

УДК 57.001

## НЕКОТОРЫЕ ФРАКТАЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СИГНАЛА ЭКГ (ПРИМЕНИТЕЛЬНО К ЗАДАЧАМ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ЭКГ ВО ВРЕМЯ ВЫХОДА В ОТКРЫТЫЙ КОСМОС)

<sup>1</sup>Поздняков С.В., <sup>1</sup>Носовский А.М., <sup>1</sup>Каминская Е.В., <sup>2</sup>Плющай М.М.

<sup>1</sup>ФГБУН Государственный научный центр Российской Федерации Институт медико-биологических проблем РАН, г. Москва, e-mail: nam@imbp.ru; pozdnyakov-sv@yandex.ru; evk@imbp.ru

<sup>2</sup>ГБУЗ «Психиатрическая больница №5 Департамента здравоохранения города Москвы», г. Москва, e-mail: plushai.mm@mail.ru

В работе приводятся результаты расчета некоторых показателей фрактальности электрокардиографического сигнала. С этой целью использовался пакет программ, позволяющий вычислить параметр Херста для временного ряда. Длительность отрезков записей ЭКГ подвергнутых обработке, выбиралась с учетом длительности отдельных операций, осуществляемых во время ВКД космонавтами в реальных космических полетах. Установлено, что во всех исследованных временных отрезках записи ЭКГ, амплитудная характеристика сигнала имеет ярко выраженный антиперсистентный характер. Это свидетельствует о нестабильности средней величины амплитудных характеристик ЭКГ для участков записи исследованной длительности. Высказывается мнение, что для описания амплитудных изменений ЭКГ, ввиду нестационарности процесса, более предпочтительным, по сравнению с приемами вариационной статистики, является использование метода сингулярного спектрального анализа, менее зависящего от характера распределения.

**Ключевые слова:** внекорабельная деятельность, электрокардиограмма, фрактальность, показатель херста, сингулярный спектральный анализ

## SOME FRACTAL CHARACTERISTICS SIGNAL ECG (IN RELATION TO THE TASKS OF THE ECG SIGNAL PROCESSING DURING A SPACEWALK)

<sup>1</sup>Pozdnyakov S.V., <sup>1</sup>Nosovsky A.M., <sup>1</sup>Kaminskaya E.V., <sup>2</sup>Plushai M.M.

<sup>1</sup>FGBUN State scientific center of the Russian Federation Institute of medicobiological problems of RAS, Moscow, e-mail: nam@imbp.ru; pozdnyakov-sv@yandex.ru; evk@imbp.ru

<sup>2</sup>GBUZ «Lunatic asylum No. 5 of Department of health care of the city of Moscow», Moscow, e-mail: plushai.mm@mail.ru

The paper presents the results of the calculation of some indices of fractal dimensions of ECG signal. With this purpose we used a software package that allows you to calculate the Hurst exponent for a time series. The duration of the segments of the ECG records had been handled, were chosen taking into account the duration of individual operations carried out during the EVA astronauts in real space missions. Found that in all investigated time intervals of ECG, the amplitude of the signal has a distinct antipersistent character. This indicates instability of the average value of the amplitude characteristics of the ECG for the areas studied recording duration. It has been argued that to describe the amplitude changes of the ECG, due to the nonstationarity of the process, is more preferable in comparison with the methods of variation statistics is the use of the method of singular spectrum analysis is less dependent on the nature of the distribution.

**Keyword:** Extravehicular activity, electrocardiograms, fractal, Hurst exponent, Singular Spectrum Analysis

Целью исследования явилось изучение некоторых характеристик фрактальности электрокардиографического сигнала, как первого этапа работ по поиску новых методов, позволяющих получить большее количество достоверной информации о клинически значимых изменениях ЭКГ. Все более активное внедрение в клиническую практику принципов доказательной медицины требует поиска методов, безупречных с точки зрения их достоверности и точности. Снятие электрокардиограммы при выполнении работ в открытом космосе (внекорабельная деятельность - ВКД) является одним из наиболее надежных источников информации о состоянии здоровья космонавта. Однако, технические возможности

передачи сигнала на огромные расстояния, существующие в настоящее время, накладывают ограничение на количество получаемой информации. По этому, для экономии ресурсов, электрокардиографический сигнал снимается в одном отведении, а его дискретизация при передаче по телеметрическим каналам составляет 200 Гц, что является той минимальной частотой дискретизации, при которой еще возможно выявление клинически значимых изменений в форме этого сигнала. Кроме этого, снятие ЭКГ во время ВКД осуществляется на фоне выполнения космонавтом физических нагрузок различной интенсивности. При этом нагрузка распределяется неравномерно во времени, носит резко выраженный

интервальный характер. Наводки, обусловленные работой мышц имеют во многом те же характеристики, что и сам сигнал ЭКГ и по этому, серьезно маскируют возможные клинически значимые изменения сигнала. В этих условиях, простая фильтрация сигнала приводит к потере существенного количества информации. Проблема извлечения дополнительной клинически значимой информации из получаемого по телеметрии сильно зашумленного ЭКГ-сигнала, путем применения нетрадиционных методов его обработки, с учетом планируемого увеличения объемов работ, выполняемых вне герметичных отсеках космических аппаратов, в том числе и на поверхности других космических тел (Луна, Марс, астероиды), приобретает все более актуальное значение. Одним из примеров поиска методов получения дополнительной информации о состоянии человека путем анализа электрокардиографического сигнала является эксперимент «Космокард», выполняемый в настоящее время на борту Международной космической станции, научным руководителем которого является профессор Р.М. Баевский.

Руководствуясь выше изложенным, для анализа фрактальных характеристик ЭКГ нами были взяты интервалы записи сигнала ЭКГ в одном отведении, длительность которых была сопоставима со средней длительностью периодов работ, выполняемых в реальных ВКД.

Предпринятое нами исследование показало, что во всех случаях параметр Херста, как один из ключевых показателей, характеризующих фрактал, находился в интервале значений от 0 до 0,5. Это свидетельствует о том, что амплитудная характеристика ЭКГ-сигнала, на всех изученных нами длительностях записи, находится в районе антиперсистентности, то есть обладает свойством трендонеустойчивости. У такого сигнала отсутствует устойчивая средняя величина. Таким образом, полученные нами данные, позволяют прийти к заключению о том, что отправная точка (линии, или других ориентиров) для возможности отсчета от нее величин амплитудных характеристик сигнала, не может быть достоверно вычислена методами классической вариационной статистики, пригодными для расчета показателей стационарного процесса. В данном случае, при явной нестационарности процесса формирования амплитуды электрокардиосигнала, более оправдано для его изучения использовать непараметрические методы. В настоящее время одним из наиболее перспективных в этом отношении методов представляется метод сингулярного спектрального анализа.

## Введение

Одним из наиболее надежных источников информации о состоянии космонавта при осуществлении выхода в открытый космос, т.н. внекорабельной деятельности (ВКД), является электрокардиограмма. В российских скафандрах серии «Орлан» для оценки состояния сердечно-сосудистой системы космонавта используется аппаратура «Бета» в различных модификациях. Традиционно, в этой аппаратуре используется одно отведение ЭКГ, т.н. D-S отведение, когда электроды расположены справа и слева на грудной клетке по средне-подмышечной линии на уровне 4-5 межреберья. Электрокардиографический сигнал передается по телеметрическим каналам связи с дискретизацией 200 Гц. Данная частота дискретизации является той предельно низкой частотой дискретизации, которая еще позволяет на кривой ЭКГ обнаружить помимо изменения ритма сердечных сокращений и большинство возможных, клинически значимых, отклонений в форме электрокардиографического сигнала и прежде всего эволюции сегмента S-T, характеризующего по современным представлениям явления ишемии миокарда. Снятие электрокардиограммы во время ВКД выполняемого в российских скафандрах осуществляется в течение всего времени нахождения космонавта в скафандре: от момента входа в скафандр, до момента выхода из него, т.е. превышает собственное время выхода в открытый космос. Длительность ВКД, т.е. работы в открытом космосе, российскими специалистами определяется промежутком времени от открытия до закрытия выходного люка шлюзовой камеры. Таким образом, длительность периода снятия ЭКГ у космонавта помимо работы в открытом космосе включает в себя дополнительно время необходимое для прямого и обратного шлюзования, десатурации, проверок герметичности и т.п. и может в совокупности составлять 8,5 - 10 часов непрерывной записи. Из-за возможных технических причин (перерывов в связи, радиопомех) запись ЭКГ может иметь перерывы, но в целом, представляет собой длительное мониторирование ЭКГ, сходное или с мониторированием ЭКГ в реанимационных отделениях, или с осуществляемым в клинической практике Холтеровским мониторированием. При мониторировании ЭКГ в отделении реанимации пациент находится на койке в состоянии физического покоя. При Холтеровском суточном мониторировании ЭКГ и во время ВКД человек находится в условиях активного двигательного режима. В связи с этим, две эти методики - Холтеровское суточное

мониторирование и запись ЭКГ при проведении ВКД имеют сходные проблемы. В обоих случаях, длительность регистрации ЭКГ приводит к появлению напряжения поляризации на границе кожа-электрод, что может оказать существенное влияние на амплитудные характеристики регистрируемого сигнала. И в том и в другом случае, при движении человека образуется большое количество помех, в том числе наводки от активности мышц, частотные характеристики которых лежат в том же диапазоне, что и частотные характеристики электрокардиографического сигнала. Эти явления в обоих случаях могут, а часто и приводят к маскировке полезного сигнала и не позволяют провести адекватной оценки возможных клинически значимых изменений на ЭКГ. Наибольшая сложность при этих помехах возникает при попытках выявить признаки ишемии миокарда, маскируемые смещением изолинии, происходящему как от одного кардиокомплекса к другому, так и в пределах одного электрокардиографического комплекса. Вместе с этим, существуют и отличия между условиями записи сигнала ЭКГ при ВКД и Холтеровском мониторинге. В последнем случае человек находится в т.н. условиях свободной двигательной активности, когда ему рекомендуется поддерживать привычный для него режим труда и отдыха. В противоположность этому, при выполнении ВКД в условиях орбитального полета (нужно иметь в виду, что имеются существенные отличия в характере физической нагрузки во время ВКД в условиях орбитального полета и при ВКД на поверхности планет) физическая нагрузка не характерна для обычного режима труда и отдыха космонавта. Физическая активность при нахождении космонавта в скафандре отличается не только и не столько по интенсивности, т.к. космонавты во время полета постоянно занимаются физическими упражнениями на различных тренажерах с целью профилактики неблагоприятного влияния невесомости, но и по биомеханике выполняемых движений с преимущественной нагрузкой мышц верхних конечностей и плечевого пояса, увеличение доли статического напряжения на этих группах мышц. Таким образом, количество помех, возникающих при записи ЭКГ во время ВКД существенно выше, чем при суточной записи ЭКГ в привычном для человека свободном двигательном режиме. В связи с этим, проблема маскировки клинически значимых изменений на ЭКГ в условиях ВКД помехами еще более выражена, чем при записи ЭКГ по Холтеру.

Все выше изложенное, заставляет искать инновационные способы извлечения клинически значимой информации из зашумленного помехами различной природы электрокардиографического сигнала. Одним из примеров поиска методов получения дополнительной информации о состоянии человека путем анализа электрокардиографического сигнала является эксперимент «Космокард», выполняемый в настоящее время на борту Международной космической станции, научным руководителем которого является профессор Р.М. Баевский. При этом используется аппаратура с существенно более высокой степенью дискретизации сигнала, по сравнению со штатной аппаратурой медицинского контроля (более 1000 Гц в аппаратуре «Космокард» при 200 Гц в аппаратуре «Бета») и существенно большая (в разы) степень усиления сигнала.

**Целью** настоящего исследования является изучение возможности применения метода сингулярного спектрального анализа временных рядов, применительно к анализу амплитудных и частотных характеристик электрокардиографического сигнала, получаемого со штатной аппаратуры, применяемой при медицинском контроле во время ВКД, без изменения степени дискретизации и усиления сигнала на этапе его первичного съема. Первым этапом такой работы является оценка фрактальных свойств ЭКГ-сигнала в одном отведении.

Достаточно часто в литературе методы анализа временных рядов применяют при анализе R-R интервалов, хотя в классическом понимании R-R интервалы не являются временным рядом. Они представляют собой набор интервалов (или длин отрезков) между аналогичными участками двух рядом стоящих комплексов ЭКГ, расстояние между которыми измерено в единицах времени (секундах, миллисекундах, долях минут и т.п.). Это и создает ошибочное представление о том, что R-R интервалы представляют собой временной ряд. Однако с таким же успехом эти расстояния могут быть измерены в единицах длины (сантиметрах, миллиметрах и т.п.), сущность интервальной оценки при этом остается такой же – измерение расстояний между аналогичными участками, находящимися рядом друг с другом комплексов ЭКГ и последующее сравнение между собой этих расстояний.

Исследование временного ряда в классическом понимании - это изучение динамики показателя, рассматриваемое при его развертке по временной оси. При этом временная ось представляет собой ось, на которой нанесены временные отрезки в порядке возрастания или убывания их значе-



ний в соответствии с каким-либо правилом (через равные промежутки, по отметкам на логарифмической шкале и пр.) независимой от измеряемого показателя. При исследовании электрокардиограммы в одном отведении классическим временным рядом будут являться значения разности потенциалов между двумя электродами измеренные через равные промежутки времени. В электрокардиографии чаще всего используется дискретизация электрокардиосигнала с частотой 250 ГЦ. Большая частота дискретизации сигнала ЭКГ при традиционной автоматической обработке или визуальной оценке ЭКГ не увеличивает количество и качество извлекаемой информации. Меньшая дискретизация – т.е. более редкая фиксация значений величины потенциала на электроде, приводит к частичной потере клинически значимой информации за счет невозможности достаточно точно определения начала и конца определенного комплекса или его истинной амплитуды.

Таким образом, запись величины электрического потенциала сердца, запомненная на каком-либо носителе информации с известной и постоянной временной дискретизацией является истинным временным рядом и с полным основанием может обрабатываться комплексом программ, разрабатываемых для исследования временных рядов. Одним из таких методов является самый современный метод сингулярного анализа. Преимуществом данного метода (комплекса методов) по сравнению с методами классической вариационной статистики является его малая чувствительность к нестационарности процесса.

Постоянное изменение и амплитуды и направления (выше и ниже изолинии, движение в прямом или обратном направлении) электрического потенциала сердца при его фиксации в одной точке является классическим примером нестационарного процесса, имеющего ярко выраженный периодический характер. Механизмы, лежащие в основе изменения величины и направления электрического потенциала сердца - это направление и скорость ионных потоков по ионным каналам мембраны кардиомиоцитов. Среди ионных каналов выделяют натриевые каналы, калиевые каналы, кальциевые каналы, анионные каналы. Каждый вид канала обладает определенной селективностью к тому или иному иону. Часть таких каналов имеет сенсоры (чувствительные элементы) и называются управляемыми, часть не имеет - и тогда они называются неуправляемыми. Кроме этого ионные каналы могут находиться в нескольких состояниях: открытом, закрытом и инактивированном

состоянии [1]. Все эти сложнейшие механизмы регуляции ионной проницаемости кардиомиоцитов в конечном счете находят свое отражение в разности потенциалов на поверхности мембраны сердечной клетки. Величина электрокардиографического потенциала, по сути, является результатом алгебраического суммирования огромного количества изменений потенциалов каждого кардиомиоцита в процессе сердечного цикла. Активность ионных каналов кардиомиоцитов тесно связана с работой т.н. ионных насосов – энергозависимых структур сердечных клеток, обеспечивающих восстановление разности потенциалов по обе стороны мембраны, после его изменения в процессе проведения возбуждения, т.е. косвенно, электрокардиографический сигнал, отражает и активность обменных процессов энергообразования в кардиомиоцитах.

Таким образом, электрокардиографический сигнал несет в себе огромный объем информации о самых глубинных процессах, протекающих в сердечных клетках, но он сильно зашумлен, в том числе наложением электрических эффектов одного процесса на другой. Постоянное изменение внутреннего состояния клетки приводит к постоянной смене ее электрического потенциала, делает этот процесс нестационарным во времени, и он становится недоступным для обработки стандартными методами вариационной статистики, которые, как хорошо известно, применимы только при стационарных процессах.

Но перед тем как говорить о применении методов обработки нестационарного временного ряда, каким является дискретизированная запись электрокардиографического сигнала, возникает вопрос: а как измерять степень нестационарности этого процесса? Одним из математических приемов, позволяющих в той или иной степени оценить нестационарность процесса или его изрезанность (в геометрическом смысле слова) является метод исследования его фрактальности. Данный метод впервые был применен для описания неровностей береговой линии. Графическая запись ЭКГ, если рассматривать ее с точки зрения амплитудных изменений величины электрического потенциала во времени, так же представляет собой кривую, имеющую сильно изрезанную форму. Кроме того, одной из основных характеристик фрактала является его самоподобие. Это значит, что при увеличении, маленькие фрагменты остаются очень похожими на большие. Вместе с тем, для реального природного фрактала имеются минимальная и максимальная длина, вне которой самоподобие, как основное свойство

фрактала, пропадает. Следует отметить, что к фракталам принято относить не только самоподобные, но и самоафинные объекты, т.е. те объекты, части которых могут быть приведены к целому через ряд преобразований [2]. Если мы рассматриваем электрокардиографический сигнал во времени, то он обладает в какой-то степени свойством фрактала (берем мы короткие или длительные участки записи кривой, они имеют определенное сходство между собой).

При описании фрактала одной из наиболее важных его характеристик является фрактальная размерность:

$$D = 2 - H,$$

где  $H$  – показатель Херста.

Вместе с ней (фрактальной размерностью), через показатель Херста часто вычисляют и другие фрактальные параметры:

Корреляционный параметр  $\beta$  вычисляемый по формуле  $\beta = 2(1 - H)$

Спектральный показатель  $b$  вычисляемый по формуле  $b = 2H + 1$  и

Фрактальный показатель  $\alpha$  вычисляемый по формуле  $\alpha = 3 - 2H$ .

Как следует из приведенных формул, одним из ключевых показателей характеризующих фрактал является параметр Херста. В физическом смысле параметр Херста характеризует степень изрезанности (извилистости) исследуемого графика. Параметр Херста принимает значения в диапазоне от 0 до 1 ( $0 < H < 1$ ). При малых значениях параметра Херста график функции имеет большую изрезанность, при больших значениях – изрезанность носит более плавный характер.

На первом этапе, изучения возможности использования нестандартного метода исследования электрокардиографического сигнала, представляет интерес проверить величины фрактальности амплитуд записи данного ЭКГ-сигнала.

Данная работа, по своим целям, задачам и применяемым методам полностью соответствует целям и задачам научной платформы «Кардиология и ангиология» представленной в приказе Министерства

здравоохранения РФ №281 (в редакции приказа №674) [3] и соответствует направлению «Разработка инновационных методов диагностики сердечно-сосудистых заболеваний на ранних стадиях».

### Материалы и методы

Для проведения подобного исследования мы решили использовать записи ЭКГ сигналов базы данных Российского общества Холтеровского мониторирования и неинвазивной электрофизиологии (РОХМиНЭ) [4], находящиеся в открытом доступе в среде интернет. Данные базы реализованы в формате MIT-BIH используемом так же в международном пакете WFDB Software Package. База РОХМиНЭ сформирована из трехканальных записей ЭКГ. Одной из задач данной базы является предоставление материалов для отработки и тестирования программного обеспечения, направленных на распознавание комплексов QRS и желудочковых аритмий в условиях зашумленного сигнала ЭКГ. В базе имеются записи и нормальных электрокардиограмм.

Первой задачей, которую мы себе поставили, являлось испытать программу, созданную для определения величины показателя Херста, на участках записи ЭКГ различной длительности. Так как работа проводилась с учетом того, что в перспективе применение данных подходов будет использовано при обработке кардиосигнала получаемого в процессе ВКД, мы ориентировочно проанализировали циклограммы реальных выходов в открытый космос с целью выяснения средней длительности выполняемых в процессе ВКД технических операций, см. табл. 1.

Получилось, что максимальное количество технических операций во время ВКД имеют длительность около 10 мин. Довольно большая часть операций имеет длительность 5 и 15 мин. Суммарно, технические операции такой длительности составляют 82,1 % от общего количества проводимых технических операций во время ВКД. Более длительные операции встречаются доста-

Таблица 1

Длительность операций выполняемых в процессе ВКД

Плановая длительность операции в мин.											
1-4	5-9	10-14	15-19	20-24	25-29	30-34	35-39	40-44	45-49	50-54	55-60
Число выполненных в ходе 27 ВКД операций данной длительности											
288	348	199	73	32	28	32	11	1	2	1	2
% операций данной длительности от числа (1017) проанализированных операций											
28,32	34,22	19,57	7,18	3,15	2,75	3,15	1,08	0,10	0,20	0,10	0,20

точно редко, по всей вероятности при планировании их разбивают на более мелкие логически завершённые этапы, более короткой длительности. Руководствуясь этим, мы из имеющихся в базе РОХМиНЭ записей ЭКГ выбрали записи с нормальной ЭКГ и выделили из них участки длительностью 1 мин., 5 мин, 10 мин., 15 мин. И 30 мин. Таким образом, мы попытались проверить как работает использованная нами программа определения показателя Херста на участках записи одного отведения ЭКГ различной продолжительности. Для исключения влияния случайных факторов, связанных с различиями в коэффициентах усиления различных записей ЭКГ представленных в базе, мы в нашем исследовании использовали один и тот же фрагмент записи амплитуды кардиосигнала с дискретизацией 250 Гц, который поочередно разбивали на одно минутные участки, пяти минутные участки, десяти минутные участки и так далее. При таком подходе мы оценивали влияние на характер обработки только одного параметра – длительности выбранного для анализа участка записи ЭКГ, исключая возможные девиации амплитудных и других характеристик ЭКГ зависящих от иных не учтенных факторов.

**Результаты и их обсуждение**

При рассмотрении величин показателя Херста в участках записи ЭКГ-сигнала одинаковой длительности показатель Херста колебался в диапазоне от 0 до 0,5 и составлял для участков записи ЭКГ-сигнала длительностью 1 мин. В среднем 0,185 для участков длительностью 5 мин. – 0,116 для участков длительностью 15 мин – 0,112. При этом максимальные отклонения от средней величины внутри каждой из групп превышали разницу между средними величинами групп. Таким образом, различия в показателе Херста вычисленные нами на участках записей сигнала ЭКГ различной длительности не выявили статистически значимых отклонений, хотя имели определенную тенденцию к уменьшению с увеличением длительности выбранного для обработки интервала записи рис. 1.

Наличие такого тренда в физическом смысле свидетельствовало о том, сто с увеличением длительности рассматриваемого интервала ЭКГ-записи, ее амплитудные характеристики все более и более сдвигаются в сторону антиперсистентности, т.е. все более подвержены влиянию внешних воздействий, уводящих систему в сторону трендо-неустойчивости [5].

В то же время, максимальные значения показателя Херста были выявлены при об-

работке сигналов ЭКГ длительностью 1 мин. Возник вопрос: а как поведет себя этот показатель при длительности отрезка менее 1 минуты? Ведь, как мы упоминали выше, в реальных условиях фрактальность может иметь границы (верхнюю и нижнюю). Для выяснения этого вопроса нами были выделены для обработки участки ЭКГ-записи длительностью менее одной минуты. Для сохранения преемственности с интервалами, взятыми для анализа в предыдущей серии, мы взяли для обработки участки записи ЭКГ длительностью 1, 5, 10, 15 и 30 секунд.

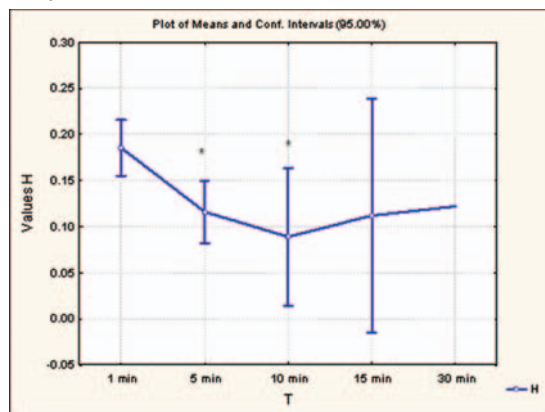


Рис. 1. Величина показателя Херста от длительности интервала ЭКГ

При обработке сигналов такой длительности были получены результаты, представленные в табл.2.

**Таблица 2**

Величина показателя Херста от длительности интервала ЭКГ

Длительность интервала ЭКГ в сек	Величина показателя Херста
1	0,322
5	0,092
10	0,073
15	0,058
30	0,089

Как видно из таблицы, величина показателя Херста и в случае с обработкой секундных интервалов находилась в зоне антиперсистентности. Причем в основном значения показателя Херста были даже ниже, чем для серии, (кроме односекундных интервалов) где исследовались участки записи ЭКГ-сигнала длительностью от одной до нескольких минут. Однако средние значения для обоих масштабов (минутного и секундного) были практически одинаковы: 0,125 для минутного масштаба и 0,127 при измерении секундных интервалов записи ЭКГ.

Таким образом, выполненное нами исследование показало, что использованная методика обработки временного ряда напряжения электрокардиографического сигнала в одном отведении, при различной длительности исследуемых участков записи, от одной секунды до 30 мин не выявила существенной разницы в величине показателя Херста. Его абсолютные значения свидетельствовали о том, что устойчивость тренда уровня напряжения на электродах находилась в зоне антиперсистентности (во всех случаях ниже 0,5). По мнению В. Ларина [6] антиперсистентность показателя Херста (т.е. в случае, когда его значения располагаются в диапазоне от 0 до 0,5) подразумевает отсутствие устойчивого среднего.

Как мы говорили выше, уровень напряжения на ЭКГ-электродах является суммарным отражением электрических характеристик мембран кардиомиоцитов и несет в себе интегральную информацию о функциональном состоянии процессов обмена различными ионами между внутренней и внешней стороной клеточной мембраны. При развитии ишемических явлений в сердечной мышце, прежде всего, страдают эти процессы. Их изменение находит отражение в форме ЭКГ-сигнала и в частности в амплитудном отклонении некоторых ее участков [7]. Однако и при ручной и при автоматической обработке ЭКГ наибольшую сложность при обнаружении этих амплитудных сдвигов представляет определение той изолинии по отношению к которой необходимо оценивать величину смещения того или иного участка кривой. Для преодоления этих трудностей предложено множество способов: соединение прямой линией окончания двух зубцов Р на рядом расположенных комплексах ЭКГ; по отношению к концу зубца Р того комплекса в котором проводится измерение смещения интересующего сегмента; в качестве изолинии принимается отрезок RQ оцениваемого ЭКГ-комплекса и ряд других. И если говорить о попытках оценки ишемических явлений такими способами при высокой тахикардии, вызванной физическими нагрузками, то многие исследователи вообще отказываются от такой оценки. Результаты нашего исследования показали, что фрактальная характеристика электрокардиографического сигнала обладает резко выраженным свойством антиперсистентности. То есть с точки зрения порталности кривая ЭКГ, вбирающая в себя совокупность процессов ионных потоков в кардиомиоцитах, не имеет тенденции к устойчивому среднему. Отсюда следует, что среди всей совокупности точек, характеризующих данный процесс (в

исследованных нами временных интервалах) невозможно найти устойчивую точку отсчета для объективной оценки амплитудных характеристик ЭКГ.

Наличие множества вариантов оценки уровня изолинии, по отношению к которой необходимо оценить величину смещения определенного участка ЭКГ-записи приводит к неоднозначной оценке клинической значимости наблюдаемых изменений при использовании различных подходов.

Полученные нами данные указывают, что у данной кривой (величины напряжения в структуре временного ряда электрокардиографического сигнала выраженной в милливольтах) отсутствует устойчивая средняя величина, по отношению к которой можно было бы говорить о сдвиге какого либо участка вверх или в низ относительно нее. В рассматриваемых нами участках ЭКГ-сигнала различной длительности, даже в самых коротких записях длительностью в одну секунду, попадало от одного до 3 комплексов ЭКГ, в зависимости от частоты сердечных сокращений. Но даже на таких коротких промежутках записи показатель Херста был существенно ниже 0,5. То есть даже на таких коротких участках записи, средняя величина напряжения электрокардиографического сигнала не может быть рассчитана как устойчивая средняя величина, по отношению к которой можно было бы объективно и точно измерять амплитуду зубцов и интервалов ЭКГ. В одном взятом для исследования интервале получить такую среднюю можно, но уже в следующем, даже близь лежащем интервале, необходимо рассчитывать новую среднюю величину и амплитудные характеристики электрокардиографического сигнала на этом участке записи измерять уже по отношению к иной, чем в первом случае средней (или преобразованной средней). Таким образом, не стационарность процесса амплитудных характеристик, выявленная нами, путем исследования фрактальных характеристик временного ряда электрокардиографического сигнала, свидетельствует о неприменимости приемов вариационной статистики (вычисление средней истинной или преобразованной) и указывает на необходимость поиска иных критериев оценки.

В настоящее время, наиболее корректным методом оценки характеристик электрокардиографического сигнала, с целью выявления признаков ишемии (кислородной недостаточности) миокарда, представляется метод спектрального частотного анализа напряжения на электродах ЭКГ, как истинного временного ряда. С точки зрения доказательной медицины, использование



классического метода оценки амплитудных отклонений от некоторой изоэлектрической линии (фактически преобразованной средней), которую, в математическом понимании, невозможно достоверно установить по причине нестационарного характера изучаемого процесса, не совсем оправдано. Поиск более объективных, математически доказательных методов оценки этих явлений (ишемии миокарда) остается одной из актуальных задач современного этапа медицинской науки о деятельности сердечно-сосудистой системы. Особое значение поиск этих новых критериев имеет при оценке состояния космонавтов при выполнении работ вне герметичных отсеков космических аппаратов, как в условиях орбитального полета, так и при работе на поверхности других планет. Однако, до внедрения этих методов в практику медицинского обеспечения космических полетов, они должны пройти серьезную клиническую апробацию, в том числе с использованием специальных баз данных электрофизиологической информации, созданных специально для отработки и апробации новых методов их обработки и оценки клинической значимости.

### Выводы

Обработка отрезков записи электрокардиографического сигнала, длительность которых соответствовала длительности периодов физической активности космонавтов при выполнении работ вне герметичных отсеков космического корабля, методом сингулярного анализа, выявила наличие в данном сигнале некоторых признаков фрактальности.

Полученные при этом анализе величины показателя Херста свидетельствуют о том, что амплитудная характеристика ЭКГ – сигнала имеет сильно выраженный антиперсистентный характер, т.е. в амплитудных характеристиках данного сигнала явно выражена тенденция к отсутствию устойчивого среднего значения. Последнее косвенно может свидетельствовать о том, что используемый в программах автоматической обработки электрокардиографического сиг-

нала метод амплитудной оценки ЭКГ, опирающийся на сравнение амплитуды сигнала с уровнем изоэлектрической линии (некоторой преобразованной средней) не отвечает необходимому, с точки зрения доказательной медицины, уровню точности и надежности.

Наиболее перспективным методом исследования электрокардиографического сигнала, как истинного временного ряда, представляется исследование возможности использования метода сингулярного спектрального анализа, который в отличие от методов вариационной статистики пригоден для анализа нестационарных процессов. Наиболее сложной задачей при этом является установление клинически значимых характеристик получаемых результатов в ходе такого анализа.

### Список литературы

1. Бокерия О.Л., Ахобеков А.А.. Ионные каналы и их роль в развитии нарушений ритма сердца. *Анналы аритмологии*, 2014; 11(3): с.177-184.
2. Короленко П.В., Маганова М.С., Меснянкин А.В. Новаційні методи аналізу стохастических процесов и структур в оптике. (Фрактальные и мультифрактальные методы, вейвлет-преобразования), Московский Государственный Университет имени М.В. Ломоносова, Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцына, Кафедра оптики и спектроскопии отделения ядерной физики физического факультета МГУ, Москва 2004 г. с.81.
3. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 30 апреля 2013 г. № 281 « Об утверждении научных платформ медицинской науки» (в редакции приказа Министерства здравоохранения Российской Федерации от «23» сентября 2015 г. № 674).
4. База данных РОХМиНЭ, <http://www.rohmine.org/baza-dannykh-rokhmine/>.
5. Бельков Д.В., Едемская Е.Н., Незамова Л.В., Едемская Т.А. Анализ потерь пакетов при передаче UDP-трафика/ Зб. матеріалів 2-ї всеукраїнської науково-технічної конференції «Інформаційні управляючі системи та комп'ютерний моніторинг» 11-13 квітня 2011р., Том 1. Донецьк, Дон НТУ, 2011. – с. 249-253.
6. Ларин В. R/S анализ в применении к западному и российскому фондовому рынку/ в кн. «Развитие фондового рынка в России» Материалы II Межвузовской конференции. М.: Издательский дом ГУ ВШЭ, 2005. 216 с. - ISBN 5-7598-0353-0
7. Жаринов О.И., Фуркало Р.К., Гетьман Т.В. Пробы с дозированной физической нагрузкой. В кн. «Руководство по кардиологии» под редакцией В.Н. Коваленко, Киев, Морион, 2008, с.261-276.