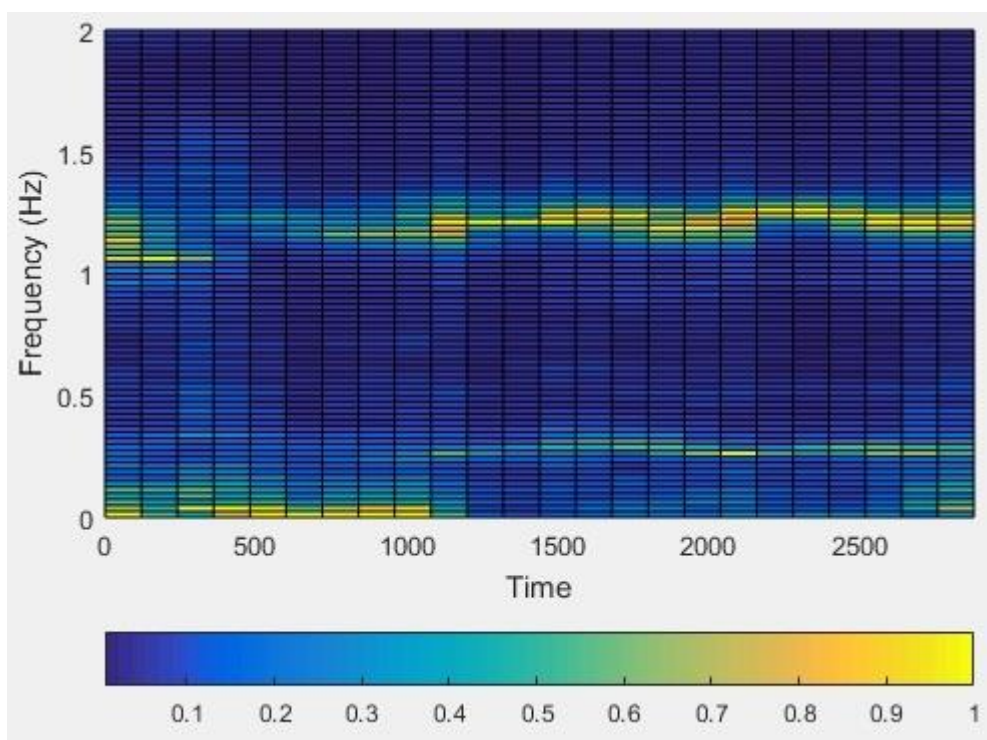


Рис. 13 Спектрограмма участка ФПГ (без артефактов), снятого с мочки правого уха.

Из графиков спектрограмм для сигналов ФПГ полученных во время *спинальной* анестезии видно, что 0.1 Гц составляющая в сигналах ФПГ_{рука} и ФПГ_{ухо}, соответствующая нервной регуляции тонуса сосудов присутствует практически на протяжении всего времени записи сигнала, в сигнале ФПГ_{нога} наоборот низкочастотные составляющие слабо проявляются. Это, по-видимому, связано с действием обезболивающих веществ, поскольку именно в сосудах ноги при таком типе обезболивания «блокируется» нервная проводимость.

5. Заключение

В работе были получены данные от пациентов, по которым впоследствии были построены спектры и спектрограммы. В полученных спектрах наблюдается изменение положения частот VLF, LF, HF до и во время действия анестетика. Это обусловлено тем, что во время действия анестезии притупляется нервная проводимость и регуляция физиологических процессов осуществляется, преимущественно, за счет гуморальных механизмов. Исходя из полученных данных можно сделать вывод, что анестетик влияет на нервную проводимость и меняет механизмы управления физиологическими процессами, что объяснялось увеличением или уменьшением амплитуды гармоник на спектре. Данное исследование представляет особый интерес к дальнейшим исследованиям.

6. Библиографический список

1. Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно сосудистой системы у основе анализа синхронизации ее ритмов// Журнал Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2014. Выпуск № 7. Том 4
2. Оценка влияния характера обезболивания на взаимодействие ритмов сердечно-сосудистой системы у больных в периоперационном периоде Садчиков Д.В., Алипов В.В., Сидак Е.В.,Ишбулатов Ю.М., Безручко Б.П.
3. Учебно-методическое пособие. Использование радиофизических методов обработки и анализа сигналов в биофизике и медицинеА.С. Караваев, 2009