

**Республиканский научно-практический центр
“КАРДИОЛОГИЯ”**

**Инженерно-медицинское общество
“ИНТЕКАРД”**

Сделано в Республике Беларусь

Made in Belarus



**Оценка результатов кардиоваскулярных тестов
по данным variability сердечного ритма**

Руководство оператора

*Все права защищены
Минск, 2011*

@ торговая марка РНПЦ “Кардиология”, Беларусь
@ trademark IBM – International Business Machines Corp., USA
@ trademark Windows – Microsoft Corp., USA
@ trademark Borland C++Builder – Borland Software Corp., USA
@ trademark HP Laser Jet – Hewlett Packard Int., USA

Авторские права:

Инженерно-медицинское ООО “Интекард”:

220089, г. Минск, ул.Шатко, 43 тел./факс +(375) 017 256-05-23

E-mail: info@intecard.by

веб-сайт: www.intecard.by

АВТОРЫ РАЗРАБОТКИ:

- **А.В.Фролов**, лауреат Государственной премии, доктор биологических наук;
- **О.П.Мельникова**, старший научный сотрудник;
- **А.М.Гуль**, научный сотрудник;
- **В.Я.Радчук**, научный сотрудник

Примечание: В связи с постоянным совершенствованием программного обеспечения авторы оставляют за собой право на внесение изменений в алгоритмы и программные модули, не ухудшающих объявленные функциональные и технические характеристики, и не отраженных в данном документе.

Содержание основных изменений, не описанных в данном документе, заносится в текстовый файл README.TXT, который поставляется вместе с программой.

Несанкционированное копирование программного обеспечения и документации “Бриз-ХР” запрещено действующим законодательством Республики Беларусь и преследуется по закону!

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
МЕТОД ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ	6
Физиологические основы вариабельности сердечного ритма	6
Основные временные параметры вариабельности сердечного ритма	9
Спектральный анализ кардиоинтервалограммы.....	11
Корреляционный анализ кардиоинтервалограммы.....	12
Параметры ВСР при физиологической норме	13
Синдромальное заключение ВСР для клиники	15
Обобщенный критерий эффективности системы регуляции сердечного ритма для профилактики и скрининговых обследований.....	16
ВСР у больных с сердечно-сосудистой патологией	19
Литература.....	21
КАРДИОВАСКУЛЯРНЫЕ ТЕСТЫ ПОД КОНТРОЛЕМ ВСР	24
Активная ортостатическая проба (АОП).....	24
Пассивная ортостатическая проба (ПОП).....	25
Изометрическая проба (ИП)	25
Проба с форсированным дыханием.....	26
Проба Вальсальвы	26
Интерпретация кардиоваскулярных тестов	27
Литература.....	28
НЕЛИНЕЙНЫЙ АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА.....	29
Сердечный ритм как фрактальная структура	29
Хаосграмма сердечного ритма.....	31
Отношение нелинейных волн	35
Приблизительная энтропия как мера сложности регуляции сердечного ритма	35
Синдромальное заключение по данным нелинейного анализа.....	35
Клинические примеры нелинейного анализа ВСР	36
Литература.....	41
ПРИЛОЖЕНИЕ. Временные и спектральные параметры вариабельности сердечного ритма	43
ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА.....	44
Назначение программы	44

Описание работы с комплексом	45
Главное окно программы	45
Регистрация и редактирование информации о пациенте	47
Проведение нового обследования	49
Обследование пациента	51
Регистрация сигнала	52
Анализ обследования	54
Просмотр и редактирование компьютерного заключения	57
Просмотр расчетных показателей и дельт	58
Просмотр графиков для обследования	59
Печать результатов обследования	60
Блок нелинейного анализа variability сердечного ритма	61
Импорт данных из предыдущих версий программы	63
Экспорт данных в офисные приложения Windows	64
Настройка системы	64
Ошибка соединения с архивом	65
Непредвиденная ошибка приложения	65

ВВЕДЕНИЕ

На рубеже XX-XXI веков интенсивно разрабатываются новые математические методы цифрового анализа электрокардиограммы, которые существенно расширяют диагностические возможности этого “золотого” метода кардиологии. Особенно активно развиваются клинические приложения метода вариабельности сердечного ритма (ВСР). Что не удивительно, ведь сердечный ритм – это самый чувствительный индикатор всех процессов жизнедеятельности. Динамика взаимоотношений вегетативной и центральной регуляции сердечного ритма отражает активность и резервы механизмов саморегуляции организма, и эффективность саморегуляции привлекательно использовать в качестве объективного маркера эффективности проводимого лечения. Широта проводимых исследований в данном направлении привела к необходимости стандартизации способов проведения нагрузочных тестов, методик измерений и интерпретации показателей ВСР. В 1996 г. был принят международный стандарт рабочей группы M.Malik (1996), а затем российский стандарт, разработанный группой под руководством профессора Р.М.Баевского (2002). В свою очередь, это привело к необходимости унификации оборудования и программного обеспечения.

В РНПЦ “Кардиология” ранее была выполнена разработка программно-технической системы “Бриз-М”, соответствующей вышеуказанным стандартам. С 2003 г. программа “Бриз-М” начала интенсивно внедряться в практическое здравоохранение Беларуси. Метод ВСР убедительно зарекомендовал себя в кардиохирургии как маркер восстановления больного после операции аортокоронарного шунтирования (И.М.Шугай с соавт., 2004, 2005). Была получена важная клиническая информация об особенностях вегетативного обеспечения у больных стенокардией напряжения и инфарктом миокарда при физических нагрузках (О.В.Котова с соавт., 2003). Выполнен большой цикл исследований вегетативной регуляции у больных с инфарктом головного мозга (И.А. Гончар с соавт., 2009-2010 г.г.). Впервые в СНГ изучена динамика восстановления вегетативной регуляции у больных после трансплантации сердца (Ю.П.Островский, А.В.Фролов, Л.М.Гуль, 2011). Программа “Бриз-М” также хорошо зарекомендовала себя в спортивной медицине в качестве эффективного инструментального контроля функционального состояния спортсменов при подготовке к ответственным состязаниям (Л.Н.Цехмистро, 2002-2009). Издана монография А.В.Фролова “Контроль механизмов адаптации сердечной деятельности в клинике и спорте” (2011).

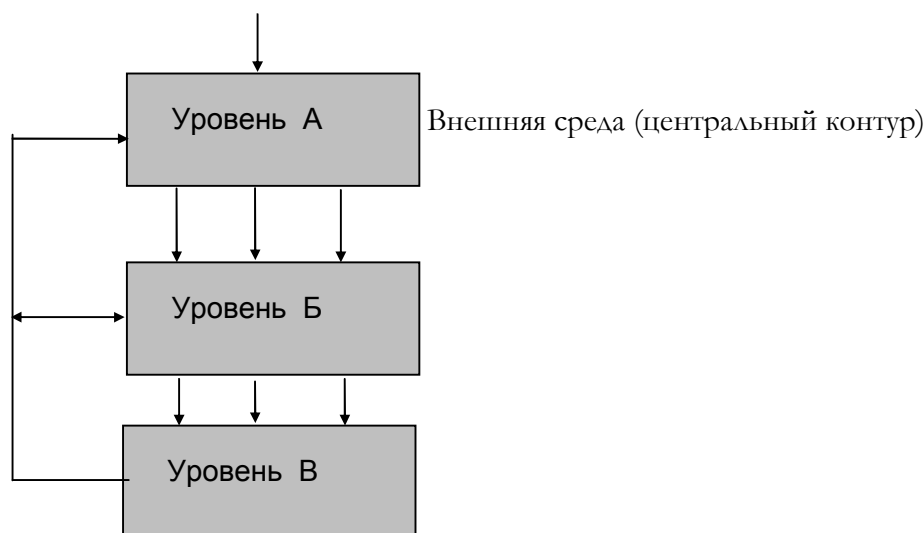
Исследование ВСР помогает ответить на важнейший клинический вопрос: помогает ли избранный метод лечения нормализации вегетативной нервной регуляции? Насколько эффективно используются резервы саморегуляции организма в борьбе с болезнью?

В настоящем документе описывается новая версия программы 2011 года, получившая название **«Бриз-ХР»**. Эта программа ориентирована на применение ВСР при исследовании пациентов в покое, в качестве метода контроля при выполнении кардиоваскулярных тестов. Программа дополнена новыми методами нелинейного анализа сердечного ритма.

МЕТОД ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ

Физиологические основы variability сердечного ритма

Биологическое регулирование сердечного ритма (СР) является прекрасным образцом системы регулирования с широкими адаптационными ресурсами по отношению к изменениям внешней и внутренней среды. Адаптационные качества основаны на принципах многоконтурности (иерархичности) и автономности. Иерархичность заключена в том, что каждая высшая подсистема регуляции активизируется только в тех случаях, когда низшая подсистема выходит за пределы границ нормального функционирования. То есть в нормальных режимах функционирования доминирует децентрализация. И только при экстремальных ситуациях “централизация” достигает своего высшего уровня. К таким случаям можно отнести критические ситуации у тяжелых больных либо выполнение ответственных мероприятий, связанных с риском для жизни. Например, частота пульса и напряженность ритма у космонавта А.Леонова при выходе в открытый космос достигала 220 ударов в период пребывания в открытом космосе, а у командира корабля П.Беляева максимум сердцебиения зафиксирован в начале выхода А.Леонова и при его возвращении на станцию (И.Т.Акулиничев, 1966). Аналогичные индивидуальные реакции напряженности ритма были получены у американских астронавтов. В нормальных условиях функционирования организма доминирует принцип “автономности”. Условная схема иерархического управления СР показана на Рис.1.



- А - перестройка системы управления СР под влиянием внешней среды,
 Б - согласование сердечной деятельности с другими системами (гомеостаз),
 В - внутрисистемный уровень с вазомоторными центрами автономной регуляции

Рисунок 1 - Иерархический принцип регуляции сердечного ритма

Известны несколько каналов влияния на СР, каждый из которых может быть охарактеризован частотой собственных колебаний. Условно их можно разделить на медленные, сверхмедленные волны и суточные ритмы. Результирующий процесс представляет суперпозицию одновременного действия всех периодических источников колебаний (Рис.2).

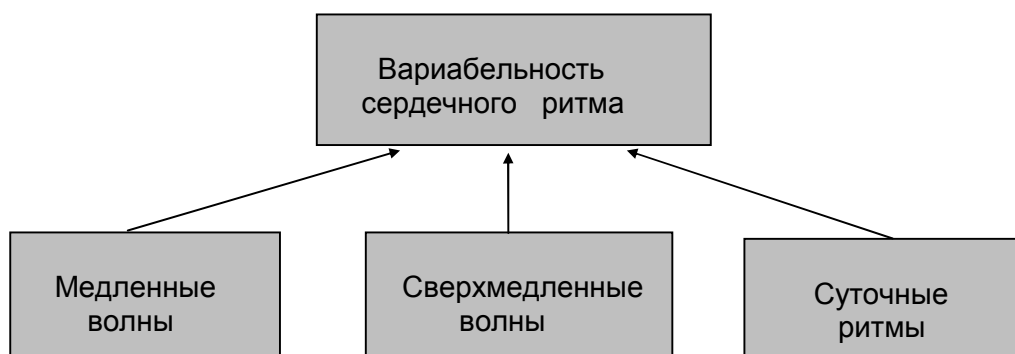


Рисунок 2 - Формирование variability сердечного ритма

Источником медленных волн является дыхание. Согласно Н.Herring (1927) механическое раздражение нервных окончаний легкого воздействует на тонус блуждающего нерва. При вдохе на высоте механического раздражения происходит рефлекторное снижение тонуса блуждающего нерва и учащение СР. При выдохе тонус блуждающего нерва усиливается и СР замедляется. По мнению некоторых исследователей, дыхательные волны являются результатом наложения переходных процессов вдоха и выдоха.

Между дыханием и сердечной деятельностью существует синхронизация (К.Bucher, 1974). А.Д.Воскресенский и М.Д.Вентцель (1974) обнаружили интересное явление “резонансного” регулирования СР в зависимости от частоты дыхания. Так, при частоте дыхания 5-6 в минуту наступает укорочение периода сверхмедленных волн, если в исходном состоянии их частота была ниже “резонансной”.

Продолжительность RR-интервала зависит от порогового потенциала и крутизны деполяризации клетки - водителя ритма. А эти значения, в свою очередь, зависят от проницаемости клеточных мембран и соотношения ионных концентраций K и Na . Положение водителя ритма в синусовом узле периодически меняется и определяется фазой дыхания. В верхней части синусового узла клетки более возбудимы, и частота ритма выше, а в нижней, наоборот, частота ритма замедляется. Данный контур регулирования является автономным и обеспечивает оперативную подстройку каждого кардиоцикла под дыхательные колебания симпатического и блуждающего нерва.

В регуляции СР активно участвуют баро- и хеморецепторы. Барорецепторы находятся в стенках крупных внутригрудных и шейных артерий и обеспечивают барорефлексные реакции. Хеморецепторы находятся в аортальных и синокаротидных зонах и отвечают за рефлекторные реакции циркуляторных и дыхательных центров продолговатого мозга. Повышение АД возбуждает вагусный центр, замедляющий ритм сердца, при этом одновременно угнетаются симпатический и сосудосуживающий центры. В итоге происходит расширение сосудов и урежение СР. Снижение АД приводит к выработке импульсов, угнетающих вагусный центр и возбуждающих симпатический и сосудосуживающий центры, что приводит к тахикардии и сужению сосудов. К хеморецепторным механизмам воздействия на СР можно отнести гуморальные изменения крови и геморецепторный рефлекс. Повышение парциального давления углекислого газа и понижение парциального давления кислорода, а также ацидоз вызывают активацию хеморецепторов в дуге аорты и каротидном синусе. Ответом на раздражение является учащение ритма. Наоборот, при понижении парциального давления углекислого газа и повышении давления кислорода ритм будет замедляться.

Симпатоадреналовая система оказывает влияние на сердце посредством катехоламинов (адреналин, норадреналин), выделяющихся в кровь из мозгового слоя надпочечников. Норадреналин воздействует на кардиоциты, повышая при этом концентрацию ионов кальция. В результате мембранный потенциал раньше достигает своего порогового уровня, при этом повышается автоматизм всех отделов проводящей системы, частота ритма растет.

Парасимпатическая иннервация осуществляется блуждающим нервом. Ядра блуждающего нерва расположены в продолговатом мозгу. Правый блуждающий нерв иннервирует в основном правое предсердие и особенно синусовый узел. К АВ-узлу подходят волокна от левого блуждающего нерва. При раздражении правого нерва наблюдается отрицательный хронотропный эффект - снижение ЧСС, при раздражении левого - отрицательный дромотропный эффект, т.е. замедление проведения нервного возбуждения в АВ-узле. Медиатором парасимпатической иннервации является ацетилхолин. Влияние блуждающего нерва обладает пороговым свойством. При сильном раздражении возникает тормозной эффект, при слабом - "парадоксальный эффект", а именно, увеличение ЧСС.

Парасимпатическая и симпатическая нервная регуляция находятся в постоянном взаимодействии. Существует вегетативный гомеостаз, работающий по принципу динамического взаимодействия и согласованно регулирующий работу сердца в процессе достижения приспособительного эффекта. При их рассогласовании принято говорить о внутрисистемной дезинтеграции. Симпатическая регуляция вносит организующее, мобилизирующее влияние. Это главный пусковой механизм большинства реакций, связанных с обменом веществ в тканях и органах (Л.А.Орбели). Парасимпатическая регуляция имеет дезорганизующее в смысле торможения центральных воздействий влияние.

Сверхмедленные волны с периодом от 15 с до нескольких десятков минут недыхательного генеза представляют наложение нескольких типов колебаний. К ним относятся:

- 1) волны Траубе-Геринга, вызванные медленными колебаниями АД,
- 2) волны активности симпатической системы,
- 3) резкие изменения положения тела,
- 4) быстрые переходы от состояния покоя к физической нагрузке.

Maier, цитируемый в обзоре Н.Коерчен (1984), утверждает, что существуют собственные инфранизкочастотные колебания в сосудодвигательном центре. Медленные волны сердечного ритма имеют рефлекторное происхождение. Механизм их действия обеспечивается барорецепторами в артериальном русле (В.М.Хаяутин, 1964). Медленные волны СР демпфируют колебания кровотока, возникающие вследствие колебаний АД.

Установлено, что быстрые приспособительные реакции реализуются через каналы нервной регуляции, а медленные - через гуморальные каналы. Гуморальные воздействия носят, как правило, стабилизирующий характер. По данным А.Н.Флейшмана они диагностируют энергодефицитные состояния организма (2009).

Колебательные процессы с периодом больше 15 с в основном характеризуют активность центрального контура управления. Центральная регуляция сердечно-сосудистой системы осуществляется по четырем уровням: ствол мозга, через гипоталамус, кору головного и спинного мозга. Центральная нервная регуляция занимает верхний иерархический уровень по отношению к другим контурам, активизирует как моторные, так и вегетативные центры. Суточные, циркадные

колебания характеризуют деятельность центральной нервной системы. В спокойном состоянии организма они работают только в режиме контроля, который характеризуется большим числом степеней свободы низших подсистем (Р.М.Баевский и Е.С.Геллер, 1976). Этим объясняется относительно большой вариационный размах ритма и небольшой индекс напряженности. При экстремальных ситуациях число степеней свободы резко уменьшается за счет перехода к централизованному управлению. Однако длительные перенапряжения регуляторных систем организма опасны тем, что приводят к десинхронизации и рассогласованию нагруженных функциональных взаимосвязей (В.В.Парин, 1967).

Таким образом, ритм сердца отражает интегральную реакцию организма на непрерывные изменения внешней и внутренней среды. Метод ВСР позволяет выделить влияние каждого из контуров регулирования ритма: рефлекторного, гуморального, вегетативного и центрального.

Парасимпатическая регуляция считается быстрым, “тактическим” контуром реагирования на изменения внешней среды. Симпатический контур регуляции является более инерционным, он решает “стратегические” задачи адаптации организма.

Следовательно, ВСР как метод, позволяющий дифференцировать влияние отдельных механизмов или групп механизмов управления ритмом, чрезвычайно информативен и представляет прогресс в направлении развития диагностики нарушений СР. Сочетание простой, неинвазивной технологии съёма информации с полной автоматизацией расчетов и возможностью физиологической интерпретации данных является основой для широкого клинического применения технологии ВСР в лечебно-диагностическом процессе.

Основные временные параметры variability сердечного ритма

В основе метода ВСР лежит количественный анализ RR -интервалов, измеряемых по ЭКГ за определенный промежуток времени. На рис.3 представлена схема формирования кардиоинтервалограммы по данным измерения RR -интервалов.

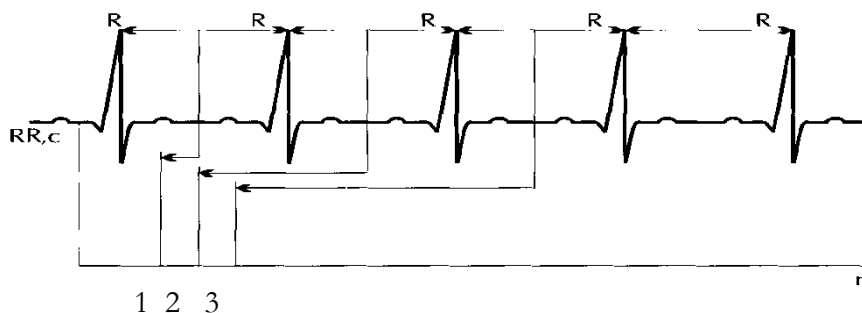


Рисунок 3 - Формирование кардиоинтервалограммы из электрокардиограммы. По оси ординат - значения RR в мс, по оси абсцисс – порядковый номер сокращения

Последовательность RR используется для оценки временных и спектральных параметров ВСР. На достоверность оценки статистических характеристик СР существенно влияют условия исследования. При этом можно нормировать либо количество кардиоциклов, либо продолжительность записи. После широкого обсуждения мнений Рабочая комиссия *European Society of Cardiology* и *North American Society of Pacing and Electrophysiology* под руководством М.Малик (1996) предложила стандартизировать время съёма ЭКГ, необходимое для корректной оценки параметров ВСР. Для оценки временных характеристик принято использовать как короткие 5-минутные записи ЭКГ, так и длинные - 24 часа. Для оценки частотных характеристик желательно

использовать короткую 5-минутную запись. Длинная 24-часовая запись в основном используется при оценке временных параметров ВСР. Заметим, что данные параметры можно определить и по более коротким отрезкам, однако с меньшим уровнем достоверности. Принято считать короткие временные отрезки стационарными, что означает постоянство их статистических характеристик и удовлетворяет условиям корректности оценки спектра. В течение суток условие стационарности нарушается, так как часто изменяются внешние условия, вследствие чего параметры ВСР становятся зависимыми от времени и частотные оценки следует воспринимать с определенной долей условности.

Как правило, из исходного ряда RR -интервалов необходимо отфильтровать экстрасистолы и зашумленные участки, которые искажают оценки частотных и временных параметров. Взамен пропущенных отсчетов необходимо подставлять интерполированные значения соседних RR -интервалов или находить их по правилам наибольшей вероятности. В наших программах экстрасистолы, артефакты отбраковываются и заменяются синусовым ритмом по правилу медианной фильтрации. Такой модернизированный ряд принято обозначать NN -интервалами. Однако для простоты будем пользоваться термином RR .

Гистограмма RR -интервалов позволяет оценить ряд классических параметров плотности распределения:

- математическое ожидание (мс):

$$RRm = \sum_{i=1}^N RRi / (N - 1), \quad (1)$$

- среднее квадратичное отклонение (мс):

$$SD = \sqrt{\sum_{i=1}^N (RRi - RRi-1)^2 / (N - 1)}; \quad (2)$$

- мода MRR (мс) - значение RR , соответствующее самому высокому столбцу гистограммы;

- амплитуда моды $AMRR(\%)$ - доля RR -интервалов, попавших в самый высокий столбец гистограммы;

- RR_{50} - количество пар последовательных RR -интервалов, различающихся более чем на 50 мс за весь период записи;

- $pRR_{50}(\%)$ - процент RR_{50} от общего количества RR ;

- $RMSSD$ (мс) - квадратный корень суммы квадратов разностей последовательных пар RR -интервалов:

$$RMSSD = \sqrt{\sum_{i=1}^N (RRi - RRi-1)^2 / (N - 1)}; \quad (3)$$

- триангулярный индекс TI :

$$TI = NN / \max(D), \quad \text{где} \quad (4)$$

NN - общее количество RR -интервалов синусного происхождения,
 $\max(D)$ - максимум распределения RR -интервалов.

Кроме того, иногда используются

As - асимметрия, Ex - эксцесс и $MxDMn = RR \max - RR \min$ - вариационный размах.

Среднее квадратичное отклонение SD математически равно общей мощности спектра и отражает все циклические компоненты, формирующие вариабельность ритма. Среднеквадратичное значение $RMSD$ и pRR_{50} оценивают вклад высокочастотных компонент в формирование вариабельности.

Спектральный анализ кардиоинтервалограммы

Спектральный анализ как частотный метод значительно увеличивает объём информации об изучаемых процессах и явлениях различной природы, так как временные и частотные свойства взаимосвязаны. Однако, если одни характеристики ярко отражаются во временной плоскости, то другие проявляют себя при частотном анализе. При частотном анализе кардиоинтервалограммы измеряются мощности различных гармонических составляющих, которые совместно формируют вариабельность сердечного ритма. Возможный диапазон интервалов RR можно интерпретировать как ширину полосы частот пропускания канала регуляции СР. По соотношению мощностей различных спектральных компонент можно говорить о доминировании того или иного физиологического механизма регуляции сердечного ритма. Спектр ритмограммы сосредоточен в узкой инфранизкочастотной области от 0 до 0,4 Гц, что соответствует периоду колебаний от 2,5 с до бесконечности. Практически же максимальный период ограничивается временем, равным 1/3 периода записи интервалограммы. Таким образом, при 5-минутной записи ЭКГ можно обнаружить волновые колебания с периодами до 99 с, а при холтер-мониторировании - циркадные колебания с периодами до 8 часов. Единственное ограничение, накладываемое на наблюдаемый процесс, состоит в требовании стационарности, то есть независимости статистических характеристик от времени. В медицине это трактуется как "steady-state" состояние. Другое важное свойство спектрограмм состоит в том, что они подвергаются количественному анализу.

Спектральный анализ кардиоинтервалограммы является тонким методом диагностики. По данным анализа устанавливаются все компоненты спектра, их взаимоотношения, а также относительный вклад каждой частотной компоненты ВСР. Частотные характеристики волн СР обусловлены различиями в скорости прохождения импульсов по вагусным и симпатическим волокнам, а также особенностями колебаний концентраций активных гуморальных сред, влияющих на потенциал действия в синусовом узле.

Спектр строится методом быстрого преобразования Фурье (БПФ). Реже применяются параметрические методы, основанные на авторегрессионных моделях. В спектре СР выделяются четыре информативных частотных диапазона:

- HF - высокочастотный (0,15 - 0,4 Гц);
- LF - низкочастотный (0,04 - 0,15 Гц);
- VLF - очень низкочастотный (0,003 - 0,04 Гц);
- ULF - ультранизкочастотный (< 0,003 Гц).

Основная размерность спектральных компонент выражается в $\text{мс}^2/\text{Гц}$. Иногда они выражаются в относительных единицах как отношение мощности отдельной спектральной компоненты к общей мощности спектра за вычетом ультранизкочастотной составляющей.

Для 5-минутных записей ЭКГ оценка и интерпретация *ULF*-компоненты некорректна из-за нарушения требуемого соотношения между длительностью записи и нижней частотой спектра. Поэтому использование данной компоненты оправдано лишь при 24 часовых записях ЭКГ.

HF-компонента признана как маркер активности парасимпатической системы. Более противоречивой является интерпретация *LF-компоненты*. Часто она трактуется как маркер симпатической активности. Однако, в последнее время эта компонента рассматривается в качестве показателя вазомоторной активности. В роли диагностического критерия симпатовагусного баланса следует использовать отношение *LF / HF*.

VLf-компонента является чувствительным индикатором состояния метаболических процессов и хорошо отражает энергодефицитные состояния (А.Н.Флейшман, 1999, 2009).

HF и *LF*-компоненты изменяются в различных внешних воздействиях. Например, у здоровых лиц *LF*, выраженная в относительных единицах, увеличивается при наклонах на 90° , вставании, при психоэмоциональных нагрузках и умеренной физической активности. Следовательно, частотные характеристики ВСР можно использовать при оценке адекватности реакций организма на изменения параметров внешней среды.

Корреляционный анализ кардиоинтервалограммы

Так как комплексный частотно-временной анализ усиливает глубину исследования, оправдан интерес к автокорреляционной функции (АКФ) кардиоинтервалограммы. Какие физиологические явления могут быть оценены с помощью АКФ? Следует помнить, что АКФ “усиливает” периодические и “ослабляет” случайные колебания. Исходная кардиоинтервалограмма, зашумленная нарушениями ритма и артефактами, часто не позволяет обнаружить и анализировать скрытые в шумах волновые процессы. Именно при таких ситуациях полезна АКФ, построенная с максимальным сдвигом до $1/3$ длительности исходного ряда ритмограммы. АКФ отражает явление суперпозиции нескольких волновых процессов: дыхательной аритмии, медленных волн 1-го и 2-го порядков. Данная классификация построена на словесном описании типа АКФ (С.К.Сарсания, 1966).

Существует 4 основных типа АКФ:

- комбинация дыхательных (ДВ) и медленных волн (МВ),
- медленные волны,
- незатухающие дыхательные волны,
- линейно затухающие АКФ.

Наиболее частый тип - затухающая АКФ с суперпозицией дыхательной и медленной волн. При преобладании ДВ доминирует частота, соответствующая дыханию, и, наоборот, при преобладании МВ доминируют более медленные волны с периодом 10-15с (волны Траубе-Геринга, вазомоторная и симпатическая активность).

При редком дыхании (период 7-10 с) на АКФ появляются волновые незатухающие колебания, считающиеся “резонансом” между сердечной и дыхательной деятельностью. На АКФ заметны только дыхательные волны, так как частота дыхания приближается к частоте медленных волн 1-го порядка, что и является причиной явления резонанса. Такие типы АКФ характерны для хорошо тренированных спортсменов.

Экспоненциально затухающая АКФ характерна для переходных процессов либо для преобладания медленных волн с периодом, большим, чем $1/3$ длительности исходного ряда RR-интервалов. По данным исследований С.К.Сарсания (1971) можно сделать вывод об устойчивости вида АКФ, что говорит об индивидуальной устойчивости типа регуляции сердечного ритма.

Таким образом, АКФ сердечного ритма способна наглядно отражать волновые структуры, формирующие вариабельность. Свойство “усиления” периодических компонент позволяет по виду АКФ определить, какой тип регуляции доминирует у данного субъекта, измерить частоту доминирующего колебания. Если АКФ не убывает, это значит, что существует “резонанс” между сердечными и дыхательными процессами. Если она линейно убывает до нуля, это свидетельствует о переходном процессе либо доминировании сверхмедленных волн, выявление которых в данном случае не состоялось из-за недостаточного периода наблюдения.

Оперирование количественными оценками АКФ нецелесообразно. По типу АКФ можно судить о степени согласованности взаимодействия различных физиологических контуров регуляции СР.

Параметры ВСР при физиологической норме

Метод ВСР позволяет установить взаимосвязь между сердечно-сосудистой патологией и состоянием вегетативной нервной системы. Подтверждение связи между предрасположенностью к летальным аритмиям и признаками повышенной симпатической или пониженной вагусной активности послужили мощным стимулом развития метода ВСР. Знаменательным событием явилась упомянутая выше публикация Рабочей группы *European Society of Cardiology и North American Society of Pacing and Electrophysiology* (M.Malik, 1996). У больных можно обнаружить ряд новых чувствительных диагностических временных и спектральных критериев ВСР.

Следует учитывать, что параметры ВСР находятся под постоянным контролем центральной и вегетативной нервной системы, поэтому весьма лабильны. При записи ЭКГ необходимо насколько возможно обеспечить условия полного покоя для обследуемого. В клинических условиях это не всегда достижимо, но к этому следует стремиться.

Параметры ВСП у здоровых лиц

В международном стандарте даны диапазоны физиологической нормы ВСП. Для сравнения в Таблице 1 приведены параметры ВСП у здоровых лиц, отраженные в международном стандарте и результаты, полученные в РНПЦ “Кардиология”. Существенных различий с международным стандартом не выявлено.

Таблица 1. Физиологические нормы параметров ВСП по данным 5-минутной электрокардиографии, лежа в условиях покоя

Параметры ВСП	Международный стандарт, 1996	Собственные данные, 2005	Котова О.В. и др., 2004
MxdMn , мс		259 ± 25	273 ± 21
SDNN , мс	60: (40, 80)	69,6 ± 6,8	43,7 ± 4,1
RMSSD , мс	35: (20, 50)	52,2 ± 4,2	48,8 ± 4,1
AMo		38,2 ± 5,6	12,1 ± 1,3
Si , усл.ед.	115: (80, 150)	116 ± 26	130 ± 3
HF , %	27,5: (20, 35)	40,4 ± 2,2	34,8 ± 2,6
LF , %	27,5: (15, 40)	42,4 ± 1,7	29,7 ± 1,8
VLF , %	22,5: (15, 30)	16,7 ± 2,1	35,2 ± 2,6
LF/HF	1,0	1,1 ± 0,1	0,9 ± 0,2

- Данные международного стандарта представлены как медиана, нижний и верхний квартили

Среди временных параметров наибольшей воспроизводимостью (стабильностью) обладает среднее квадратичное отклонение *SDNN*. Спектральные параметры менее воспроизводимы. Однако, отношение симпатовагусного баланса *LF/HF* более стабильно и изменяется у здоровых людей в покое от 0,7 до 1,7. По нашему опыту с учетом напряженности у здоровых лиц *LF/HF* может достигать 2,0, но при релаксации возвращается в норму.

Временные нормы для 5 минутных записей приведены также в работе Т.Ф.Мироновой, В.А.Миронова (1998). Для здоровых мужчин возраста $30,9 \pm 4,9$ лет *SDNN* составляет 52 ± 6 мс. Польская рабочая группа стимуляции сердца, клинической электрофизиологии и неинвазивной кардиологии приводит нормы параметров ВСП для 5-минутных записей ЭКГ, полученные в группе 241 здоровых мужчин возраста 35-65 лет, которые были включены в популяционные исследования Monica II и III (1998). Возрастные нормы приведены в таблице 2, а частотные - в таблице 3.

Таблица 2. Возрастные нормы вариабельности СР по данным 5-минутных записей

Основные показатели, параметры	Средние значения $\pm \sigma$ параметров ВСП для стационарных 5-минутных записей ЭКГ (по данным программ Monica II и III)			
Возрастная группа	35 -39	40 – 49	50 – 59	60 - 65
Количество обследований	45	109	59	28
Среднее RR , мс	957 ± 141	941 ± 140	972 ± 156	953 ± 162
SDNN , мс	57 ± 20	52 ± 22	46 ± 18	45 ± 24
LF , мс ² /Гц	6,76 ± 0,87	6,53 ± 1,02	6,16 ± 0,86	5,88 ± 1,09
HF , мс ² /Гц	5,98 ± 0,90	5,89 ± 1,04	5,44 ± 1,01	5,03 ± 1,38
LF / HF	1,14 ± 0,15	1,12 ± 0,15	1,15 ± 0,17	1,21 ± 0,19

Таблица 3. Частотные нормы variability CP по данным 5-минутных записей

Частотные параметры ВСР	Средние значения $\pm \sigma$
Общая мощность, $\text{мс}^2/\text{Гц}$	3966 ± 1018
LF, $\text{мс}^2/\text{Гц}$	1170 ± 415
HF, $\text{мс}^2/\text{Гц}$	975 ± 203
LF, %	54 ± 4
HF, %	29 ± 3
LF / HF	$1,2 \pm 0,5$

Используются дополнительные спектральные показатели ВСР:

- индекс централизации: $IC = (VLF + LF) / HF$, (5)

который характеризует степень вовлечения центральной нервной системы в регуляцию CP;

- активность подкорковых нервных центров (subcortical nervous centre activity):
 $SNCA = LF / VLF$. (6)

Эти показатели легко вычисляются, не имеют размерности и без проблем встраиваются в программное обеспечение.

Синдромальное заключение ВСР для клиники

Обобщенное синдромальное заключение строится по сочетанию наиболее информативных параметров ВСР: среднее квадратичное отклонение $SDNN$, отношение симпатовагусного баланса LF/HF и мощность очень низкой частоты VLF . Дается оценка мощности variability, симпатовагусного баланса и состояния нейрогуморальной регуляции по правилам, отраженным в Таблицах 4 и 5.

Таблица 4. Оценка общего уровня variability сердечного ритма

Параметр ВСР	Условия	Формулировка синдромного заключения
SDNN, мс	< 15	Высокая депрессия
	15 – 21	Умеренная депрессия
	22 – 52	Норма
	53 - 59	Вариability повышена
	> 59	Вариability резко повышена

Таблица 5. Оценка симпатовагусного баланса и нейрогуморальной регуляции сердечного ритма

Параметр ВСР	Условия	Формулировка синдромного заключения
LF/HF	$< 0,7$	Повышена парасимпатическая активность
	0,7 – 1,7	Симпатовагусный баланс в норме
	$> 1,7$	Повышена симпатическая активность
VLF, $\text{мс}^2 / \text{Гц}$	> 60	Эрготропные процессы в норме
	< 60	Энергодефицитное состояние

Пример синдромального заключения по данным ВСР: *умеренная депрессия сердечного ритма, повышена симпатическая активность, эрготропные процессы в норме.*

Синдромальное заключение ориентировано на клинику.

Обобщенный критерий эффективности системы регуляции сердечного ритма для профилактики и скрининговых обследований

Для скрининговых и профилактических исследований Р.М.Баевским синтезирован обобщенный критерий, включающий ряд разнородных показателей вариабельности сердечного ритма. Для этого диапазон значений параметров разбивается на ряд поддиапазонов от нормы до патологии по 5-бальной шкале. Норме соответствует балл “0”, умеренному повышению (снижению) параметра - “1”, значительному повышению (снижению) - “2”. Причем, наихудшей ситуации присваивается ранг “+2”. После этого производится суммирование ранговых коэффициентов. При синтезе интегрального показателя используется набор разнородных показателей, который отражает различные физиологические механизмы управления сердечным ритмом.

1) Частота ритма

Таблица 6

Частота пульса, уд/мин	Синдромное заключение	Балл
> 90	Выраженная тахикардия	+2
80 – 90	Умеренная тахикардия	+1
60 – 79	Нормосистолия	0
51 – 59	Умеренная брадикардия	- 1
< 50	Выраженная брадикардия	- 2

2) Функция автоматизма

Таблица 7

Размах $MxDMn$, мс	Кэф.вариации $C_v = SKO/CP$, %	Количество экстрасистол	Синдромное заключение	Балл
< 60	< 2	0	Стабильный ритм	+2
60 - 150	2 - 4	0	Умеренная стабильность ритма	+1
150 – 300	не учитывается	0	Нарушений ритма не выявлено	0
300 – 500	не учитывается	< 4	Умеренная аритмия	- 1
> 500	не учитывается	> 4	Выраженная аритмия	- 2

Анализируются три параметра: количество экстрасистол за время записи и коэффициент вариации C_v , характеризующий отношение среднеквадратичного отклонения к среднему значению RR и выражаемый в процентах, а также размах распределения как разность между максимальным и минимальным значением RR .

При обнаружении экстрасистол размах и коэффициент вариации не учитываются.

3) Оценка вегетативного гомеостаза

В формировании вегетативного гомеостаза участвуют два параметра:

AMo - амплитуда моды RR -распределения в %, т.е. доля RR -интервалов, попавших в самый высокий столбец гистограммы;

$MxDMn = RR \max - RR \min$, мс - размах распределения.

Для неразрывного разделения пространства параметров формируем их отношение в следующем виде:

$$K = \frac{AMo}{(RR \max - RR \min)2} \times 10^3, (\%/мс^2) \quad (7)$$

Таблица 8

Значение K	Синдромное заключение	Балл
$> 22,2$	Резкое преобладание симпатической регуляции	+ 2
$2,22 \leq K \leq 22,2$	Умеренное преобладание симпатической регуляции	+ 1
$0,33 \leq K < 2,22$	Баланс симпатической и парасимпатической регуляции	0
$0,08 \leq K < 0,33$	Умеренное преобладание парасимпатической регуляции	- 1
$< 0,08$	Резкое преобладание парасимпатической регуляции	- 2

Из выражения (5) следует, что состояниям, при которых сужается гистограмма ритма, характерно усиление активности симпатической регуляции. Резкому преобладанию симпатической активности соответствует $AMo > 80\%$ и $\Delta RR < 60$ мс. Напротив, резкое преобладание парасимпатической регуляции признается при $AMo < 20\%$ и $\Delta RR > 500$ мс. Другие значения фиксируют промежуточные ситуации.

4) Оценка активности вазомоторного (сосудистого) подкоркового центра

Активность вазомоторного подкоркового центра может быть выражена через спектр СР, а именно, относительным значением низкочастотной компоненты LF (0,05-0,15 Гц), выраженной в процентах. Активность вазомоторного центра прямо пропорциональна значению LF .

Активность вазомоторного центра проявляется с периодичностью 6,6 - 20,0 с, это так называемые волны Траубе-Геринга.

Таблица 9

Значение $LF_{В}$ %	Синдромное заключение	Балл
> 55	Резкое усиление активности вазомоторного центра	+ 2
$40 \leq LF \leq 55$	Умеренное усиление активности вазомоторного центра	+ 1
$20 \leq LF < 40$	Нормальная активность вазомоторного центра	0
$10 \leq LF < 20$	Умеренное ослабление активности вазомоторного центра	- 1
< 10	Резкое ослабление активности вазомоторного центра	- 2

5) *Оценка активности симпатического подкоркового центра*

Активность симпатического подкоркового центра характеризуется относительной амплитудой очень низкочастотной компонентой спектра VLF , занимающей диапазон от 0,015 до 0,05 Гц. Это соответствует инфранизкочастотным колебаниям с периодом от 20 до 60 с. Для справедливости отметим, что доказательств физиологической связи между данной спектральной компонентой и работой симпатического подкоркового центра крайне мало.

Таблица 10

Значение $VLF_{В}$ %	Синдромное заключение	Балл
> 60	Резкое усиление активности симпатического подкоркового центра	+ 2
$45 \leq VLF \leq 60$	Умеренное усиление активности симпатического подкоркового центра	+ 1
$25 \leq VLF < 45$	Нормальная активность симпатического подкоркового центра	0
$16 \leq VLF < 25$	Умеренное ослабление активности симпатического подкоркового центра	- 1
< 16	Резкое ослабление активности симпатического подкоркового центра	- 2

6) *Формирование итогового заключения о состоянии системы регуляции сердечного ритма*

Итоговое заключение состоит из синдромной оценки ВСР и интегрированной характеристики качества регуляции сердечного ритма. Синдромная оценка ВСР одновременно служит

прогностической функцией риска R^+ , выражаемой количеством символов «*» по формуле (8). Максимальному риску соответствует высокая депрессия ВСР.

$$R^+ = \begin{cases} ***** & \text{если } D_1 = + 2, \\ *** & \text{если } D_1 = - 2 \text{ или } + 1, \\ ** & \text{если } D_1 = - 1, \end{cases} \quad (8)$$

где D_1 – балл, присвоенный по правилам таблицы 10.

Интегрированная характеристика качества регулирования ритма находится как сумма S модулей оценок, полученных по баллам таблиц 6-10,

$$S = \sum_{i=2}^5 [Di], \quad (9)$$

где Di – оценка в баллах по пункту i .

Таблица 11. Интегральное заключение о состоянии регуляции сердечного ритма

Сумма баллов S	Интегральное заключение
0	Оптимальный уровень регуляции СР
1	Регуляция сердечного ритма в норме
2	Умеренное функциональное напряжение СР
3	Выраженное функциональное напряжение СР
4	Резко выраженное функциональное напряжение СР
5	Перенапряжение регуляторных механизмов
6	Резко выраженное перенапряжение регуляторных механизмов
7	Истощение регуляторных систем
8	Резко выраженное истощение регуляторных систем
9-10	Срыв механизмов регуляции сердечного ритма

ВСР у больных с сердечно-сосудистой патологией

По данным Г.В.Рябыкиной и А.В.Соболева (1998) у больных сердечной недостаточностью (СН) прослеживается явная связь между изменениями показателей ВСР и функциональным классом СН. Чем выше класс СН, тем более депрессивны показатели ВСР.

У больных инфарктом миокарда (ИМ) также наблюдается депрессия ВСР. Почему? По одной гипотезе изменение геометрии бьющегося сердца, возникающее в результате некротизации, и потеря сократимости сегментов приводят к чрезмерному увеличению возбуждения симпатических афферентных волокон. По другой гипотезе происходит подавление реакции клеток синусового узла в ответ на нервную регуляцию.

У пациентов с ИМ также обнаружено уменьшение общей мощности и отдельных компонент спектра кардиоинтервалограммы. При выражении их в относительных единицах заметно увеличение LF и уменьшение HF . Это говорит о смещении симпатовагусного баланса в сторону

преобладания симпатической регуляции и уменьшения вагусного тонуса. У таких пациентов с сильной депрессией ВСР большая часть спектральной энергии концентрируется в диапазоне *VLF* ($< 0,003$ Гц) и очень мала доля *HF*, относящаяся к дыхательной активности. Обнаружено также, что параметры ВСР существенно снижаются в период острого ИМ, а затем после рубцевания они могут вернуться к норме. Измерения ВСР желательно производить во время всего цикла лечения. Положительная динамика ВСР после ИМ, а также у больных после аортокоронарного шунтирования, т.е. скорость восстановления вегетативной регуляции трактуется как критерий эффективности проводимого лечения. При эффективном лечении больных ИМ через 3 месяца достоверно увеличиваются параметры *SDNN*, *MxdMn*, *rMSSD*, *VLF*, *LF*, *HF*.

Депрессия ВСР - мощный предиктор смертности и осложненной аритмии у пациентов с ИМ. Её считают независимой от других неблагоприятных факторов: уменьшения фракции выброса, увеличения эктопической желудочковой активности и наличия поздних желудочковых потенциалов. Так, у постинфарктных больных после операции АКШ условия $SD < 15$ мс и $HF < 25\%$ характерны для летальных случаев с чувствительностью 100% и специфичностью 97% (И.Д.Шугай, 2005).

У больных ГБ 1-ой стадии, как правило, повышается роль симпатических воздействий на ритм. При тяжелых стадиях заболевания ГБ, сопровождающихся поражением органов-мишеней, злокачественными аритмиями, происходит дальнейший дисбаланс вегетативной регуляции вплоть до “вегетативной денервации”.

У больных ГБ в спектре ВСР часто доминирует *LF*-диапазон, который соответствует активности волн Майера с частотой 0,1 Гц. Высокая активность волн Майера признана маркером низкой барорефлексной чувствительности. При барорефлексной дисфункции ухудшается качество регуляции АД. Этот признак можно обнаружить не только у больных ГБ, но и у молодых здоровых лиц с генетической предрасположенностью к АГ (А.Н.Флейшман, 2009).

При подборе гипотензивной терапии больным ГБ важно не только снизить АГ, но и улучшить вегетативную регуляцию, в противном случае гипотензивный эффект будет иметь кратковременный характер. Так, по данным Г.В.Рябыкиной, при лечении больных АГ гипотензивными препаратами (исключая β -блокаторы) имеется явная корреляция между снижением АД и улучшением показателей ВСР.

У больных с нарушениями ритма сердца улучшение параметров ВСР в процессе антиаритмического лечения также трактуется как благоприятный фактор. Исследования О.В.Коркушко (2008) показали, что назначение антиаритмических препаратов под контролем параметров ВСР существенно повышает эффективность и на 10-20% снижает количество неадекватных назначений. Сочетание желудочковой экстрасистолы и депрессии сердечного ритма является крайне жизнеопасным фактором.

Перспективно применение ВСР при тестовых нагрузочных пробах фармакологического, психоэмоционального и физического характера. Динамика временных и частотных параметров ВСР до и после теста отражает эффективность различных адаптационных механизмов регуляции сердечного ритма. Это показано на примере санаторного этапа реабилитации больных ИМ (Г.А.Чумакова, 2002; N.Kubo, 2004). Выявлено, что эффективной реабилитации, сопровождающейся повышением толерантности к физической нагрузке, соответствует нормореактивность ВНС на ортостатическую пробу и пробу с форсированным дыханием.

Наоборот, у больных ИМ со снижением толерантности к физической нагрузке отмечалась гипореактивность или парадоксальные реакции на кардиоваскулярные тесты.

Таким образом, регуляцию сердечного ритма можно рассматривать как частный случай адаптационных свойств целого организма, что в свою очередь открывает возможность исследовать другие физиологические функции через ритм как наиболее доступный для контроля параметр (Р.М. Баевский, Ю.Н. Волков, И.Г. Нидеккер, 1968).

Как известно, частота ритма не является гомеостатической переменной, а регулирующим воздействием в системе барорефлексной стабилизации артериального давления. Поэтому сердечный ритм должен изменяться в широких пределах с целью обеспечения постоянства АД. Чем выше ВСР, тем выше эффективность функционирования системы барорефлексной регуляции.

В спортивной медицине применение ВСР неопределимо как способ контроля функциональных резервов организма. Обобщены результаты исследования у высококвалифицированных спортсменов (Л.Цехмистро, 2003). Было выявлено, что при улучшении функционального состояния спортсмена в процессе подготовки признаком кумулятивного эффекта служит повышение активности парасимпатического отдела регуляции.

Литература

1. Акулиничев И.Т., Антощенко А.С., Значко В.А. и др. Некоторые результаты врачебного контроля за состоянием космонавтов П.Беляева и А.Леонова во время тренировок и орбитального полета. // Космические исследования. - Москва, 1966.-т.2.- с.311.
2. Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Нидеккер И.Г. Математические методы анализа сердечного ритма.- М.: Наука, 1968.
3. Баевский Р.М., Геллер Е.С. Некоторые проблемы анализа энерго-информационных связей в живых системах. //В кн.: Кибернетика в физиологических исследованиях. - М.:Наука, 1976.-т. 22.- С.12-18.
4. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. - М.:Наука, 1984. - 221с.
5. Воскресенский А.Д., Вентцель М.Д. Статистический анализ сердечного ритма и гемодинамики в физиологических исследованиях. –М.:Наука, 1974. -121 с.
6. Гончар И.А., Фролов А.В., Лихачев С.А., Недзьведь Г.К., Гуль Л.М. Вариабельность сердечного ритма у больных с прогрессивным течением атеротромботического ишемического инсульта // В кн.: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы.- Москва, 2008. –С.395 – 401.
7. Гончар И.А., Лихачев С.А., Недзьведь Г.К., Фролов А.В., Гуль Л.М. Повышение эффективности медикаментозной гипотензивной терапии у больных с атеротромботическим ишемическим инсультом при артериальной гипертензии в подостром периоде заболевания // В кн.: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы.- Москва, 2008. – С.99-106.
8. Гончар И.А., Недзьведь Г.К., Гуль Л.М., Фролов А.В. Оценка вегетативной регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы при кардиоэмболическом инфаркте мозга на основе анализа вариабельности сердечного ритма // В кн.: Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы.- М., 2009.-С.86-90.

9. Гончар И.А., Фролов А.В., Радчук В.Я., Гуль А.М., Недзьведь Г.К. Визуальные паттерны хаосграмм при нарушениях сердечного ритма // Вестник аритмологии. Тезисы докладов IX международного славянского конгресса по электростимуляции и клинической электрофизиологии сердца "Кардиостим -2010", 20-22 февр., 2010 г., Санкт-Петербург.- СПб., 2010. –С.127.
10. Коркушко О.В., Шатило В.Б. Антиаритмические препараты у больных ИБС// Украинский терапевтический журнал. – 2008. -№4.-С.36-41.
11. Котова О.В. Исследование системы регуляции сердечного ритма здоровых лиц стохастическим методом//Вести Академии наук Республики Беларусь.-2003. -№1.-С.49-51.
12. Котова О.В. Сравнительная характеристика стохастической и ступенчато-возрастающей нагрузочной пробы для косвенной оценки состояния коронарного кровотока// Авт.дисс.канд.мед.наук. - Минск, 2004. – 18 с.
13. Миронова Т.Ф., Миронов В.А. Показатели вариабельности сердечного ритма у здоровых. // Вестник аритмологии.- Санкт-Петербург, 1998.- №8.- С.111.
14. Островский Ю.П., Фролов А.В., Гуль А.М. Вариабельность сердечного ритма у больных после трансплантации сердца //В кн.: сб.докладов Всеросс. научно-практ. конф. “Вариабельность сердечного ритма сердца и медленные колебательные процессы в организме человека”.- Новокузнецк, 2011.
15. Орбели Л.А. Основные задачи и методы эволюционной физиологии/ Избранные труды. –М.-Л.,1964. –С.59-68.
16. Парин В.В., Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Газенко О.Г. Космическая кардиология. - Л.: Медицина, 1967.- 228 с.
17. Парин В.В. Проблемы аритмии сердца. // В кн.: Современные проблемы физиологии и патологии сердечно-сосудистой системы. - М., 1967. - С.215-223.
18. Под ред. Р.М.Баевского. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем: Методические рекомендации. - Челябинск, 2002. - 64 с.
19. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Вариабельность ритма сердца. //М.:Старко, 1998. – 200 с.
20. Сарсания С.К. Тренированность спортсмена и вариабельность кардиального ритма // Материалы IX научной конференции по вопросам морфологии, физиологии, биохимии и биомеханике мышечной деятельности. М., 1966. Т. III. С.22.
21. Сарсания С.К. Физиологические аритмии сердца//Авт. Дисс.канд.мед.наук.-М., 1971.
22. Сидоренко Г.И., Фролов А.В., Котова О.В., Станкевич В.И. Новая функциональная нагрузочная (стохастическая) проба и перспективы ее применения // Кардиология.- №1.-том 44.- 2004. – С.14-20.
23. Флейшман А.Н. Вариабельность сердечного ритма и медленные колебания гемодинамики: нелинейные феномены в клинической практике.- Новосибирск: изд. СО РАН, 2009. – 194 с.
24. Фролов А.В., Сараева Л.З., Воробьев А.П., Радчук В.Я., Крупенин В.П. Вариабельность сердечного ритма: применение при нагрузочных пробах психоэмоционального характера. // В кн.: Клинические и физиологические аспекты ортостатических расстройств. -Москва, 2000.- С.246-255.

25. Фролов А.В. Контроль механизмов адаптации сердечной деятельности в клинике и спорте. – Мн.: “Полипринт”, 2011.- 216 с.
26. Хаяутин В.М. Сосудодвигательные рефлексy. -М.: Наука. - 1964.- 224 с.
27. Цехмистро, Л.Н. Сопоставление данных сердечно-сосудистой системы и вариабельности сердечного ритма высококвалифицированных спортсменов и лиц, не занимающихся спортом // материалы научно-методической конференции “Научные проблемы подготовки спортсменов Республики Беларусь к Олимпийским играм 2004”.- Минск, 2003. - С.114-117.
28. Цехмистро Л.Н., Фролов А.В. Особенности вегетативной регуляции у представителей академической гребли // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. – М., 2004.- С.385-389.
29. Чумакова Г.А., Киселева Е.В., Алешкевич В.В. Выбор оптимальной интенсивности тренировок у больных с инфарктом миокарда и артериальной гипертензией //Сердечная недостаточность. – 2002. -№5. – С.215-217.
30. Шугай И.Д., Цапаева Н.Л.,Фролов А.В., Колядко М.Г. Особенности вегетативной регуляции и состояние микроциркуляторного кровообращения у больных с острым коронарным синдромом // Мед.новости.- №10.- 2004.- С.93-95.
31. Шугай И.Д., Цапаева Н.Л., Фролов А.В. Вариабельность сердечного ритма у больных острым коронарным синдромом //Мед. новости. -№1.-2005.- С.77-80.
32. Шугай И.Д. авт.дисс.канд.мед.наук.- Минск, 2005. – 21 с.
33. Bucher K. Cardi-Respiratory Synchronism. Efficiency of the Linking System //Res. Exp. Med.- 1974. -V.162, №1. - P.1-6.
34. Koeppen H. History of studies and concepts of blood pressure waves. Mechanisms of blood pressure waves. /Ed.K.Miakava et al //Jap.Sci.Soc.Press. -Tokyo, 1984. - P.3-23.
35. Kubo N., Ohmura N., Nakada I. et al. Exercise at ventilator threshold aggravates left ventricular remodeling in patients with extensive anterior acute myocardial infarction // Am. Heart J. -2004.-V.147.-№1.-P.113-120.
36. Malik M. et al. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of Europ. Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. – 1996. - vol. 93 (5). – P.1043-1065.
37. Pod redakcia prof R.Piotrowicza/ Zmienneosc rytmu zatokowego // Folia Cardiologica.- Reprint.-Polskie Towarzystwo Kardiologiczne,Warsawa, 1998.- №1. - tom 5 (Supl. II). -Z.30-34.

КАРДИОВАСКУЛЯРНЫЕ ТЕСТЫ ПОД КОНТРОЛЕМ ВСР

Предполагается, что проводимое нагрузочное исследование должно предоставить объективные данные об адаптационных и компенсаторных возможностях организма. При этом необходимо, чтобы моделируемый стресс, прежде всего, был безопасен для пациента. При этом механизм его действия должен влиять на различные отделы вегетативной и гуморально-метаболической регуляции. Желательно также, чтобы время воздействия было ограничено и применялась недорогая нагрузочная аппаратура при соблюдении стандартных условий обследований.

По А.М.Вейну реакции организма делятся на 5 типов вегетативной реактивности: повышенная, нормальная, пониженная, парадоксальная и отсутствие реакции (2003). При проведении нагрузочных проб следует соблюдать рекомендации Всероссийского центра вегетативных нарушений:

- интенсивность раздражения должна находиться в рамках физиологических нагрузок, так как экстремальные нагрузки сопровождаются резким изменением равновесия и могут вызвать парадоксальную (нелинейную) реакцию;
- для суммарной оценки регуляторных механизмов необходим набор проб, направленных как на суммарное исследование симпатического, парасимпатического и гуморально-метаболического факторов, так и на их дифференцированную стимуляцию;
- перед пробой обязательна отмена физиологических процедур и медикаментов с учетом периода времени их выведения из организма;
- перед регистрацией ВСР обязателен период адаптации к условиям обследования.

Используем следующие типы нагрузок:

- активная ортостатическая проба,
- пассивная ортостатическая проба,
- модернизированная пассивная ортостатическая проба с задаваемой частотой качания,
- изометрическая проба,
- проба Вальсальвы
- форсированное дыхание 6/мин.

Далее изложим специфические возможности каждой нагрузки и методы ее проведения.

Активная ортостатическая проба (АОП)

Переход из положения лежа в положение стоя вызывает по закону гравитации перераспределение крови в нижнюю половину тела. При этом снижается импульсация в барорецепторах, увеличивается активность в эфферентных симпатических волокнах и снижается в парасимпатических. A.Fitzpatrick и R.Kenny описали 3 фазы кардиоваскулярной реакции. Вначале увеличивается АД, что соответствует ускорению сердечного ритма (СР) и общего периферического сопротивления сосудов, затем АД снижается. В нормальных условиях снижается сердечный выброс и сердечное наполнение, что компенсируется тахикардией. Участие сосудов при этом преимущественное. Активируются адренергические рецепторы сосудистой стенки, вызывая положительный хронотропный эффект. Таким образом, АОП активизирует весь комплекс симпатической иннервации сердца, включая барорецепторы венечных артерий, артериальные рецепторы, а также хеморецепторы ветвей коронарных артерий.

При патологии гемодинамики и коронарных заболеваниях с помощью АОП можно диагностировать различные варианты нарушений регуляторных возможностей. Так, считается, что нарушения вегетативного контроля сердца при АОП проявляются еще до того, как начинаются клинические проявления заболевания.

Методика проведения АОП проста. Следует зафиксировать 5-минутную ВСР в положении лежа (после 5-10 минут адаптации). Далее пациент переходит в положение стоя, и фиксируется активная фаза ВСР. При обратном переходе в положение лежа фиксируется релаксационная фаза ВСР.

Таким образом, тест АОП требует фиксации до 5-6 циклов длительностью 5 минут для полного описания динамики параметров ВСР. До записи ВСР следует предусмотреть 2-3 минутную паузу, во время которой происходит релаксация нервной системы и стабилизация сопротивления “электрод-кожа”.

Пассивная ортостатическая проба (ПОП)

Предложенная R.Kenny и A.Fitzpatrick с соавторами ПОП является “золотым стандартом” в области ортостатических расстройств. При данной пробе гравитационный фактор является доминирующим, однако иммобилизация мышечного аппарата для поддержания равновесия при этом не требуется. Реакция организма при ПОП аналогична реакции при АОП.

Для проведения данной пробы используется поворотный стол, разработанный в Гродненском ОКД и изготовленный на предприятии ОАО “Белкард”. В конструкции предусмотрен угол подъема от 0 до 90 градусов, угловая скорость подъема-спуска также может варьироваться.

Методика выполнения ПОП может изменяться. При классической ПОП следует фиксировать следующие фазы: исходное состояние, подъем на определенный угол и фаза релаксации. Но можно задать непрерывное вращение, имитируя подъем-спуск с определенной угловой скоростью. Такая модернизированная ПОП разработана в Гродненском кардиодиспансере.

Таким образом, для описания динамики сердечно-сосудистой регуляции при проведении ПОП требуется до 7 записей ВСР. В сравнении с АОП данная проба полностью стандартизирована, однако требует определенного технического обеспечения.

Изометрическая проба (ИП)

При диагностике кардиологических больных с высокой стадией патологии, в периоды обострения или при нарушениях опорно-двигательного аппарата традиционная велоэргометрическая проба противопоказана. В данных ситуациях оправдана изометрическая проба. Методические аспекты и диагностические возможности ИП разработаны в Белорусском кардиоцентре. ИП имеет диагностическую значимость при выявлении нарушений коронарного и сократительного резерва у больных ИБС с высоким классом стенокардии напряжения, выявлении гипертензивных реакций и диагностики скрытой (латентной) левожелудочковой недостаточности.

Для проведения данной пробы разработан электронный кистевой эспандер-динамометр (ЭД). ЭД позволяет объективно дозировать кистевую нагрузку. Дает возможность оценить максимальное усилие сжатия, установить порог удержания, вычислить суммарное усилие в заданном периоде. Диапазон усилия сжатия – от 5 до 100 даН, время удержания – до 10 минут.

Кистевая изометрическая нагрузка обладает провоцирующим влиянием на сердечно-сосудистую деятельность. При наличии резервов сократительной способности миокарда наблюдается повышение сердечного выброса. При исчерпании резервов организм справляется с нагрузкой за счет увеличения давления наполнения левого желудочка. Кистевая изометрическая нагрузка (КИН) относится к методам, позволяющим оценить состояние симпатического эфферентного пути. Она является более щадящей, чем велоэргометрия, и может без особого риска проводиться у больных с тяжелой стенокардией и острыми формами ИБС, которые были включены в исследование. Противопоказанием к проведению КИН являются:

- некупируемый болевой синдром,
- острая левожелудочковая недостаточность,
- частая полиморфная желудочковая экстрасистолия, другие нарушения ритма и проводимости,
- артериальное давление в покое 160/100 мм рт.ст. и выше.

За 8-10 часов до проведения КИН прекращают прием пролонгированных медикаментозных средств. Проба с изометрической нагрузкой проводится в положении лежа при помощи кистевого динамометра, не ранее чем через 2 часа после еды.

После 5-10-минутной адаптации фиксируют исходную ВСР в горизонтальном положении в течение 5 минут. После этого пациенту предлагается сжать рукоятку динамометра с максимально возможной силой для определения индивидуальной максимальной силы сжатия. Затем в течение 3-5 минут пациент сжимает рукоятку динамометра с силой, равной 1/3 от ее максимальной величины. Степень развиваемого усилия регистрируется на шкале динамометра, продолжительность теста КИН определяется по стрелке секундомера. На протяжении нагрузочной пробы производится запись ЭКГ. Затем в течение 5 минут проводится запись ЭКГ в периоде восстановления после нагрузки.

Проба с форсированным дыханием

Эта проба предназначена для активации парасимпатического отдела вегетативной регуляции.

Проба с форсированным дыханием 6 дых./мин осуществляется в положении лежа, запись ЭКГ для анализа ВСР производится вначале при спонтанном дыхании, затем с заданным ритмом (6 дыханий в минуту, то есть с периодом 10 с). Ритм глубокого дыхания задается по команде, в течение 5 минут выполняется 30 дыхательных циклов («вдохов-выдохов»). Модулированное дыхание позволяет определить степень влияния вагусных («дыхательных») механизмов регуляции ВНС на изменение высокочастотной составляющей и сердечный спектр в целом, то есть дает возможность изучить резервы парасимпатических отделов регуляции.

Проба Вальсальвы

Проба Вальсальвы относится к методам определения состояния афферентного симпатического пути. Проводится с целью оценки состояния симпатической периферической вазоконстрикторной стимуляции (в норме происходит снижение периферического кровенаполнения за счет усиления вазоконстрикции), с одной стороны, и для оценки состояния парасимпатической регуляции ритма сердца, с другой.

Пациент в положении лежа, после неглубокого вдоха, натуживается в течение 15-20 с. Вначале увеличивается внутригрудное давление при рефлексорном урежении ЧСС, затем АД снижается при

учащении ЧСС. В период расслабления снижается внутригрудное давление при снижении АД и повышении ЧСС и, наконец, возрастает АД при рефлекторном урежении ЧСС.

Проба показана больным с различной степенью стенокардии.

Интерпретация кардиоваскулярных тестов

При выполнении тестов симпатической направленности (АОП, ПОП, ВЭП), адекватной, естественно, считается реакция с повышением активности симпатического отдела ВНС в пределах 10-50%. При параллельном повышении активности центральной компоненты на 10-50% реакция считается адекватной, центральной. Если активность центральной компоненты не превышает 10%, имеем адекватную, автономную реакцию.

Увеличение активности симпатической компоненты на 5-9% от исходного состояния считаем гипореактивным вариантом реакции на пробу, а менее, чем на 5% - как отсутствие вегетативной реакции. Наконец, если наблюдается уменьшение симпатической компоненты, имеем, согласно А.Вейну, парадоксальную реакцию. Все изложенное выше отражено в таблице 12.

Таблица 12. Клиническая интерпретация результатов кардиоваскулярных тестов симпатического типа (АОП, ПОП, ВЭП)

ΔC , %	$\Delta ПС$, %	$\Delta Ц$, %	Тип реакции
+ (> 50)	- / 0	+ (> 50)	гиперреактивная
+ (10-50)	- / 0	+ (10-50)	адекватная, центральная
+ (10-50)	- / 0	< 10	адекватная, автономная
+ (5 – 9)	- / 0	< 10	гипореактивная
< 5	< 5	+ / -	отсутствие реакции
-	+ / -	+ / -	парадоксальная

Примечания: ΔC , $\Delta ПС$, $\Delta Ц$ – изменения блоков параметров симпатической, парасимпатической и центральной регуляции в % относительно исходных значений; +, -, 0 – положительное, отрицательное и нулевое изменение. Так как в блоки симпатической и парасимпатической регуляции входят по 5 параметров, рекомендуется использовать их медианные значения.

Снижение резервов симпатического отдела регуляции ассоциируется с гипореактивным вариантом реакции, в пределе может быть и ее отсутствие, то есть полное исчерпание возможностей симпатoadреналового отдела регуляции. Интерпретация парадоксального типа реакции нуждается в привлечении дополнительных клинических данных и нелинейных методов анализа.

При проведении парасимпатических тестов (модернизированная пассивная ортопроба МОП, проба с форсированным дыханием ФД, проба Вальсальвы ПВ) адекватной считается реакция с повышением активности парасимпатического отдела регуляции в пределах 10-50%. При параллельном повышении центральной компоненты на 10-50% реакция интерпретируется как адекватная, центральная. Если центральная компонента изменяется менее 10%, имеем адекватную, автономную реакцию.

Увеличение парасимпатической компоненты на 5-9% будем трактовать как гипореактивный вариант, а менее 5% - как отсутствие вегетативной реакции.

Наконец, если наблюдается уменьшение парасимпатической компоненты, то, согласно А.Вейну, фиксируем парадоксальную реакцию. Все варианты клинической интерпретации кардиоваскулярных тестов парасимпатического типа приведены в таблице 13. По данной классификации

физиологической норме соответствует адекватный результат кардиоваскулярного теста. При снижении резервов парасимпатического отдела регуляции имеем гипореактивный вариант, а в пределе - отсутствие вегетативной реакции, что говорит о полном исчерпании тормозящих отделов хронотропной сердечной регуляции и высоком риске жизненно опасных аритмий. Гиперреактивная (повышение ПС свыше 50%) и парадоксальная реакции (снижение ПС) нуждаются в более тонкой интерпретации с привлечением дополнительных клинических данных и методов нелинейной динамики.

Таблица 13. Клиническая интерпретация результатов кардиоваскулярных тестов парасимпатического типа (качающийся стол, форсированное дыхание, проба Вальсальвы)

$\Delta C, \%$	$\Delta ПС, \%$	$\Delta Ц, \%$	Тип реакции
- / 0	+ (> 50)	+ / -(>50)	Гиперреактивная
- / 0	+ (10-50)	- (10-50)	адекватная, автономная
- / 0	+ (10-50)	+ (10-50)	адекватная, центральная
- / 0	+ (< 9)	+ / -(< 9)	Гипореактивная
+ / -	-	+ / -	Парадоксальная

Примечания: ΔC , $\Delta ПС$, $\Delta Ц$ – приращения блоков параметров симпатической, парасимпатической и центральной регуляции в % относительно исходных значений; +, -, 0 –положительное, отрицательное и нулевое приращение; так как в блоки симпатической и парасимпатической регуляции входят по 5 параметров, рекомендуется использовать их медианные значения.

Литература

1. Вегетативные расстройства. Клиника, диагностика, лечение. Под ред. А.М. Вейна, Москва, 2003.
2. Инструментальные методы исследования в кардиологии. Под ред. Г.И. Сидоренко, Минск, 1994.
3. Модифицированный метод кистевой изометрической нагрузки для оценки коронарного и сократительного резерва у больных ИБС с высоким классом стабильной стенокардии, нестабильной стенокардии и инфарктом миокарда. // Методические рекомендации (Полонецкий А.З., Гелис А.Г., Станкевич В.И. и др.). - Минск, 1994. - 21 с.
4. Снежицкий В.А. Модель поворотного стола для тилт-теста. // Медицинские новости.- 2003.- №5. - С.69-71.
5. Снежицкий В.А. Адаптационные реакции организма при проведении пассивной ортостатической и модифицированной пробы у больных с нормальной и нарушенной функцией синусового узла. // Медицинская панорама.- №3.-2004. - С.9-13.
6. Станкевич В.И., Горбуз И.К/ Эргометр-тренажер для кистевых нагрузочных проб. // мат. Межд. конф. "Медэлектроника".-Минск, 2003. С.384-387.
7. Fitzpatrick A., Theodorakis G., Xardas P. et al Methodology of head-up tilt testing in patients with unexplained syncope. // JACC.1991.-1991.-vol.17, №1.-P.125-130.
8. Kenny R. Head up tilt: a useful test for investigating unexplained syncope. // Lancet, 1989:11352-1355.

НЕЛИНЕЙНЫЙ АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Следует отметить, что классический метод ВСР корректен лишь для фрагментов сердечного ритма синусового происхождения. При предфибрилляторных состояниях или переходных процессах при нагрузках сердечный ритм является нестационарным и трансформируется в класс нелинейных процессов. Естественно, что для анализа нелинейных явлений требуются адекватные нелинейные методы. Эффективность методов нелинейной динамики подтверждена в физике (С.П.Капица, 1997), экономике и социологии (И.Пригожин, 1994, Н.Моисеев, 1994). Поэтому логичен трансфер нелинейных технологий в медицину, где сохранение целостности и живучести живого организма имеет приоритетное значение.

Принципам самоорганизации организма посвящен ряд работ А.А.Ухтомского (1962), Л.Берталанфи (1973), в них раскрывается интегрирующая роль различных звеньев нервной регуляции. Нейрофизиологические связи, сложившиеся в процессе длительной эволюции, объединяют и управляют целым. Причем, медленный и более древний компонент управления называется гуморальным, а быстрый и более молодой называется нервным. Вместе они образуют единую систему саморегуляции, которая сейчас носит название нейрогормональной (или нейрогуморальной). Самоорганизация, выработанная эволюцией, проявляет нелинейные свойства.

Вышесказанное служило побудительным мотивом для исследования сердечного ритма с позиций нелинейности. Внедрение нового подхода даст полезную диагностическую информацию о целостности организма, угрозе срыва системы регуляции сердечного ритма.

Сердечный ритм как фрактальная структура

Сердечная мышца относится к возбудимым системам, волна возбуждения последовательно передается от элемента к элементу. После возбуждения каждый элемент не способен к следующему возбуждению, благодаря наличию времени релаксации. То есть каждый элемент может находиться в одном из трех состояний: покой, возбуждение и релаксация. Такая модель приближенная, но она достаточно адекватно описывает возбуждение в тканях сердца. Если в такой области существует один источник возбуждения (пейсмекер), в среде возникают концентрические волны. Однако при существовании нескольких центров возбуждения между ними возникает конкуренция, причем, пейсмекер с большей частотой генерации с течением времени подавляет пейсмекер меньшей частоты. Появление нескольких источников возбуждения в сердечной мышце связывается с аритмией сердца.

Еще в начале 80-х годов, когда начали применять теорию хаоса к физиологическим системам, предполагалось, что хаос наиболее очевидно будет проявляться у больных или стареющих организмов. Действительно, интуиция и устоявшиеся приемы медицинской практики давали для этого достаточно веские основания. У человека в состоянии покоя сила пульсации и интервалы между ударами сердца казались неизменными. Поэтому кардиологи традиционно описывали нормальный ритм прямой линией. Лишь с появлением точных цифровых методов измерения это представление изменилось. Установлено, что сердце здорового человека и другие системы могут действовать весьма беспорядочно, а снижение изменчивости и возникновение ярко выраженной периодичности причинно связаны со многими заболеваниями (А.Голдбергер, Д.Ригни, Б.Уэст, 1990). Руководствуясь этой концепцией, идет разработка новых нелинейных закономерностей, которые служат индикаторами развивающихся заболеваний, в частности, сердечных.

Сердечный ритм также относится к фракталоподобным структурам с характерным для них принципом самоподобия. Если сердечный ритм здорового человека регистрировать с интервалами 3, 30 и 300 минут (внизу), то быстрые флуктуации выглядят почти так же как и медленные - см.Рис.4.

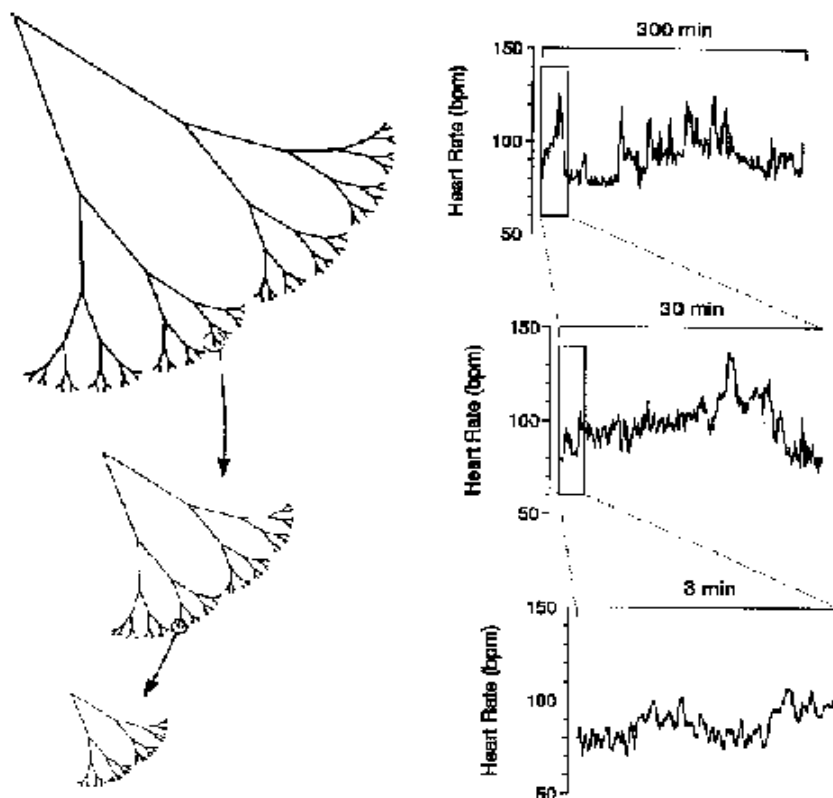


Рисунок 4 - Фрактальное подобие вариаций сердечного ритма при различных масштабах времени

В еще более мелком масштабе (минуты) можно обнаружить еще более быстрые флуктуации, которые опять-таки напоминают флуктуации на исходном графике. Флуктуации ритма в различных масштабах времени выглядят подобными самим себе точно так же, как ветви геометрического фрактала.

Это наблюдение свидетельствует о том, что механизм, управляющий сердечным ритмом, по сути своей относится к хаотическим. Другими словами, частота сердечных сокращений (ЧСС), вместо того чтобы стремиться к гомеостатической стабильной величине, может претерпевать значительные флуктуации даже в отсутствие изменений внешних стимулов.

Чтобы выяснить, являются ли вариации ЧСС хаотическими или периодическими, нужно вычислить спектр Фурье по временному графику показаний датчика. Спектр Фурье любой волновой функции (в частности, графика сердечных сокращений) позволяет обнаружить присутствие периодических компонент. Если график показывает ритм равный одному удару в секунду, то у спектра будет резкий пик на частоте, равной одному герцу. В то же время график, отражающий хаотический характер сердечного ритма, порождает спектр, который либо покажет широкие пики, либо вообще отсутствие ярко выраженных пиков. Спектральный анализ нормальных вариаций ЧСС на самом деле обнаруживает широкий спектр, что подтверждает наличие хаотической составляющей. Спектр мощности таких сигналов выражается экспонентой типа $1/f$, а это признак наличия “странного аттрактора”.

До сих пор флуктуации сердечного ритма интерпретировали в концепции гомеостаза. Это означало, что физиологические системы, как правило, ведут себя таким образом, чтобы уменьшить изменения и поддерживать постоянство внутренних функций. Согласно этой концепции, разработанной У.Кэнноном, любая физиологическая переменная, включая частоту сердечных сокращений, должна после возмущения возвращаться к величине, соответствующей состоянию устойчивого равновесия. Согласно концепции гомеостаза, вариации сердечного ритма — это просто временные ответные реакции на флуктуации в окружающей среде. В рамках этой концепции разумно полагать, что во время заболевания либо в результате старения организму становится сложнее поддерживать постоянный сердечный ритм и амплитуда его вариаций возрастает. Однако, метод вариабельности сердечного ритма опроверг данную гипотезу (разработчики стандартизированного подхода M.Malik с соавт., 1996; Р.Баевский с соавт., 2002).

Сердечному ритму и другим процессам в организме, управляемым нервной системой, свойственна хаотическая динамика, дающая много функциональных преимуществ. Хаотические системы способны работать в широком диапазоне условий и потому легко адаптируются к изменениям. Эта пластичность позволяет системам удовлетворять требованиям непредсказуемой и изменяющейся внешней среды. При многих патологических состояниях проявляется четко выраженная периодичность, сопровождающаяся потерей изменчивости. Одни из первых свидетельств того, что даже умирающее сердце может демонстрировать периодичность, были получены с помощью анализа Фурье ЭКГ во время желудочковой пароксизмальной тахикардии и фибрилляции желудочков, приводящей к остановке сердца (Ideker R, 1983). A.Goldberger, F.Rigni (1988) провели ретроспективное изучение амбулаторных ЭКГ пациентов, страдавших ИМ. Установлено, что сердечный ритм у больных ИМ становился менее подверженным вариациям по сравнению с нормой иногда за несколько минут, иногда за несколько месяцев перед внезапной остановкой сердца. В некоторых случаях уменьшались вариации, наблюдавшиеся в короткие промежутки времени, от удара к удару; в других — появлялись, а затем резко пропадали ярко выраженные периодические колебания сердечного ритма. В исследованиях Г.И.Сидоренко с соавт. было показано, что при моделировании фибрилляции желудочков спектр ЭКГ вырождается в одну гармонику, то есть в регулярный синусоидальный сигнал (1985). Это явление положено в основу способа прогнозирования, основанного на критерии снижения количества значимых гармоник в спектре ЭКГ.

Периодические закономерности при заболеваниях и явно хаотическое «поведение» здорового организма не означают, что все патологические состояния связаны с повышенной регулярностью. Иногда за этими симптомами кроются колебания, которые хотя и кажутся нерегулярными, в действительности при тщательном изучении оказываются периодическими. При других аритмиях пульс в самом деле ведет себя непредсказуемо хаотически. Однако ни при одном из этих нарушений не было обнаружено признаков нелинейного хаоса, хотя в рамках словесного описания пульс можно охарактеризовать как «хаотический».

Ниже описываются нелинейные характеристики сердечного ритма, заложенные в программу “Бриз ХР”

Хаосграмма сердечного ритма

Для наглядного представления длинных временных рядов, к каковым относится последовательность RR-интервалов, используется фазовый анализ, то есть представление динамики процесса на плоскости. Примером является скатерграмма — область концентрации множества точек соседних RR-интервалов на плоскости. Более углубленной формой является хаосграмма сердечного ритма, предложенная А.Гаврилушкиным (2004, 2006). Для этого по одной оси откладываются значения

кардиоинтервалов $RR(i)$, а по другой – приращения двух соседних кардиоинтервалов $\Delta RR(i) = RR(i+1) - RR(i)$. Хаосграмма, несмотря на визуальную беспорядочность, поддается количественной интерпретации.

Хаосграмму А.Гаврилушкина можно трактовать как полудинамическую. Мы предложили динамическую форму хаосграмм: фазовая плоскость, на которой отложены приращения соседних кардиоинтервалов. На оси абсцисс отложены предыдущие приращения RR

$$\Delta RR(i) = RR(i) - RR(i-1), \quad (10)$$

а на оси ординат - последующие приращения кардиоинтервалов

$$\Delta RR(i+1) = RR(i+1) - RR(i) \quad (11)$$

Алгоритм построения динамической и полудинамической хаосграммы реализован в программе “Бриз ХР”.

Хаосграммы сердечного ритма дают наглядное представление о качественных характеристиках действия механизмов регуляции сердечного ритма. Они наглядно отражают соотношение хаоса и порядка. Физиологической норме соответствует определенное отношение хаоса и порядка. Патологическим состояниям характерна доминанта порядка или доминанта хаоса.

На основании упрощенной классификации А.Н.Флейшмана (2009) и данных собственных исследований выделяются 4 основных типа хаосграмм. Ранжируем их по мере перехода от строгого порядка к полному хаосу.

Таблица 14. Анализ визуальных паттернов хаосграмм сердечного ритма

№	Соотношение “порядок – хаос”	Форма хаосграммы	Свойства системы регуляции
1	Высокий порядок	Упрощенная, “бублик”, “размытая точка”	Упрощение как признак тяжести состояния, ригидность, утрата адаптации
2	Оптимальное отношение “хаос – порядок”	Паутинообразный тип, одна область притяжения	Высокая самоорганизация, хорошая адаптация, устойчивое состояние
3	Низкий порядок – высокий хаос	Стреловидная (заостренная), несколько областей притяжения	Низкая самоорганизация, неустойчивое состояние с несколькими областями притяжения.
4	Полный хаос	Сложная, полностью хаотическая, областей притяжения нет	Дезинтеграция, утрата адаптации, неустойчивое состояние, зоны притяжения отсутствуют

На практике существуют промежуточные варианты типа 1-2, 2-3, 3-4. Наглядные клинические примеры визуальных паттернов хаосграмм у больных инфарктом головного мозга приведены ниже на рисунках 5–8.

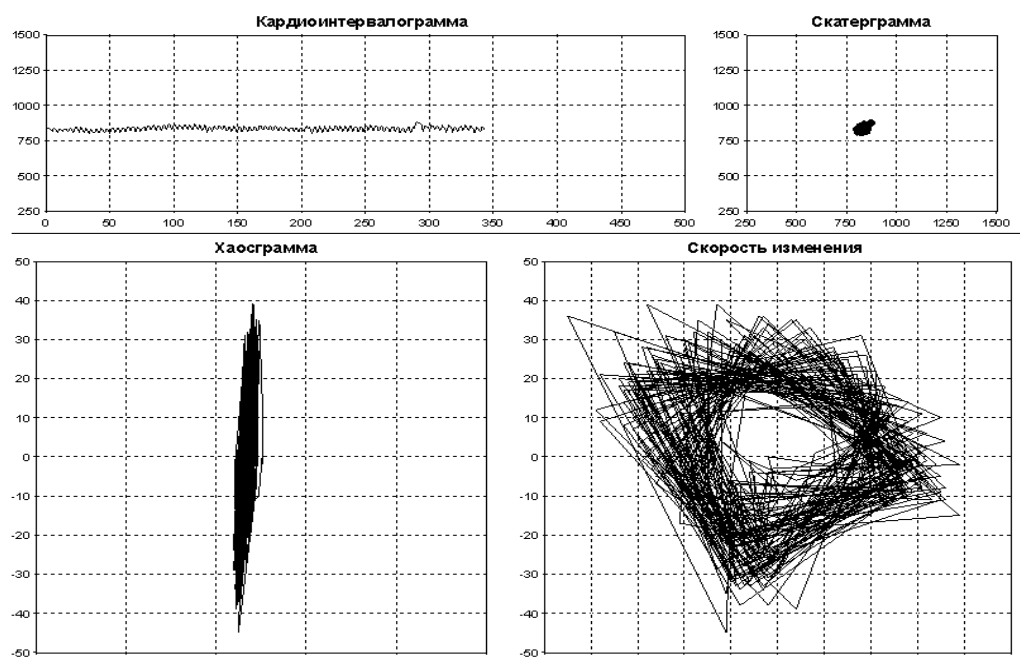


Рисунок. 5 - Упрощенный тип хаосграммы типа "бублик" у больной М., 58 лет, ИБС, ИГМ, депрессия сердечного ритма

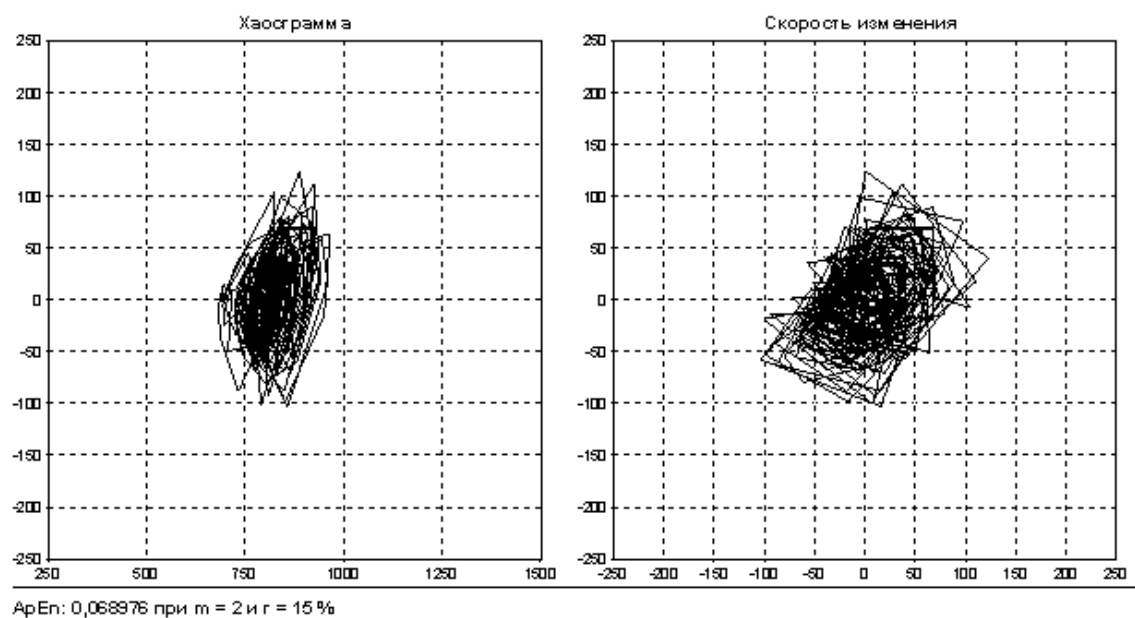


Рисунок.6 - Хаосграмма спортсменки, 27 лет. Паутинообразный характер. Высокая самоорганизация регуляции сердечного ритма, хорошая адаптация. Устойчивое состояние с единственным центром «притяжения»

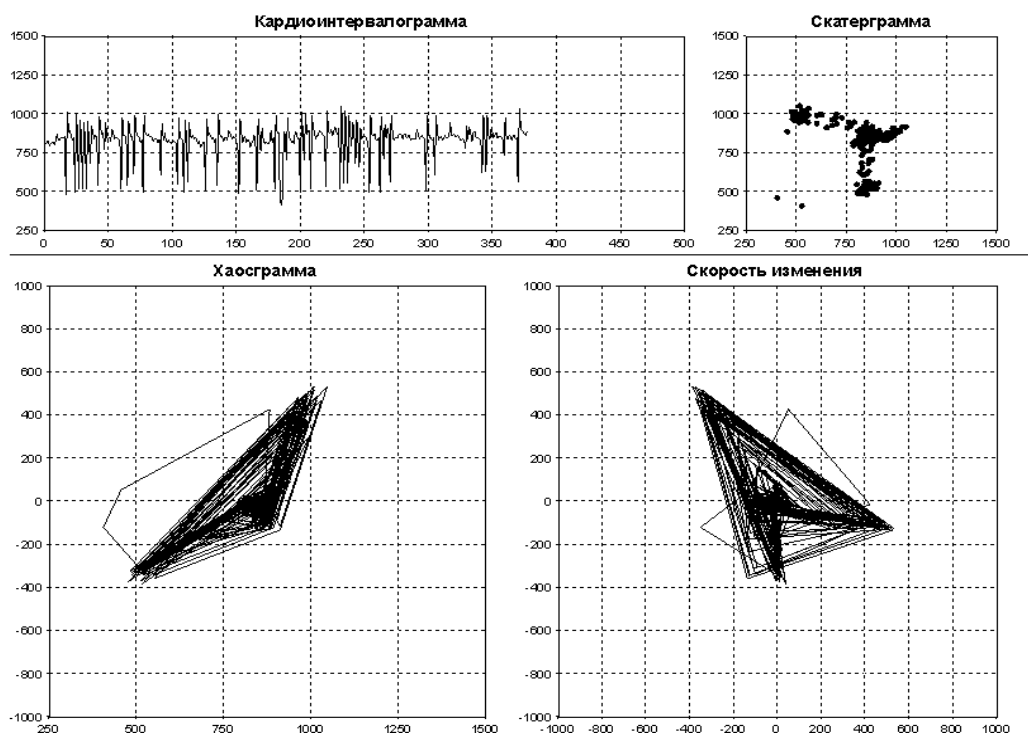


Рисунок 7 - Пример хаосграммы со стреловидной формой у больной Е., 87 лет, ИБС, ИГМ, частая суправентрикулярная и желудочковая экстрасистолия, неустойчивое состояние с несколькими областями притяжения

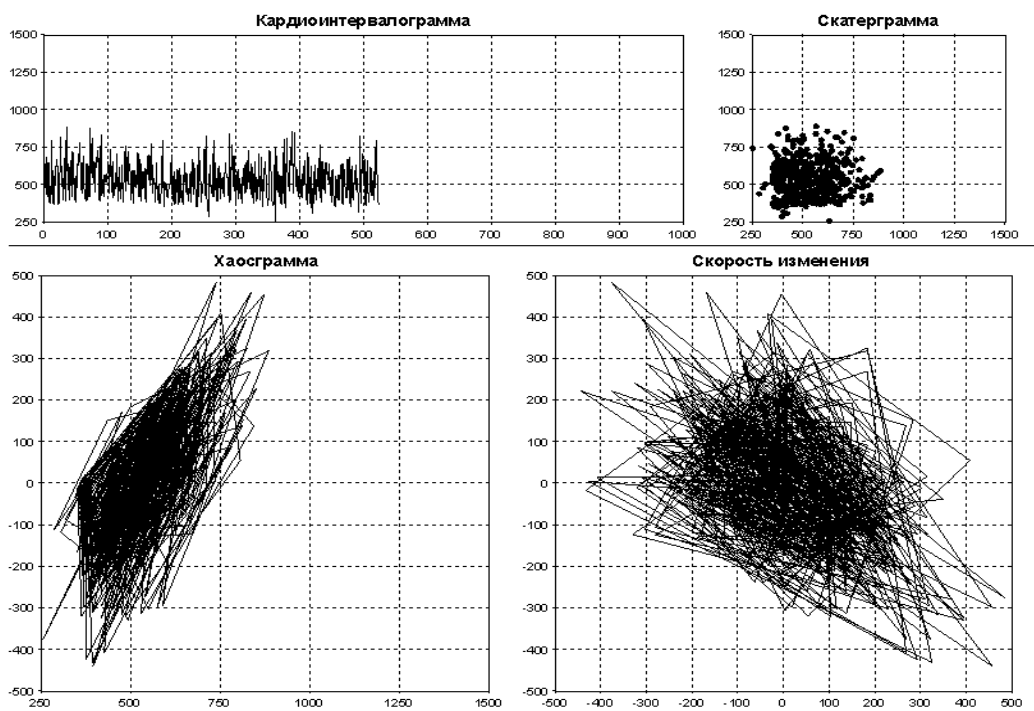


Рисунок 8 - Хаосграммы хаотического типа у больного Ш., 73 года, ИБС, ИГМ, мерцательная аритмия. Дезинтеграция механизмов регуляции, резко увеличенная сложность, области притяжения отсутствуют

Отношение нелинейных волн

Определяется оценкой средней частоты сокращений сердца HR (мин^{-1}) и средней частоты дыхания BF (мин^{-1}). Коэффициент $k=HR/BF$, округленный до целого числа, дает медиану на диаграмме рейтинга волн. Рейтинг волн – это количество волн с определенным отношением к HR (от 2 до 7-8). Слева от медианы будут находиться высокочастотные (относительно быстрые) волны с рейтингом $< k$ (парасимпатическая активность). Справа от медианы будут находиться волны с рейтингом $> k$. Это медленные волны, относящиеся к симпатической и нейрогуморальной регуляции. Для подсчета рейтинга волн хаосграмму следует разбить на последовательность элементарных циклов. Для этого берется исходная точка RR-последовательности, лежащая на оси абсцисс. За элементарную волну берем то число точек, которые 2 раза пересекли ось абсцисс, то есть совершили полный цикл колебаний. Подсчитывается число точек хаосграммы, содержащееся в данном цикле и добавляется в виде единицы в соответствующий столбец диаграммы рейтинга. Таким образом, мы количественно оцениваем все типы нелинейных волн, содержащиеся в хаосграмме, и их соотношения.

Приблизительная энтропия как мера сложности регуляции сердечного ритма

Мерой сложности и предсказуемости нестационарных процессов в классическом виде является энтропия по Шеннону. Ценную и наглядную информацию дает нелинейный параметр, известный в зарубежной литературе как $ApEn$ –приблизительная энтропия. Методику оценки сложности нерегулярных процессов предложил S.Pincus (1991). Приблизительная энтропия $ApEn$ служит количественной мерой регулярности, предсказуемости и сложности для нестационарных временных рядов. Так для регулярных сигналов ее значение мало, для непредсказуемых, сложных сигналов, наоборот, велико. Показатель энтропии применим для широкого класса нестационарных сигналов, в том числе и биомедицинских.

$ApEn$ является количественной мерой хаоса сердечного ритма. Таким нарушениям сердечной деятельности, как атриовентрикулярная блокада, ишемия, кардиомиопатия соответствует более регулярный и предсказуемый тип ритма, характеризуемый меньшим значением энтропии $ApEn$. Для здоровых лиц, наоборот, ритму характерны более случайные флуктуации, и соответственно, большие значения энтропии $ApEn$. Такая однозначность послужила основанием предпочтения данного нелинейного параметра среди остальных для включения в разрабатываемое программное обеспечение.

Синдромальное заключение по данным нелинейного анализа

Дополнительный нелинейный анализ включает оценку приблизительной энтропии $ApEn$ и классификацию визуальных паттернов. По данным приблизительной энтропии $ApEn$ оценивается состояние сложности механизмов регуляции сердечного ритма.

Таблица 15. Оценка сложности механизмов регуляции сердечного ритма по данным приблизительной энтропии $ApEn$

Параметр ВСР	Условия	Формулировка синдромного заключения
ApEn	$n \cdot 10^{-2} <$	Упрощение регуляции, ригидность, ухудшение адаптации
	$n \cdot 10^{-2} - n \cdot 10^{-1}$	Высокая сложность, адекватная адаптация
	0,1 – 0,5	Чрезмерно высокая сложность, тенденция к дезорганизации
	$>0,5$	Дезорганизация

Упрощение регуляции и потеря адаптации характерна для больных с ишемической болезнью сердца, постинфарктным кардиосклерозом, стенозом коронарных артерий без нарушений сердечного ритма.

Высокая сложность и хорошая адаптация характерна для практически здоровых лиц.

Чрезмерно высокая сложность, тенденция к дезорганизации характерна для больных с суправентрикулярной экстрасистолой, одиночными экстрасистолами, пароксизмальной тахикардией, синусовой аритмией.

Дезорганизация регуляции сердечного ритма типична для больных с мерцательной аритмией.

Клинические примеры нелинейного анализа ВСР

Пример 1 диагностики нарушений вегетативной регуляции сердечного ритма у больной Я, 68 лет, инфаркт мозга в вертебро-базиллярном бассейне.



Рисунок 9а - Исследование ВСР у больной Я., 68 лет. ЭКГ и кардиоинтервалограмма

Этап	NN	Min	Max	Diff	Med	SDNN	RMSSD	Mo	AMo	pAMo	TI	SI	NN50	pNN50	C0	C1	HF	LF	VLF	LF/HF	Э
	отсч	мс	мс	мс	мс	мс	мс	мс	отсч	%			отсч	%		с	%	%	%		
1	296	945	1095	150	1031	64,3	16,5	1020	49	16,6	6,0	220,8	2	0,7	0,98	59,3	40,9	38,7	20,4	0,9	0

Этап 1: Исследовательский этап

31.01.2007 12:59:43

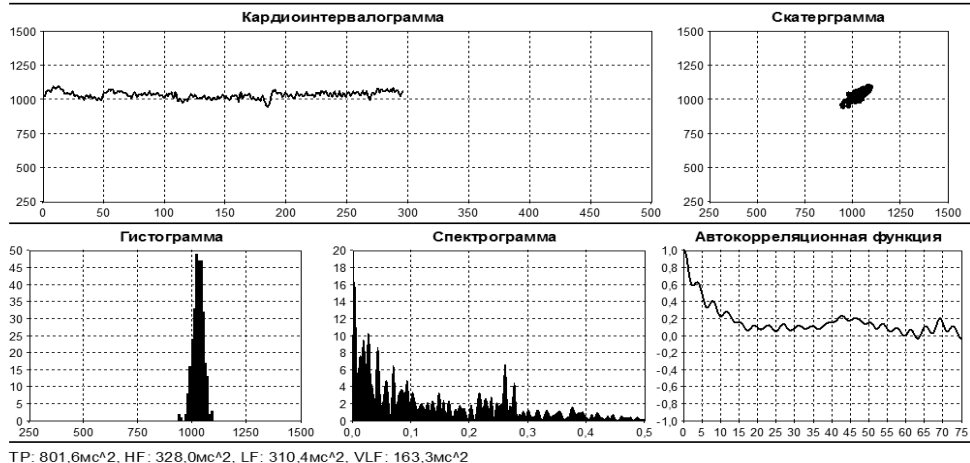


Рисунок 96 - Исследование ВСР у больной Я., 68 лет. Скаттерграмма, гистограмма, спектрограмма и автокорреляционная функция

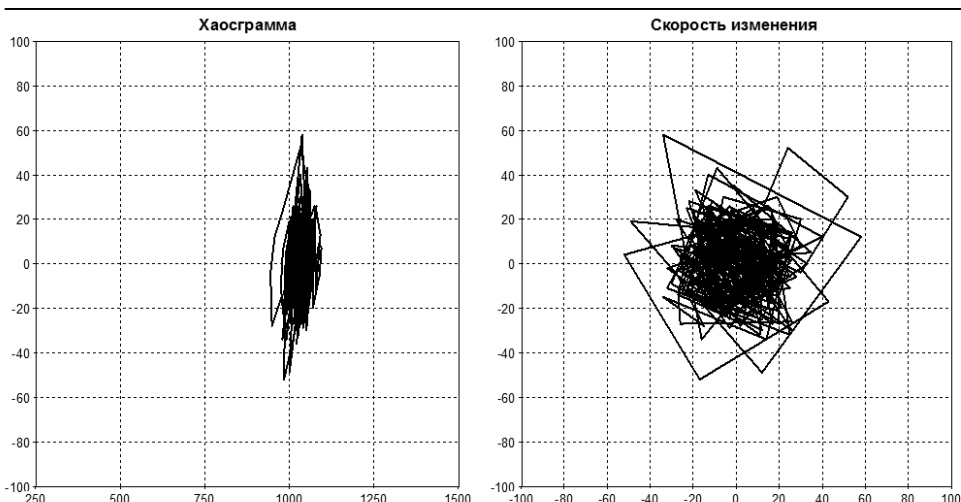


Рисунок 9в - Исследование ВСР у больной Я., 68 лет. Слева полудинамическая хаосграмма, справа динамическая хаосграмма

В указанном примере $SDNN = 64,3$ мс, отношение $LF/HF = 0,9$, $VLF = 163$ мс² / Гц.

Оценка общего уровня variability сердечного ритма, симпатовагусного баланса и нейрогуморальной регуляции по разработанному алгоритму позволяет получить заключение:

- общая variability сердечного ритма в норме,
- симпатовагусный баланс и эрготропные процессы в норме.

Оценка показателей нелинейного анализа при $ApEn = 0,00007$ и визуальной оценке вида хаосграммы дает возможность заключить:

- упрощение регуляции как признак тяжести состояния, ригидность, ухудшение и утрата адаптации.

Клинический пример 2 диагностики нарушений вегетативной регуляции сердечного ритма у больной Б., 62 года. Диагноз: Кардиоэмболический инфаркт мозга в левом КБА при пароксизмальной МА, АГ 3 ст., риск 4. Пароксизм мерцательной аритмии.

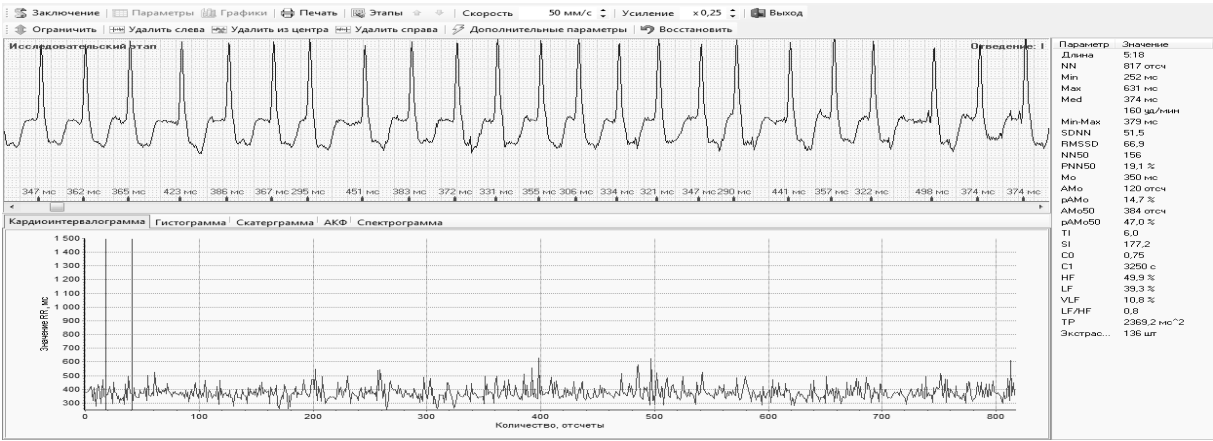


Рисунок 10а - Исследование ВСР у больной Б., 62 года. ЭКГ и кардиоинтервалограмма

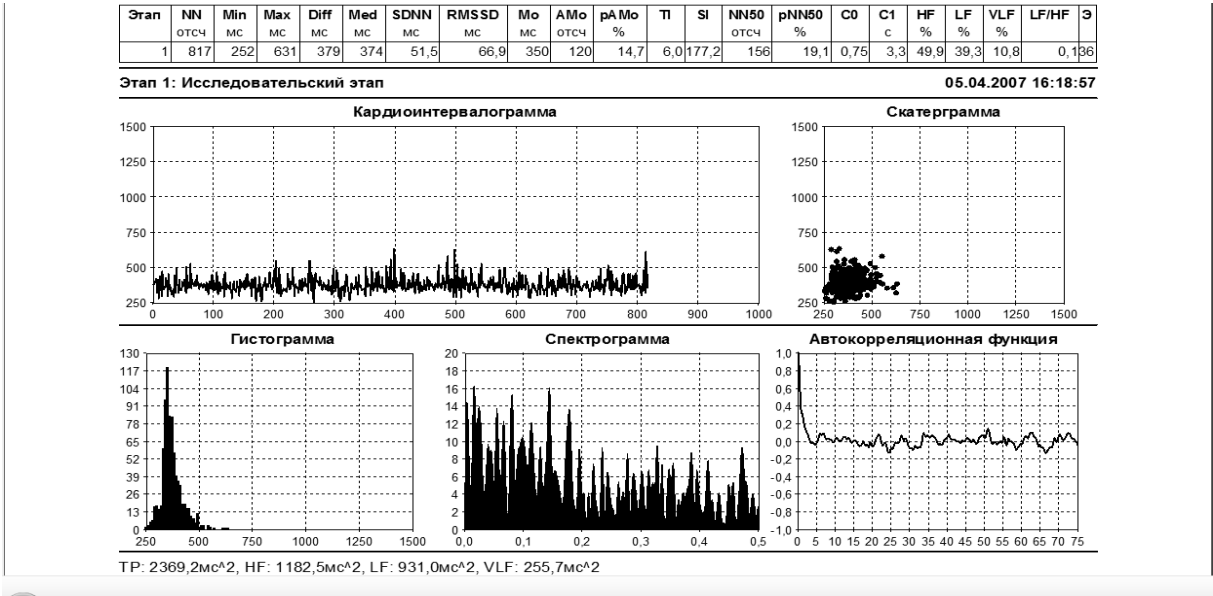


Рисунок 10б - Исследование ВСР у больной Б., 62 года. Скаттерграмма, гистограмма, спектрограмма и автокорреляционная функция

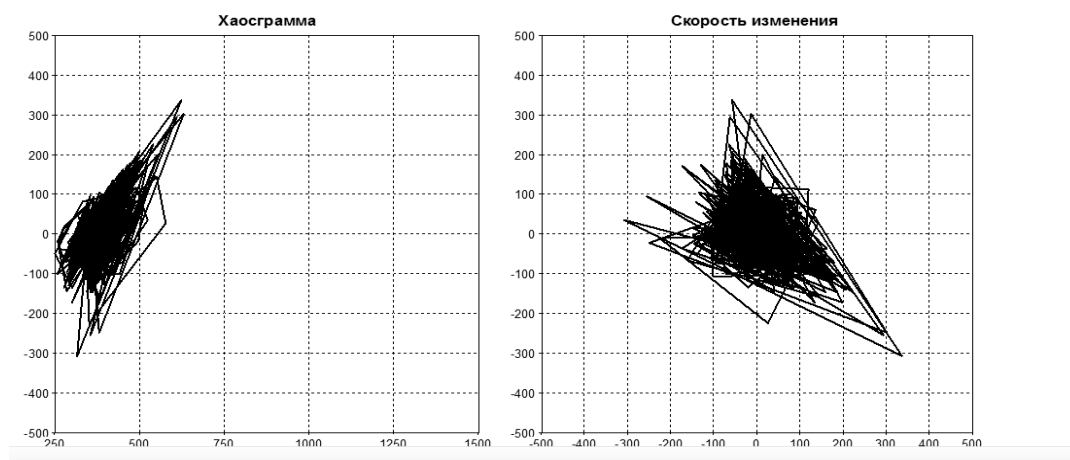


Рисунок 10в - Исследование ВСР у больной Б., 62 года. Полудинамическая хаосграмма и динамическая хаосграмма

В указанном примере $SDNN = 51,5$ мс, отношение $LF/HF = 0,79$, $VLF = 255,7$ мс²/Гц. Оценка общего уровня вариабельности сердечного ритма, симпатовагусного баланса и нейрогуморальной регуляции позволяет получить заключение:

- вариабельность сердечного ритма в норме, симпатовагусный баланс и эрготропные процессы в норме.

Оценка показателей нелинейного анализа при $ApEn = 0,41$ и визуальной оценке вида хаосграммы дает возможность заключить:

- чрезмерно высокая сложность, тенденция к дезорганизации, низкая самоорганизация, неустойчивое состояние с несколькими областями притяжения.

Клинический пример 3 диагностики нарушений вегетативной регуляции сердечного ритма у больной Г., 73 года. Диагноз: Кардиоэмболический инфаркт мозга в левом КБА при постоянной мерцательной аритмии; регрессирующее клиническое течение инсульта

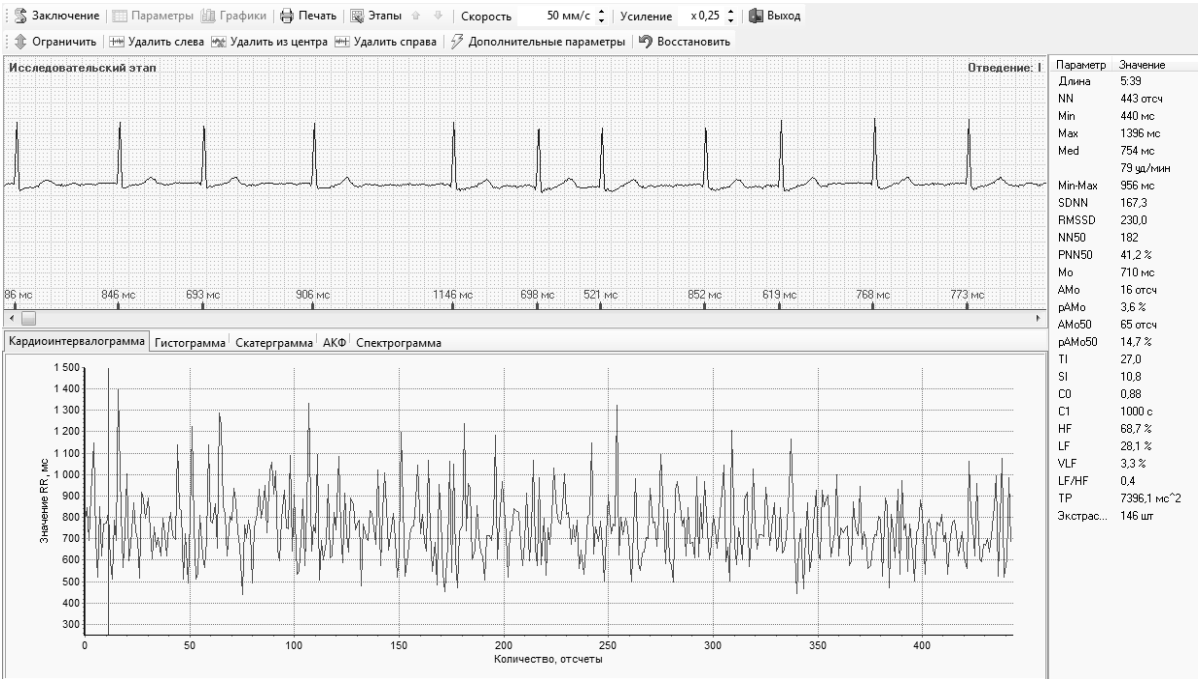


Рис. 11а - Исследование ВСР у больной Г., 73 года. ЭКГ и кардиоинтервалограмма

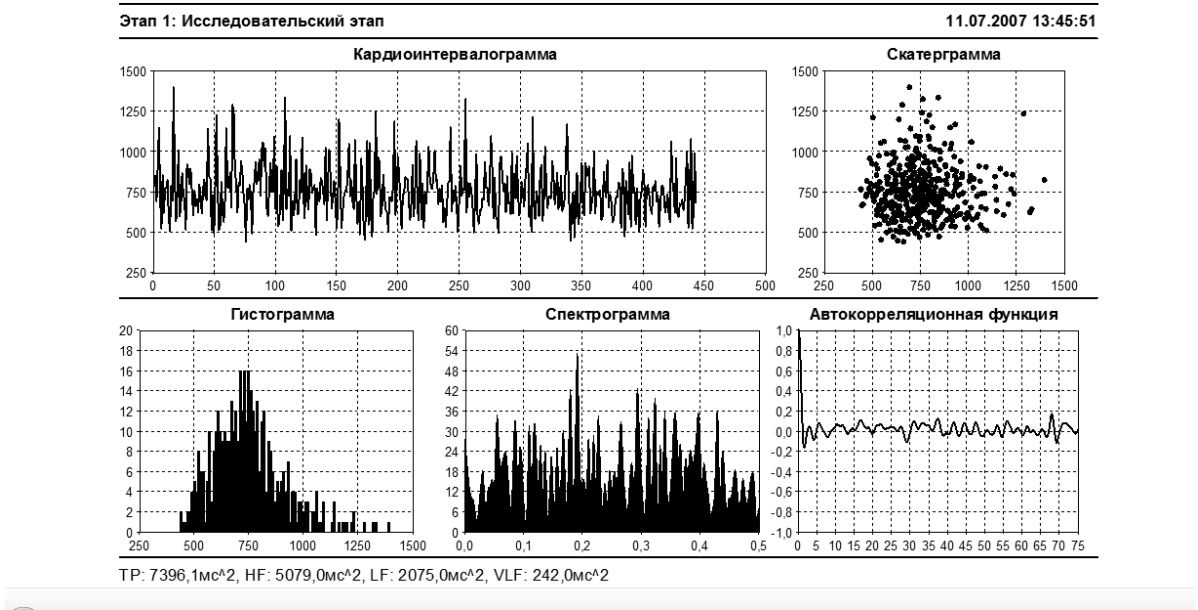


Рис. 11б - Исследование ВСР у больной Г., 73 года. Скатерграмма, гистограмма, спектрограмма и автокорреляционная функция

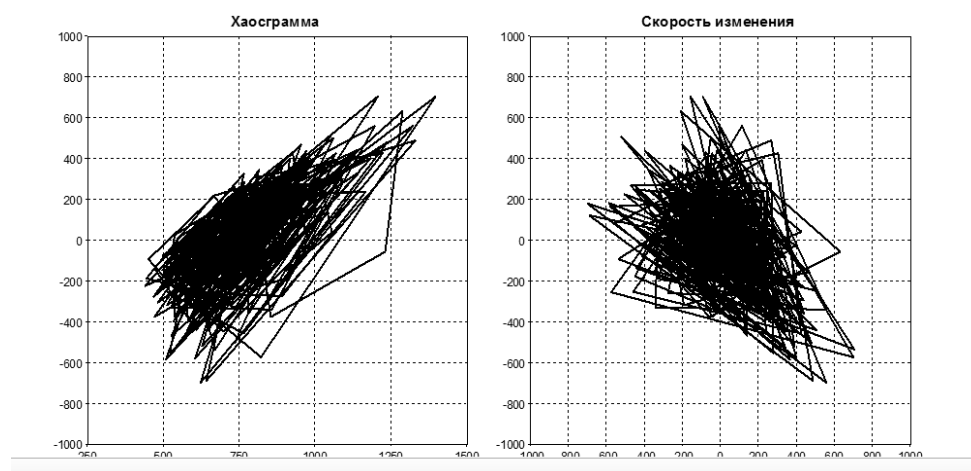


Рис. 11в - Исследование ВСР у больной Г., 73 года. Полудинамическая и динамическая хаосграммы

В указанном примере $SDNN = 167,3$ мс, отношение $LF/HF = 0,4$, $VLF = 242,0$ мс² / Гц.

Оценка общего уровня вариабельности сердечного ритма, симпатовагусного баланса и нейрогуморальной регуляции сердечного ритма позволяет получить заключение:

- вариабельность сердечного ритма резко повышена, повышена парасимпатическая активность, эрготропные процессы в норме.

Оценка приблизительной энтропии $ApEn = 0,931$ и визуальная оценка вида хаосграммы дает возможность дополнительно заключить:

- дезорганизация, дезинтеграция механизмов регуляции, утрата адаптации, неустойчивое состояние, зоны притяжения отсутствуют.

Литература

1. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. // М., Медицина, 1979, 256 с.
2. Берталанфи Л. История и статус общей теории систем. // В кн.: Системные исследования// М., Наука, 1973, С.20-37.
3. Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П., Фурменкова Ю.В. Сопоставление результатов исследования ВСР традиционным способом и методом геометрического анализа нелинейных хаотических колебаний. // www.hrvcongress.org, 2004.
4. Голдбергер А., Ригни Д., Уэст Дж. Хаос и фракталы в физиологии человека // В мире науки . – 1990. - №4. – С.25-32.
5. Капица С.П., Курдюмов С.П., Малинецкий Г.Г. Синергетика и прогноз будущего . –М.:Наука, 1997.
6. Моисеев Н. Современный антропогенез и цивилизованные разломы.-М.: МНЭПУ, 1994.- 46 с.
7. Пригожин И., Стенгерс И. Время, хаос, квант. - М.:Наука, 1994. - 263 с.
8. Сидоренко Г.И., Лазюк Д.Г., Воробьев А.П. и др. Возможности спектрального анализа ЭКГ. //тр. XII межд.конгр.по электрокардиологии.- Минск,1985. – С.71-72.

9. Фролов А.В. Синтез информационных технологий для оперативной дифференцированной диагностики и контроля лечения больных АГ и ИБС. //авт.докт.дисс.-Минск, 1995.- 32 с.
10. Фролов А.В., Воробьев А.П., Радчук В.Я. и др. Вариабельность сердечного ритма: применение при пробах психоэмоционального характера. //В кн.: Клинические и физиологические аспекты ортостатических расстройств.- Москва, 2000.- С.246-255.
11. Gavriloushkin A., Vasyouk A. Geometrical analysis of nonlinear chaotic rate oscillations in analysis of heart rate stability.// Pat.№2127549, 20.03.1999.
12. Goldberger A. Nonlinear dynamics, fractals and chaos: Applications to cardiac electrophysiology // Annals of Biomed. Eng. - 1990. – vol.18, №2. - P.195-198.
13. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and fractals in human physiology Sci. Am. 1990. Vol. 262, 2. P.42-49.
14. Goldberger A.L. Fractal variability versus pathologic periodicity: complexity loss and stereotypy in disease Perspect. Biol. Med. 1997. Vol. 40, 4 P.543-561.
15. Goldberger A. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractal and complexity at bedside. //Lancet, 1996, vol.347: P.1312-1314.
16. Pincus S. Approximate entropy as a measure of system complexity. //Proc. Nat.Aadem.Sci. USA, vol.88, P. 2291-2301, 1991.

**ПРИЛОЖЕНИЕ. Временные и спектральные параметры variability
сердечного ритма**

Величина	единицы	Описание параметра
SDNN	мс	Стандартное отклонение всех NN-интервалов
SDANN	мс	Стандартное отклонение средних значений NN-интервалов, вычисленных по 5-минутным промежуткам в течение всей записи
RMSSD	мс	Квадратный корень из средней суммы квадратов разностей между соседними NN-интервалами
Индекс SDNN	мс	Среднее значение стандартных отклонений NN-интервалов, вычисленных по 5-минутным промежуткам в течение всей записи
SDSD	мс	Стандартное отклонение разностей между соседними NN-интервалами
NN50		Количество пар соседних NN-интервалов, различающихся более чем на 50 мс, в течение всей записи. Возможны три варианта вычислений: подсчет всех таких пар или подсчет только пар, в которых или первый интервал длиннее второго, или наоборот
PNN50	%	Значение NN50, деленное на общее число NN-интервалов
TI		Триангулярный индекс - общее количество NN-интервалов, деленное на высоту гистограммы всех NN-интервалов с шагом 7,8125 мс (1/128 мс).
TP	мс ²	Общая мощность спектра кардиоинтервалограммы
HF	%	Высокая частота в диапазоне 0,15 – 0,4 Гц. Отражает активность парасимпатического контура регуляции СР
LF	%	Низкая частота в диапазоне 0,03 – 0,15 Гц. Преимущественно отражает активность вазомоторного и симпатического контура регуляции СР
VLF	%	Очень низкая частота в диапазоне 0,003 – 0,03 Гц. Преимущественно отражает активность нейрогуморальных звеньев регуляции СР
LF/HF		Отношение симпатовагусного баланса

ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Разработанное программное обеспечение настроено на выполнение всех обсуждаемых кардиоваскулярных тестов.

Вычислительная среда включает следующие блоки:

- блок ввода паспортных данных в базу данных;
- блок выбора этапа обследования;
- блок оцифровки и накопления 5 минутных записей ЭКГ в 12-ти отведениях;
- блок коррекции границ анализируемой кардиоинтервалограммы;
- блок подстройки плавающего уровня R-зубца;
- блок автоматической оценки параметров ВСР,
- блок динамического сравнения параметров ВСР;
- блок графической интерпретации (линейные графики, диаграммы, % отклонений, таблицы)
- блок запоминания и распечатки цифровых и графических данных;
- блок поиска и сортировки данных в архиве;
- блок подсказок и сообщений об ошибках оператора.

Блок нелинейного анализа включен как отдельная компонента программы вариабельности сердечного ритма “Бриз-ХР”.

ЭКГ-сигнал вводится в виде 5-минутной записи одного отведения по выбору с последующей обработкой ВСР. Предусмотрено до 10 динамических срезов. Возможна распечатка хаосграммы, динамической хаосграммы и диаграммы рейтинга с расчетом показателя приблизительной энтропии и нелинейного отношения спектральных мощностей.

Все основные функциональные модули программного обеспечения созданы в программной среде C++. Каждый программный функциональный модуль имеет входные и выходные данные, которые логически используются как информационные ресурсы главного меню программы. Операционная система - Windows XP.

Минимальная аппаратная среда, необходимая для работы программы:

- ПК “Pentium IV” не ниже 1300 MHz/ОЗУ 512 Mb/ CD-ROM/экран 19”/порт USB 2.0/принтер HP LJ 6L;
- Электрокардиографический цифровой преобразователь “Интекард” ТУ РБ 100370976.002-02.

Назначение программы

Программа ориентирована на отечественное электрокардиографическое оборудование, а именно, 12-канальный цифровой электрокардиограф “Интекард”, программируемый велоэргометр М32-В1 и нагрузочное устройство электронный эспандер-динамометр ЭД-01.

Программное средство предназначено для оперативной оценки результатов кардиоваскулярных тестов по данным вариабельности сердечного ритма и выполняет следующие функции:

- ввод паспортных данных пациента и информации, необходимой для оценки показателей;
- съём, мониторинг ЭКГ-сигнала пациента;

ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВСР

- анализ сигнала, расчет и качественная интерпретация показателей;
- протоколирование результатов в виде распечаток или путем сохранения в дисковой памяти компьютера.

Для эксплуатации программного комплекса обслуживающему персоналу достаточно иметь среднее медицинское образование и знания персонального компьютера на уровне оператора. Комплекс предназначен для применения, прежде всего, в кабинетах функциональной диагностики лечебных и санаторно-курортных учреждений, в мобильных диагностических службах.

Описание работы с комплексом

Главное окно программы

После запуска программы мы попадаем в её главное окно. Условно здесь можно выделить 5 частей (см.Рис.12).

Дата/Время	SDNN	RM	NN50	pN	Mo	AMo	pAMo	C1	HF	LF	VLF	TP
13.10.2005 00:31								48250	44.3	43.7	11.9	3013.1
14.10.2005 00:57	107.5	65.2	66	17.6	960	19	5.1	48500	44.3	43.6	12.1	3008.5
14.10.2005 01:03	111.1	66.0	59	17.5	960	18	5.3	39250	42.0	44.1	13.9	3160.1
14.10.2005 01:08								39750				
18.10.2005 17:17	109.3	64.6	57	17.2	960	15	4.5	49250	44.3	43.7	12.0	3010.0
27.10.2005 09:54	44.9	29.3	8	1.9	690	71	17.0	4500	51.3	38.1	10.6	1174.4
27.10.2005 09:59	40.7	18.4	2	0.5	690	73	17.5	16750	42.3	42.9	14.9	971.7
27.10.2005 10:04	42.7	17.6	1	0.2	700	81	19.7	4750	37.9	43.4	18.7	960.9
01.11.2005 11:52	95.9	61.9	14	4.2	950	39	11.6	14750	43.7	42.2	14.0	2890.6
01.11.2005 12:00	80.5	35.5	12	3.7	980	29	8.8	13750	31.0	45.6	23.4	2177.8
01.11.2005 12:07	54.5	24.5	10	2.8	820	68	19.3	25500	32.9	53.8	13.2	1095.3
01.11.2005 12:13	69.2	19.5	1	0.3	1000	35	11.7	12000	31.9	42.1	26.0	1363.3
01.11.2005 12:18	86.1	20.6	3	1.5	940	23	11.3	15500	21.7	44.8	33.5	2477.0
01.11.2005 12:25	71.6	17.6	2	1.0	850	38	19.4	43500	35.7	44.4	19.9	1277.8
01.11.2005 12:29	62.7	15.1	1	0.3	940	45	14.3	7500	24.2	51.1	24.8	902.2
01.11.2005 12:35	65.1	23.8	5	1.5	910	32	9.8	70750				
01.11.2005 13:24	65.6	18.1	2	0.7	1040	41	14.0	19500	40.6	35.8	23.6	1003.5
01.11.2005 13:32	52.7	14.3	2	0.6	880	44	14.2	70250	43.2	33.8	23.0	680.5
01.11.2005 13:37	66.2	18.5	2	0.7	1020	57	19.1	N/A	41.9	33.2	24.9	910.3
01.11.2005 13:42	92.8	22.3	4	2.5	1000	22	13.8	25750	28.3	31.5	40.1	1642.8
01.11.2005 13:47	85.5	24.6	5	2.7	990	23	12.4	51250	33.0	51.3	15.7	1755.3

Рисунок 12 - Главное окно программы

Большую часть окна занимает список пациентов, вместе со списком обследований и расчетными показателями. Список пациентов отображается в виде дерева. Щелчок по фамилии пациента позволяет развернуть список его обследований, который представляет собой список проб, каждая из которых может в себе содержать несколько (один или более) этапов. Для каждого этапа отображается дата обследования и список расчетных показателей.

В самом верху находится меню программы, которое содержит следующие пункты:

- **Управление** – содержит команды для конфигурирования программы;
- **Помощь** – содержит меню для получения справки по работе с системой и информацию о разработчиках.

Немного ниже находится панель управления, которая предназначена для работы со списком пациентов. Панель управления содержит следующие команды:

- **Новый** – регистрации нового пациента в архиве;
- **Изменить** – позволяет отредактировать регистрационную информацию о выбранном пациенте;
- **Удалить** – удаляет информацию о выбранном пациенте и всех его обследованиях;
- **Поиск** – поиск пациента по имени в архиве – Рис.13;
- **Перемещение по архиву** – содержит 4 кнопки (перейти к первой записи, к предыдущей записи, к последующей записи, к последней записи);
- **Обследовать** – провести обследование выбранного пациента;
- **Анализ** – провести анализ выбранного обследования;
- **Печать** – вызывает окно печати для выбранного обследования;
- **Выход** – завершает работу с программой.

Более подробное описание этих команд будет дано ниже.

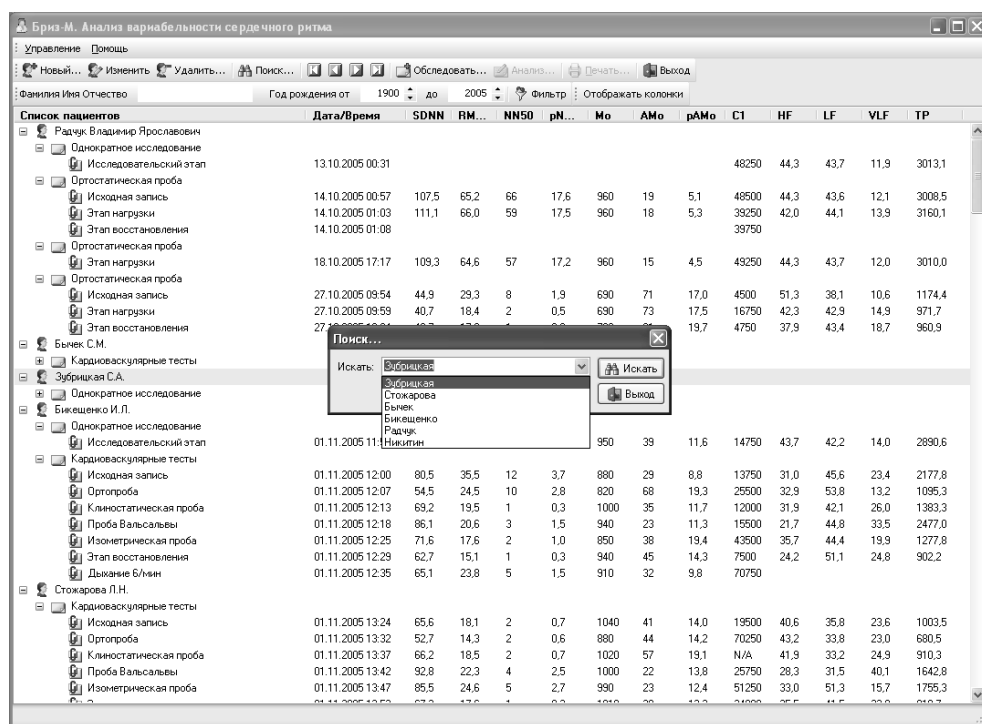


Рисунок 13 - Поиск пациента в архиве

Под панелью управления находится панель управления фильтром архива. После запуска программы в главном окне отображается информация о всех пациентах архива. Если по каким либо причинам Вы желаете отобразить информацию только о части из них, можно воспользоваться фильтром. Фильтр позволяет отобразить только тех пациентов, фамилия которых содержит определенную строку или которые родились в определенный период. Для этого в поле «**Фамилия Имя Отчество**» нужно ввести подстроку, которая будет содержаться в фамилии пациента, и ввести интервал дат в поле «**Год рождения**». После нажатия на кнопку «**Фильтр**» будет отображена только информация о тех

пациентах, которые удовлетворяют критериям поиска. Для того чтобы вернуться к полному списку пациентов, нужно повторно нажать на кнопку «Фильтр».

Следующий пункт панели управления – «Отображать колонки». Он позволяет настроить отображение только тех расчетных показателей, которые Вы хотите видеть в главном окне программы. Для того чтобы показатель отображался, необходимо поставить галочку напротив соответствующего пункта меню. Чтобы запретить отображение соответствующего пункта, нужно снять галочку (см.Рис.14).

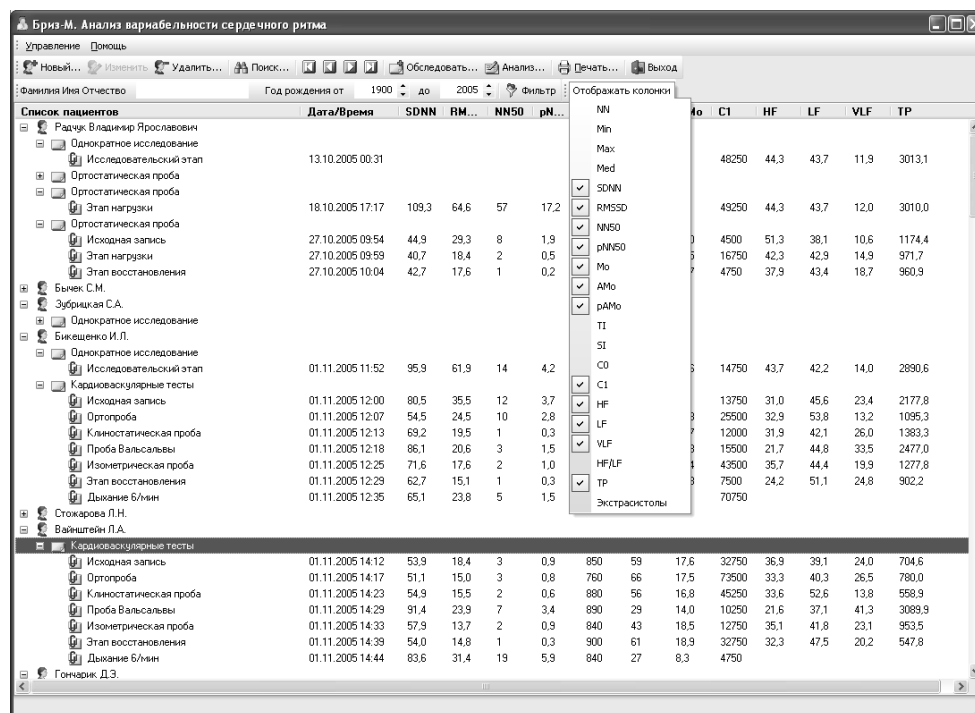


Рисунок 14 - Настройка отображения расчетных показателей

В самом низу главного окна находится строка состояния, в которой отображается различная информация в процессе работы с программой.

Регистрация и редактирование информации о пациенте

Для того чтобы зарегистрировать нового пациента в архиве, нажмите кнопку «Новый» на панели управления. После этого появится форма для ввода информации о пациенте. Данная форма предназначена для ввода информации о пациенте. Обязательными полями являются «Фамилия Имя Отчество», «Дата рождения» и «Пол». Остальные поля не обязательны для заполнения.

Форма имеет три вида отображения, которые переключаются клавишами «Больше» и «Меньше» (см.Рис.15-17).

Рисунок 15 - Форма регистрации/редактирования карты пациента (минимальный режим)

Рисунок 16 - Форма регистрации/редактирования карты пациента (расширенный режим)

Рисунок 17 - Форма регистрации/редактирования карты пациента (полный режим)

В минимальном режиме форма содержит только обязательные для заполнения поля. В расширенном к нему добавляются несколько дополнительных полей, и в полном — вся информация, которую

система позволяет сохранить о пациенте. Выберите тот режим, который наиболее подходит для Ваших нужд.

После заполнения формы нажмите кнопку **«ОК»** или **«Отмена»**, если Вы не желаете отказаться от регистрации пациента.

После нажатия кнопки **«ОК»** информация о пациенте будет занесена в архив, и он появится в списке пациентов на главном окне программы.

Для изменения регистрационной информации о пациенте используется эта же форма. Чтобы изменить информацию, необходимо выбрать соответствующего пациента в главном окне программы и нажать на кнопку **«Изменить»** на панели управления. Появится регистрационная форма, в которой будет отображена вся информация о пациенте из архива.

Работа происходит так же, как и в сценарии регистрации нового пациента в архиве.

Проведение нового обследования

Для проведения нового обследования необходимо нажать на кнопку **«Обследовать»** на панели управления. После этого появится окно настройки теста (см.Рис.18).

В этом окне можно ввести комментарий к обследованию, который будет отображаться в главном окне программы в списке обследований пациента. Также необходимо выбрать протокол из списка доступных протоколов и выбрать врача из списка врачей, зарегистрированных в системе.

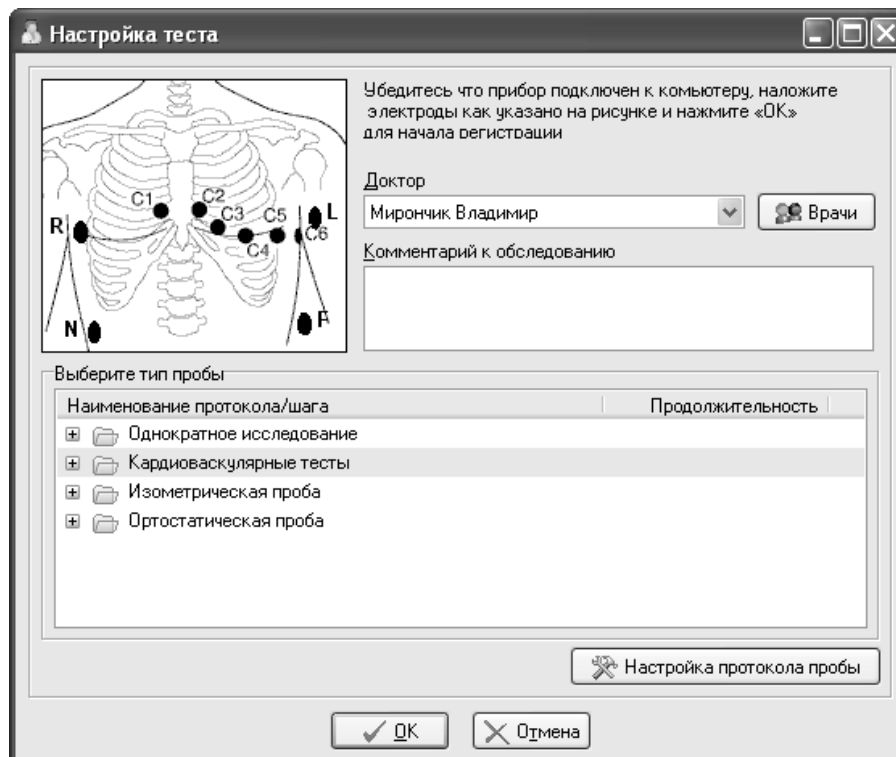


Рисунок 18 - Выбор протокола обследования

Для редактирования списка врачей нажмите кнопку «Врачи». Появится окно со списком всех врачей, зарегистрированных в системе. В этом окне можно добавить нового врача, изменить информацию о существующем или удалить фамилию врача из системы.

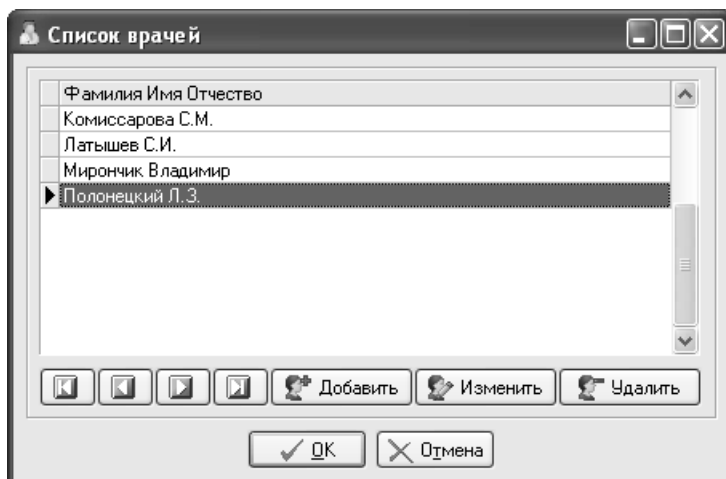


Рисунок 19 - Редактирование списка врачей

Настройка теста требует выбора протокола пробы, по которому будет проходить тест. Система поставляется с некоторым набором протоколов, но пользователь системы, при желании, может определить новые протоколы или исправить существующие (см.Рис.20).

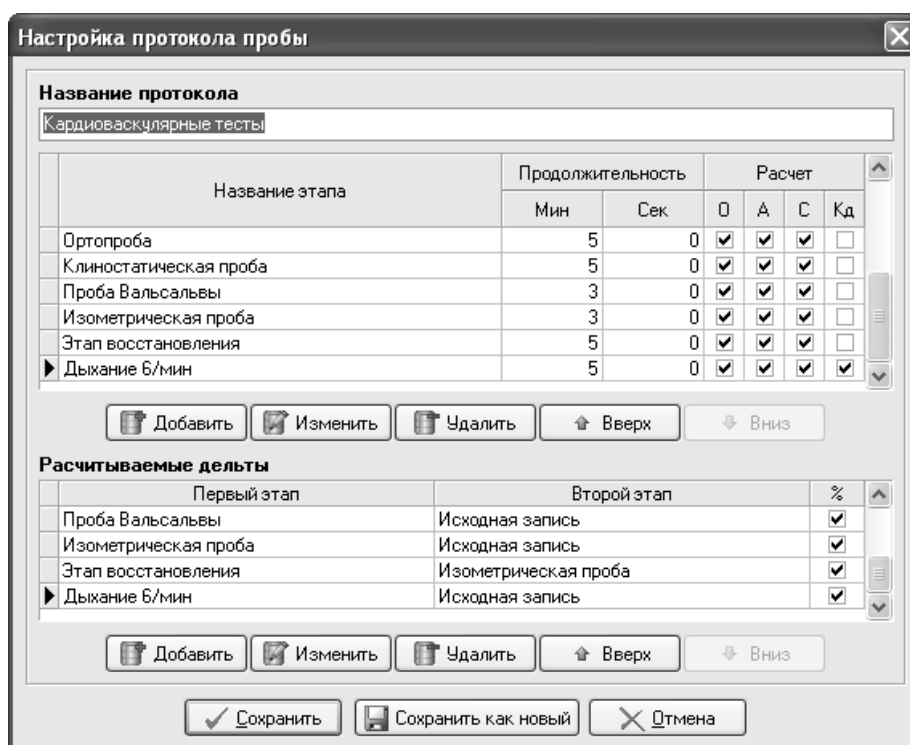


Рисунок 20 - Настройка протокола пробы

Данный экран содержит в себе список всех этапов обследований с указанием длительности этапа и списка расчетных показателей, которые требуется вычислить при анализе:

О – статистические показатели.

А – автокорреляционная функция и показатели C0 и C1

С – произвести спектральный анализ.

Кд – рассчитать коэффициент дыхания – спектральный анализ кардиоинтервалограммы в данном случае не проводится.

Также на данном экране можно произвести настройку расчета дельт, которая будет производиться при анализе обследования.

После указания всех параметров и выбора протокола пробы необходимо наложить электроды на пациента и нажать кнопку «**ОК**» - начало пробы. Появится окно ввода сигнала.

Обследование пациента

В начале регистрации сигнала появляется окно со списком всех этапов обследования (см.Рис.21). Это же окно появляется в начале теста и после каждого завершенного этапа обследования. На нем отображается список всех этапов с указанием длительности и состояние этапа в левой колонке – завершенный, текущий, последующий, отмененный.

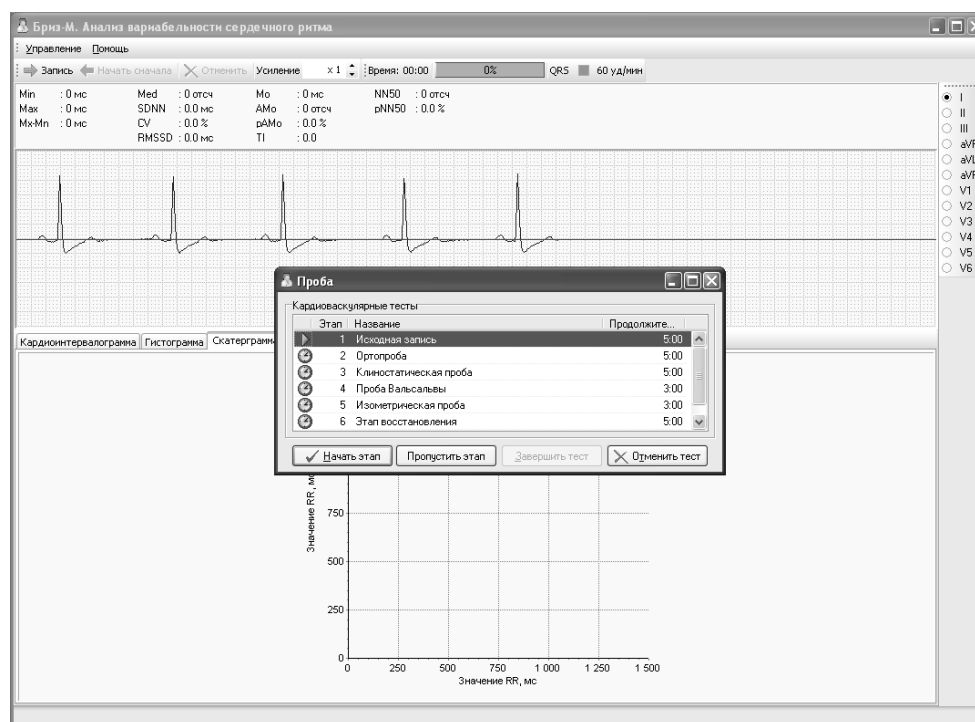


Рисунок 21 - Окно регистрации сигнала со списком этапов

Оно предоставляет следующие возможности.

Начать этап – начинает текущий этап. Окно выбора этапа закрывается, и появляется окно регистрации сигнала (см.Рис.22).

Пропустить этап – пропускает текущий этап и переходит к следующему.

Завершить тест – завершается обследование пациента и открывается окно анализа.

Отменить тест — система завершает тест, но окно анализа обследования не появляется, и информация о всех проведенных этапах нигде не сохраняется.

Регистрация сигнала

Окно регистрации сигнала содержит в себе панель управления, панель регистрации сигнала, панель расчетных показателей и панель отображения графиков.

Для регистрации RR-интервалов необходимо в первую очередь выбрать то отведение ЭКГ, в котором амплитуда R-зубца максимальна. Это делается с помощью панели выбора отведения в правой части экрана.

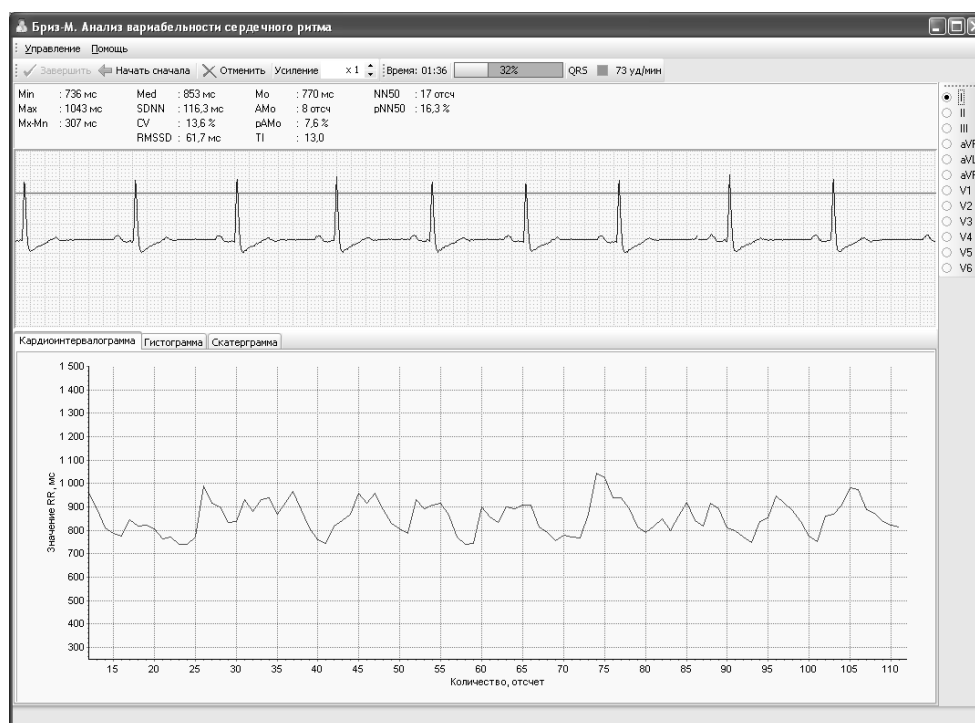


Рисунок 22 - Окно регистрации сигнала (этап обследования)

Затем необходимо установить уровень, при котором программа будет распознавать R-зубец на ЭКГ. Это можно сделать, щелкнув левой клавишей мыши на панели регистрации сигнала. Зеленая линия на ней показывает уровень, при пересечении которого ЭКГ-сигналом система регистрирует новый интервал.

После того как выбрано отведение и установлен уровень регистрации, необходимо щелкнуть на кнопке **«Запись»** — программа начнет регистрацию RR-интервалов. Если по какой-либо причине Вас не устраивает качество сигнала или Вы просто желаете сменить отведение — Вы можете нажать на кнопку **«Начать сначала»**. Если Вы желаете отменить этап — нажмите на кнопку **«Отмена»**.

В левой части панели управления отображается таймер, который отсчитывает время от начала нажатия на кнопку **«Запись»**. Каждый этап имеет фиксированную длительность и, пока Вы не завершили набор данных для этапа, Вы не можете перейти к следующему этапу пробы.

ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВСР

В процессе регистрации каждые 30 секунд происходит расчет некоторых статистических показателей – они отображаются в верхней части экрана под панелью управления. В нижней части экрана находится панель графиков.

Во время регистрации сигнала программа показывает следующие графики – кардиоинтервалограмма, скатерграмма (см.Рис.23) и гистограмма распределения RR-интервалов (см.Рис.24). Первые два обновляются по мере регистрации новых отсчетов. Гистограмма распределения обновляется каждые 30 секунд в момент перерасчета статистических показателей.

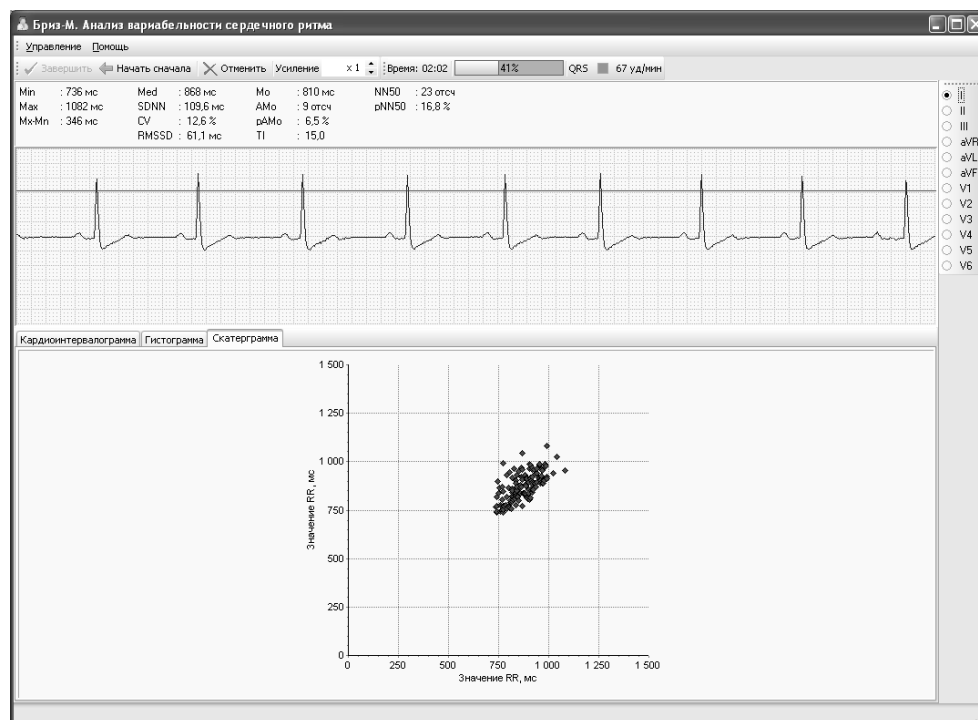


Рисунок 23 - Скатерграмма этапа



Рисунок 24 - Гистограмма распределения RR-интервалов для этапа

После того, как пройдено определенное время, становится доступной кнопка «Завершить». После нажатия на нее этап завершается, и Вам дается возможность перейти к следующему этапу обследования.

После прохождения всех этапов теста система переходит к анализу текущего обследования.

Анализ обследования

После прохождения теста программа открывает окно анализа обследования (см.Рис.25). Тест показывается поэтапно — т.е. в конкретный момент времени можно просмотреть только один определенный этап обследования. Переключение между этапами осуществляется либо щелчком по кнопке «**Этапы**» в панели управления, либо последовательным перемещением по этапам с помощью двух кнопок, расположенных за ней, которые позволяют перейти на следующий или предыдущий этап обследования (см.Рис.26).

В верхней части экрана отображается ЭКГ-отведение, в котором регистрировались RR-интервалы. Отведение можно прокручивать в различные стороны посредством правой клавиши мыши (нажать на нее и, не отпуская, перемещать вправо или влево). Под каждым зарегистрированным R-зубцом в нижней части панели отображения ЭКГ сигнала указывается его длительность в миллисекундах¹.

В нижней части экрана отображаются различные статистические графики для текущего этапа. На графике кардиоинтервалограммы есть две вертикальные черты зеленого цвета. Они показывают тот участок ЭКГ-сигнала, который в текущий момент отображается над графиком. При щелчке на

¹ В отличие от предыдущей версии программы «Бриз-М» здесь предоставляется возможность сохранять в архиве исследования всю зарегистрированную электрокардиограмму.

ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВСР

графике кардиоинтервалограммы будет отображен тот участок ЭКГ-сигнала, который соответствует позиции на графике, где был произведен щелчок.

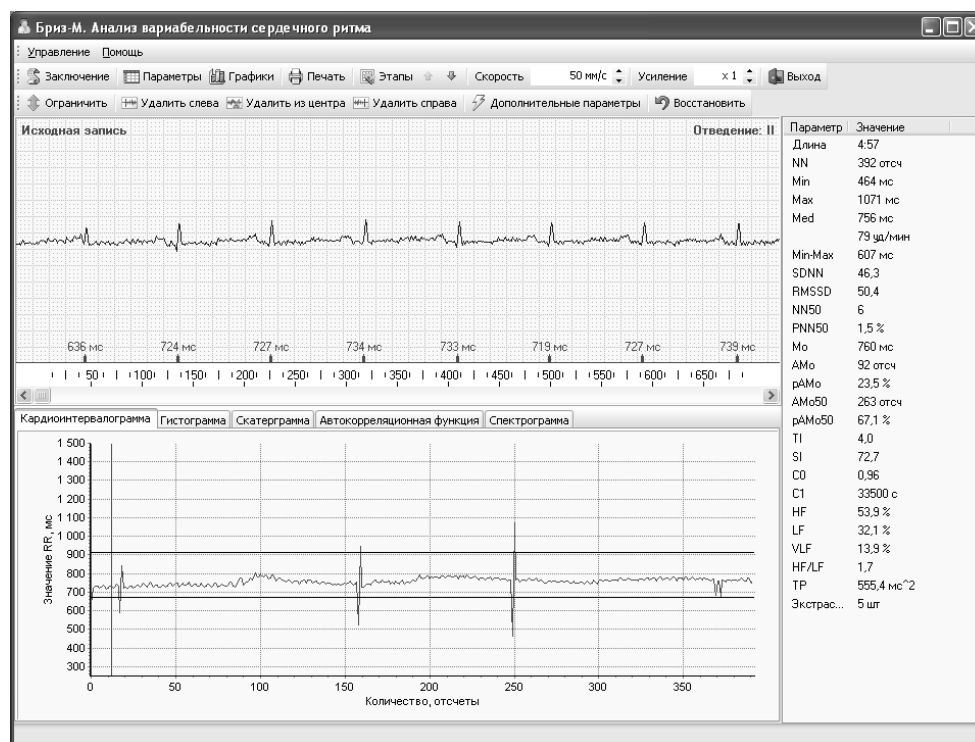


Рисунок 25 - Окно анализа обследования

В правой части экрана показываются все параметры, которые были рассчитаны для данного этапа обследования. То, какие параметры должны быть рассчитаны, указывается при редактировании протокола пробы.

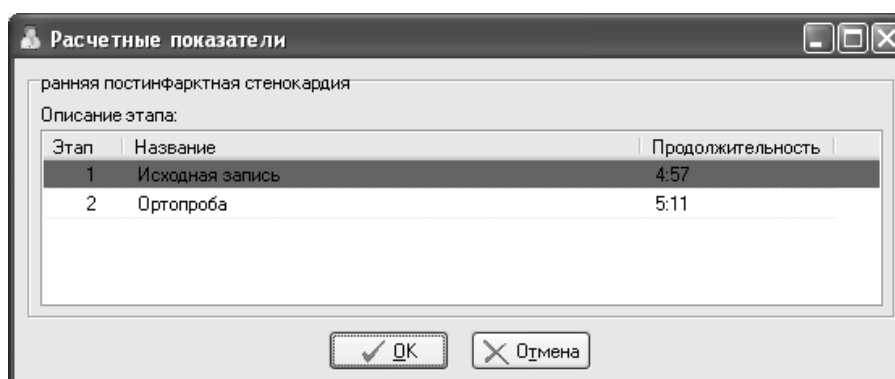


Рисунок 26 - Окно выбора этапа обследования для просмотра

Программа позволяет установить границы для всего множества зарегистрированных RR-интервалов, которые будут использоваться при расчете показателей.

Это позволяет исключить из анализа определенные участки кардиоинтервалограммы (экстрасистолы, различные артефакты, которые появились в процессе регистрации сигнала).

Для этого предназначены следующие команды:

- **Ограничить** – позволяет выставить границы для RR -интервалов в мс, которые будут использоваться при расчете показателей.
- **Удалить слева** – исключает участок кардиоинтервалограммы до определенного интервала из обследования и расчета.
- **Удалить из центра** – исключает участок кардиоинтервалограммы между определенными интервалами из обследования и расчета.
- **Удалить справа** – исключает участок кардиоинтервалограммы от определенного интервала из обследования и расчета.

После выбора одного из этих пунктов появляется окно, на котором мышкой выбираются границы для удаления части кардиоинтервалограммы или ее ограничения.

После нажатия на кнопку «ОК» происходит коррекция кардиоинтервалограммы и перерасчет всех показателей и графиков в соответствии с определенными границами.

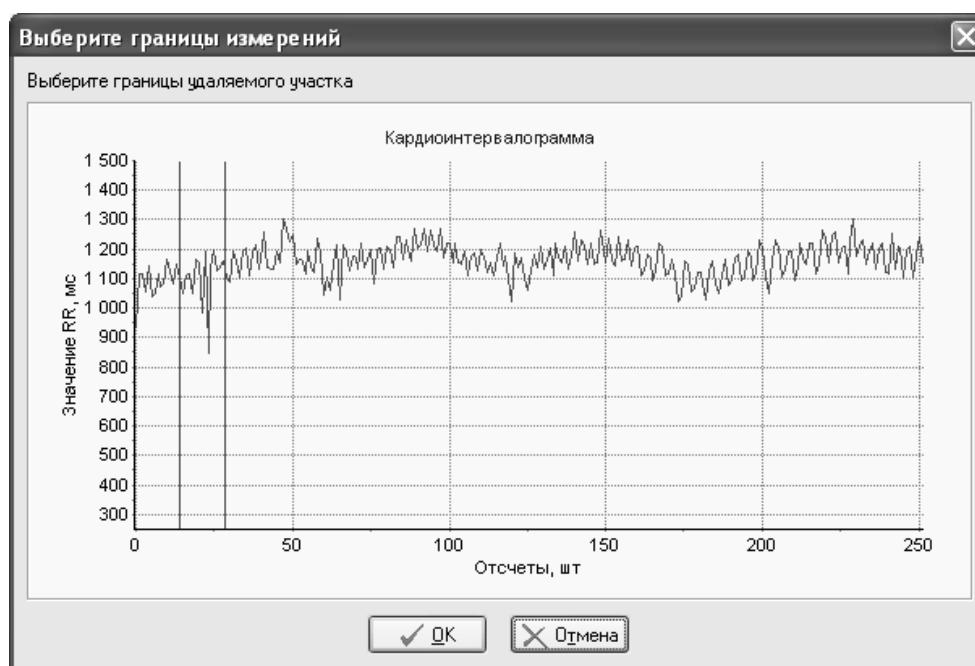


Рисунок 27 - Выбор участка кардиоинтервалограммы для удаления из обследования

В нижней части экрана анализа этапа обследования программа строит следующие графики:

- Кардиоинтервалограмма
- Гистограмма распределения RR -интервалов
- Скатерграмма – отношения предыдущего интервала к последующему
- Автокорреляционная функция
- Спектрограмма (см.Рис.28).

На графике спектрограммы различные участки отображаются разными цветами. Уровень **HF** отображается красным цветом, уровень **LF** отображается зеленым цветом, уровню **VLF** соответствует синий цвет.

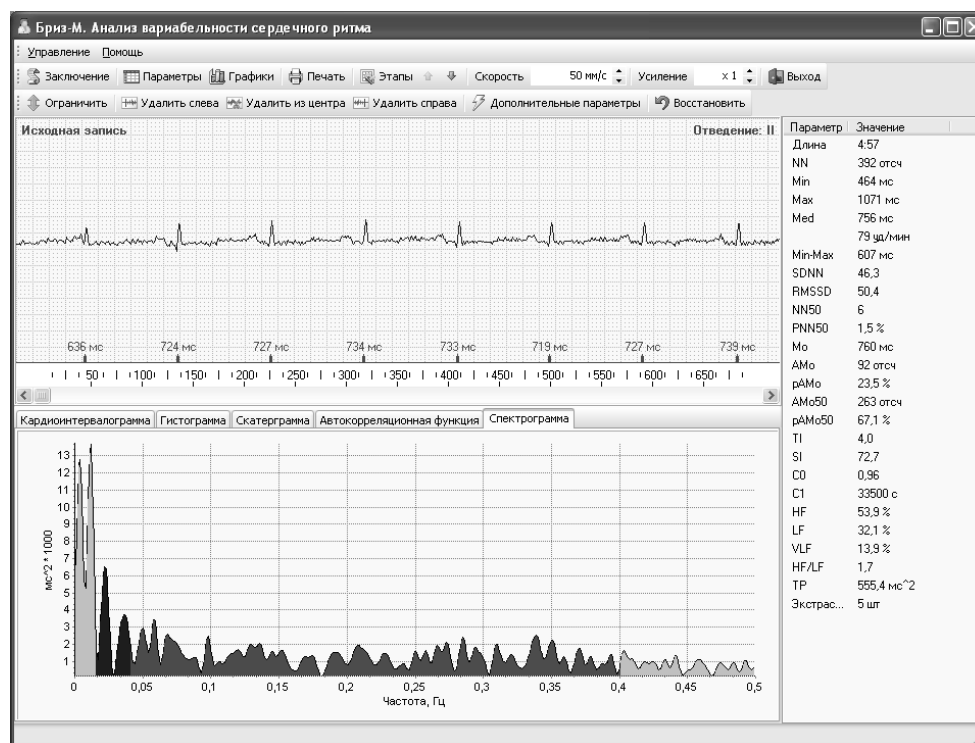


Рисунок 28 - Окно анализа спектрограммы

Просмотр и редактирование компьютерного заключения

Для просмотра результатов обследования нажмите кнопку «**Заключение**». Система отобразит результаты компьютерного заключения, которое было поставлено для всех этапов теста (Рис.29).

Программа позволяет внести изменения в заключение. После нажатия кнопки «**Выход**» все изменения, которые были произведены, будут сохранены в архиве обследований.

Если по каким-либо причинам Вы решили отказаться от внесенных коррекций, можно нажать кнопку «**Восстановить исходное**». В этом случае заключение будет заменено на исходное (до Ваших изменений). Заключение ставится после завершения этапа, и если Вы вносили какие-либо изменения в кардиоинтервалограмму (ограничивали, удаляли какие-либо части), то эти изменения не будут отображаться в окне заключения. Если Вы хотите пересчитать заключение с учетом этих изменений можно воспользоваться кнопкой «**Пересчитать**».

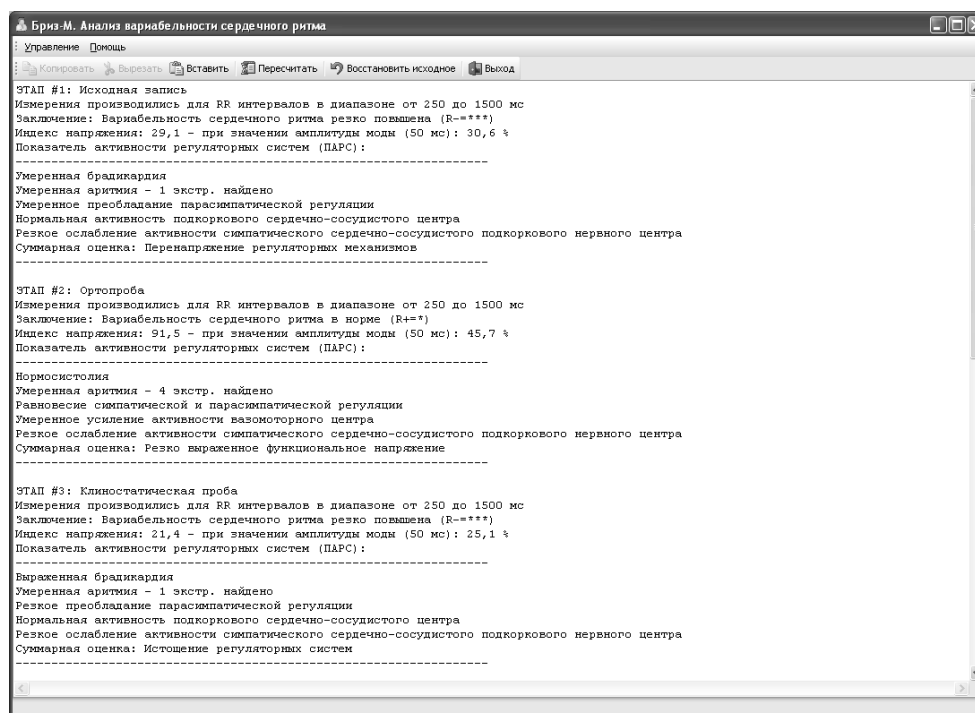


Рисунок 29 - Компьютерное заключение

Кнопка «**Выход**» завершает работу с экраном просмотра/редактирования компьютерного заключения, сохраняет все изменения и возвращает нас обратно к экрану анализа обследования.

Просмотр расчетных показателей и дельт

Если обследование состояло более чем из одного этапа, тогда появляется возможность просмотреть все расчетные показатели и дельты для пройденного протокола в отдельном окне.

Для этого нажмите кнопку «**Параметры**». Откроется новое окно (Рис.30). На этом экране отображается список всех расчетных показателей (по этапам) и под ним показываются значения дельт – в абсолютных или относительных величинах.

Также Вам предоставляется возможность удалить какие-либо из дельт, которые не предоставляют для Вас интереса, или добавить новые. Для удаления дельты выделите ее в окне и нажмите кнопку «**Удалить дельту**». Если Вам необходимо добавить новую дельту в анализ – нажмите на кнопку «**Добавить дельту**».

Раздел	NN	Min	Max	Med	SDNN	RM...	NN50	pN...	Mo	AMo	pAMo	TI	SI	CO	CI	HF	LF	VLF
Расчетные показатели																		
12:39:32	252	848	1301	1158	84.5	76.8	75	29.9	1160	20	7.9	12.0	29.1	0.95	20.3	64.3	27.4	8.3
12:46:38	350	625	874	745	58.1	29.1	13	3.7	720	39	11.1	8.0	132.3	0.99	6.3	34.0	47.8	18.2
12:52:37	231	969	1434	1284	107.6	98.1	78	33.9	1260	15	6.5	15.0	21.4	0.96	30.0	70.8	22.8	6.4
12:57:54	196	629	1490	1166	212.2	103.9	30	22.2	1120	6	4.4	22.0	7.2	1.00	20.5	27.0	42.3	30.7
13:03:14	119	866	1212	1071	114.6	63.7	29	24.6	1070	10	8.4	11.0	45.4	0.99	10.0	34.9	49.9	15.2
13:08:24	249	947	1400	1193	107.3	76.3	71	28.6	1220	19	7.6	13.0	24.0	0.97	25.0	58.4	29.3	12.3
13:14:27	289	728	1250	961	131.0	77.0	61	21.2	1040	14	4.8	20.0	16.6	0.99	3.3			
Абсолютные дельты																		
Относительные дельты																		
Этапы N2 - N1	38.9	-26.3	-32.8	-35.7	-31.2	-62.1	-82.7	-87.6	-37.9	95.0	40.5	-33.3	354.6	4.3	-69.1	-47.0	74.3	119
Этапы N3 - N2	-34.0	55.0	64.1	72.3	85.2	237.1	500.0	816.2	75.0	-61.5	-41.4	87.5	-83.8	-3.0	380.0	107.9	-52.3	-64
Этапы N4 - N1	-46.0	-25.8	14.5	0.7	151.1	35.3	-60.0	-25.8	-3.4	-70.0	-44.3	83.3	-75.3	5.2	1.2	-58.0	54.4	269
Этапы N5 - N1	-52.8	2.1	-6.8	-7.5	35.6	-17.1	-61.3	-17.7	-7.8	50.0	6.3	-8.3	56.0	4.8	50.6	-45.8	82.1	83.6
Этапы N6 - N5	109.2	9.4	15.5	11.4	-6.4	19.8	144.8	16.3	14.0	90.0	-9.5	18.2	-47.1	-2.5	150.0	67.5	-41.3	-19
Этапы N7 - N1	14.7	-14.2	-3.9	-17.0	55.0	0.3	-18.7	-23.1	-10.3	-30.0	-39.2	66.7	-43.0	4.5	-84.0			

Рисунок 30 - Расчетные показатели и дельты

В этом случае появится диалоговое окно (Рис.31), в котором необходимо выбрать этапы для сравнения и указать в каких единицах (абсолютных или относительных) произвести сравнение. После нажатия кнопки «ОК» дельта для указанных этапов будет добавлена в соответствующий раздел в списке расчетных показателей.

Добавить дельту для сравнения

Первый этап: Исходная запись

Второй этап: Клиностатическая проба

Абсолютные? ☐

ОК Отмена

Рисунок 31 - Добавление новой дельты к списку расчетных показателей

Информация о всех добавленных или удаленных дельтах будет сохранена в архиве обследований пациентов по завершении работы с анализом обследования.

Просмотр графиков для обследования

Если обследование состоит из нескольких этапов, программа предоставляет возможность просмотреть динамику изменения параметров в виде графиков.

Для того чтобы просмотреть графики, нажмите на кнопку «Графики» на панели управления в окне анализа обследования. Вы увидите окно (см.Рис.32) на котором представлены 4 графика. Вы можете указать, изменение какого из параметров будет отображаться в конкретном графике.

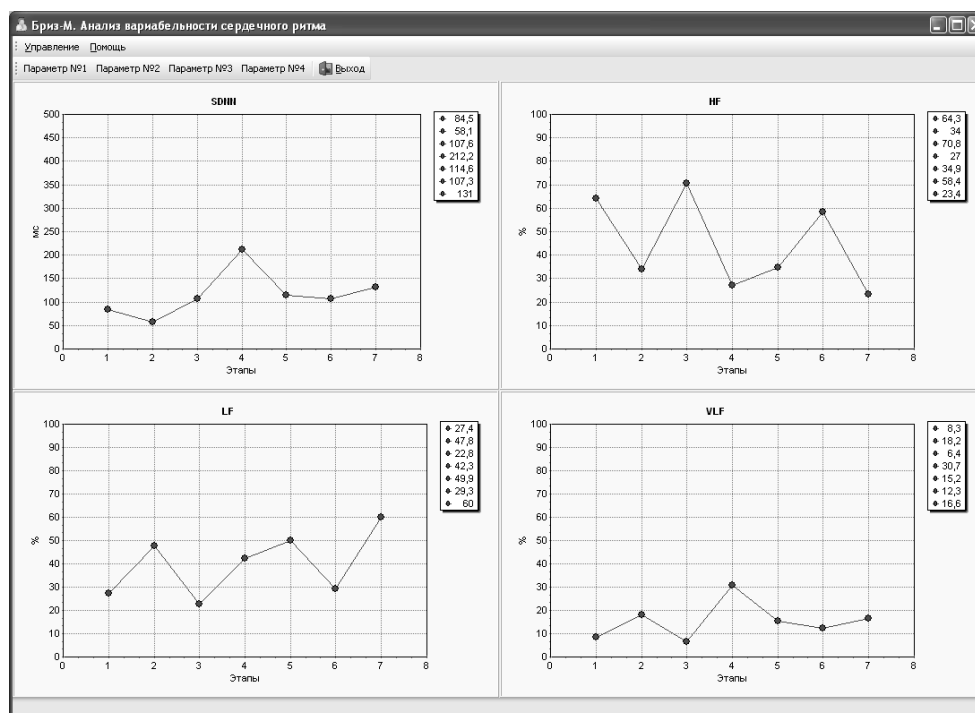


Рисунок 32 - Графическое представление изменения параметров в процессе обследования

Для выхода из окна графиков нажмите на кнопку «**Выход**» на панели управления. Вы вернетесь обратно к окну анализа обследования.

Печать результатов обследования

Для распечатки результатов обследования необходимо нажать на кнопку «**Печать**» в окне анализа результатов обследования или в главном окне программы. После этого будет открыто окно предварительного просмотра результатов (см.Рис.33).

Данные в этом окне будут представлены именно в таком виде, в каком они будут распечатаны на бумаге. Вы можете просмотреть изображение в уменьшенном или увеличенном виде, просмотреть отдельно каждую страницу, которая будет напечатана.

Для управления просмотром распечатываемых данных можно воспользоваться панелью управления, на которой находятся кнопки для увеличения/уменьшения размера изображения, перемещения по отдельным страницам распечатываемых данных.

Для непосредственного вывода информации на принтер нажмите на кнопку «**Печать**». Для завершения работы с печатью воспользуйтесь кнопкой «**Выход**».

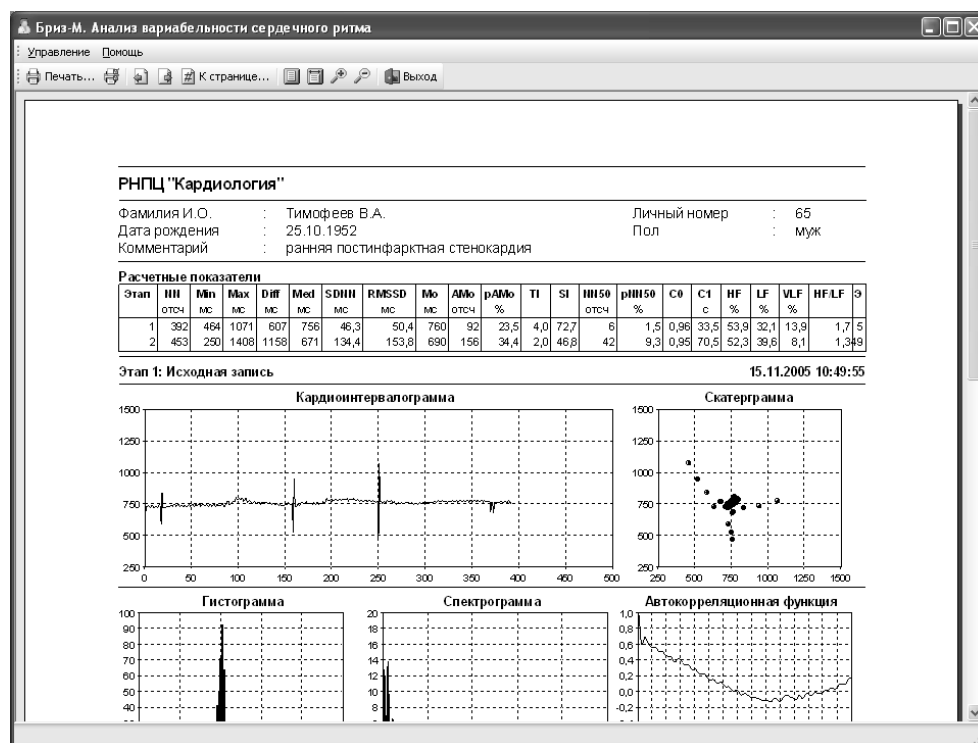


Рисунок 33 - Печать данных обследования

Блок нелинейного анализа variability сердечного ритма

После записи 5-минутного отрезка ЭКГ и анализа variability ритма включается блок нелинейного анализа. Доступ к этому блоку выполняется с помощью кнопки «Дополнительные параметры» панели управления. В выпадающем меню следует выбрать пункт «Хаос-анализ». Окно просмотра результатов нелинейного анализа содержит 3 закладки.

Первая закладка позволяет увидеть хаосграмму.

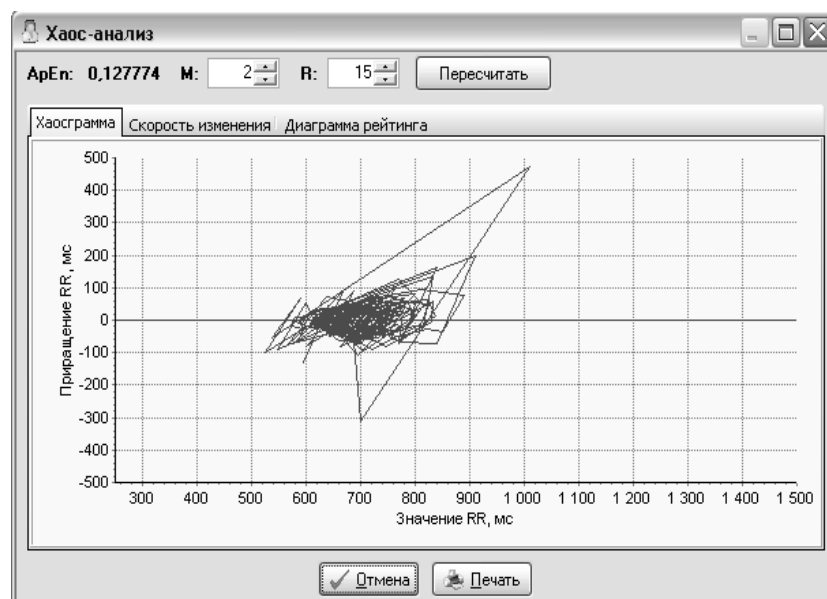


Рисунок 34 - Хаосграмма обследования

При выборе другой закладки (скорость изменения) можно посмотреть динамическую хаосграмму.

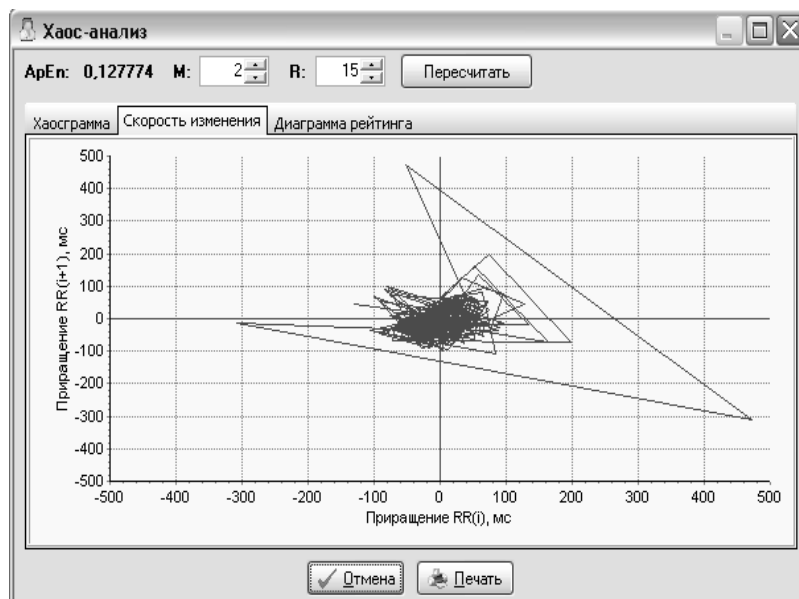


Рисунок 35 - Динамическая хаосграмма обследования

Далее можно посмотреть диаграмму рейтинга, здесь же можно посмотреть приблизительную энтропию и нелинейный показатель HF/ LF:

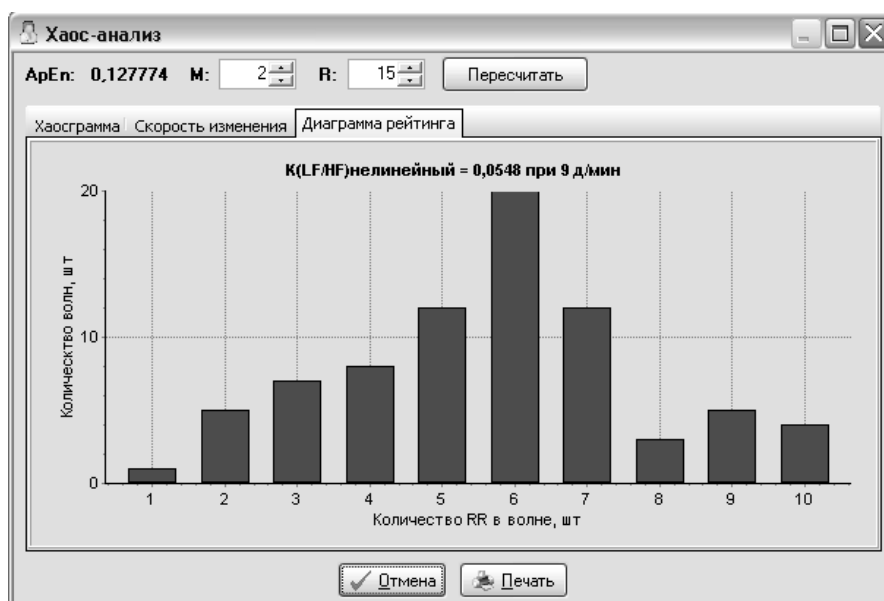


Рисунок 36 - Диаграмма рейтинга

Результаты нелинейного анализа ВСР в графическом виде можно распечатать (Рис.37).

На распечатке представлены результаты линейного анализа ВСР в таблице, кардиоинтервалограмма, хаосграмма, динамическая хаосграмма и диаграмма рейтинга.

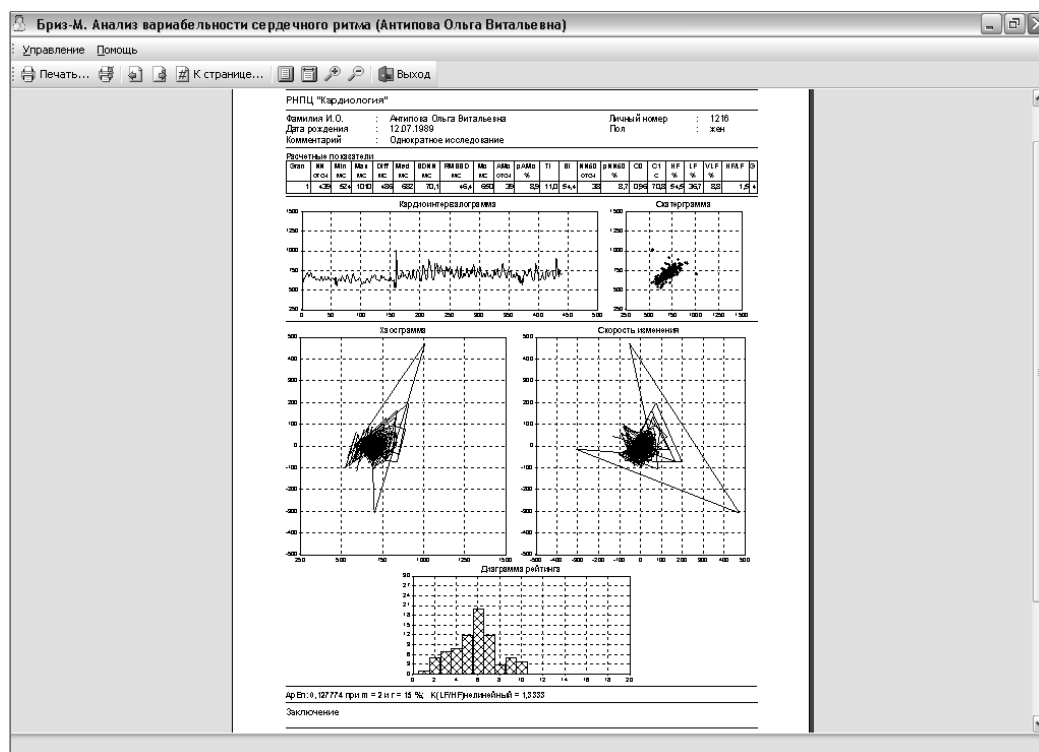


Рисунок 37 - Распечатка результатов нелинейного анализа сердечного ритма

Импорт данных из предыдущих версий программы

Система позволяет импортировать данные из предыдущих версий программы «Бриз» для последующего анализа в новой программе. Для того, чтобы импортировать данные, выберите пункт меню «**Управление**» — «**Импорт данных**».

Появится диалоговое окно, в котором необходимо указать настройки для доступа к старому архиву пациентов.

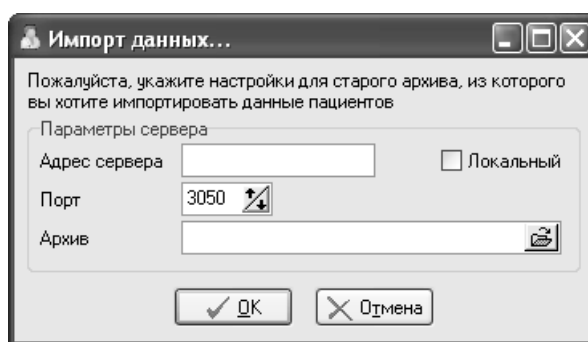


Рисунок 38 - Окно импорта данных из архива предыдущей версии программы

Адрес сервера – TCP/IP адрес сервера, где находится архив.

Порт – номер порта, на котором запущен сервер БД «Firebird».

Архив – путь к архиву пациентов. В конце строки присутствует значок . Он предназначен для поиска файла архива.

Если база данных находится на локальной машине, указывать адрес сервера и порт необязательно, достаточно указать только путь к архиву и выбрать пункт **«Локальный»**.

После нажатия на кнопку **«ОК»** программа соединится с сервером, и данные из старого архива будут импортированы в текущий. Эта операция может занять определенное время, т.к. требуется пересчитать расчетные показатели для всех пациентов и их обследований в старом архиве.

Экспорт данных в офисные приложения Windows

Если двигаться в панели управления по пути **«Управление»** — **«Экспорт в CSV»**, то можно передать все данные из накопленного архива исследований в файл стандарта **CSV** (Comma Separated Values — значения, разделённые запятыми). Такой файл содержит в текстовом виде основную информацию из базы данных, включая расчётные показатели и дельты, и может быть принят программами Microsoft Excel, Microsoft Word и др. для последующей обработки (например, статистической). Экспорт выполняется в обычном окне сохранения файлов системы Windows, где требуется указать любое имя файла для хранения данных. Файлу автоматически будет присвоено расширение **CSV**.

Принципы импорта данных стандарта **CSV** описаны в руководствах на соответствующие программы. В частности, приложение Microsoft Excel позволяет просто открыть такой файл и сразу представить его в виде таблицы.

Настройка системы

Для изменения настроек программы воспользуйтесь пунктом меню **«Управление»** — **«Настройки»**. Откроется диалоговое окно (Рис.39), содержащее две вкладки. На первой из них Вы можете указать параметры для соединения с сервером БД «Firebird» для доступа к архиву пациентов. Параметры соответствуют тем же, как и в предыдущем разделе, посвященном импорту данных из предыдущих версий программы. Также можно создать новый архив, указав путь, где он будет создан, и нажав на кнопку **«Создать»**.

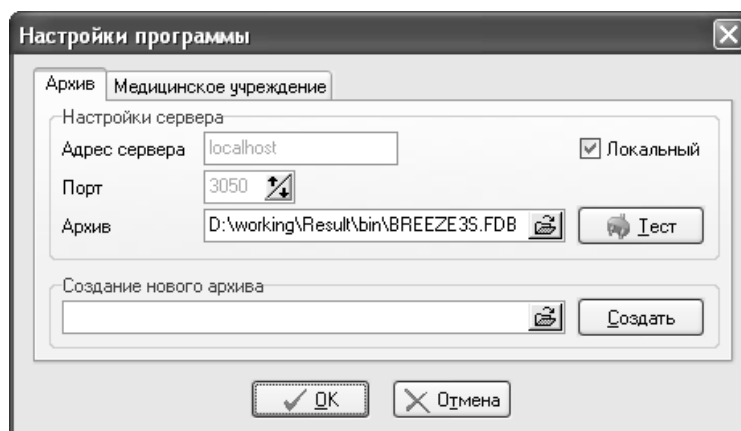


Рисунок 39 - Настройка доступа к архиву пациентов

Если Вы изменили параметры доступа к архиву пациентов, это требует перезагрузки программы. Новые настройки вступят в силу только после следующего запуска «Бриз-ХР».

На второй вкладке (см.Рис.40) можно указать настройки для медицинского учреждения, в котором установлена программа: название медицинского учреждения и описание.

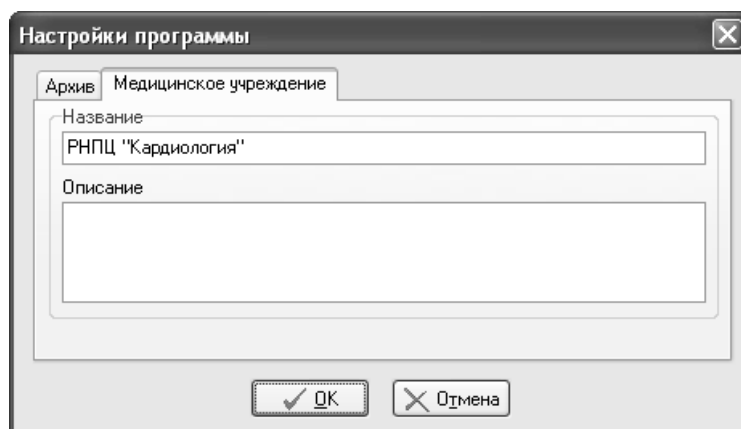


Рисунок 40 - Настройка информации о медицинском учреждении

Ошибка соединения с архивом

Если на старте программа не может установить соединение с архивом пациентов и обследований, то появится следующее сообщение (Рис.41).

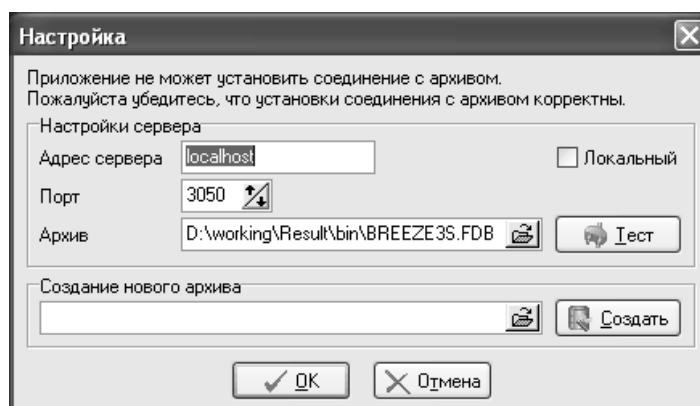


Рисунок 41 - Невозможно установить соединение с архивом

Это окно аналогично окну настроек доступа к архиву пациентов. В случае возникновения данной ошибки пользователю предоставляется возможность откорректировать параметры доступа к архиву пациента. Здесь же можно проверить правильность настроек нажатием на кнопку «Тест».

В случае, если архив отсутствует, предоставляется возможность создать новый. После создания нового архива его следует выбрать, т.е.перенести путь доступа к архиву в секцию «Настройки сервера» и нажать кнопку «ОК».

Нажатие кнопки «Отмена» прекращает работу с программой.

Непредвиденная ошибка приложения

Если по какой-либо причине в процессе работы программы произошла ошибка, не предусмотренная разработчиками (это может быть связано с расчетами данных, или с текущей конфигурацией компьютера, на котором работает программа, в случае несовместимости и т.д.), программа отобразит окно с техническим описанием ошибки (Рис.42).

ПРОГРАММА ДИНАМИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВСР

Это окно отображает служебную информацию, которая будет полезна разработчикам для локализации ошибки и уточнения места ее возникновения.

Если у пользователя установлено соединение с сетью «Интернет», рекомендуется выбрать опции «Send this error via Internet» и «Attach a screenshot image» и отослать разработчикам сообщение об ошибке в программе.

После возникновения такой ошибки перед продолжением работы с программой рекомендуется ее перезапустить.

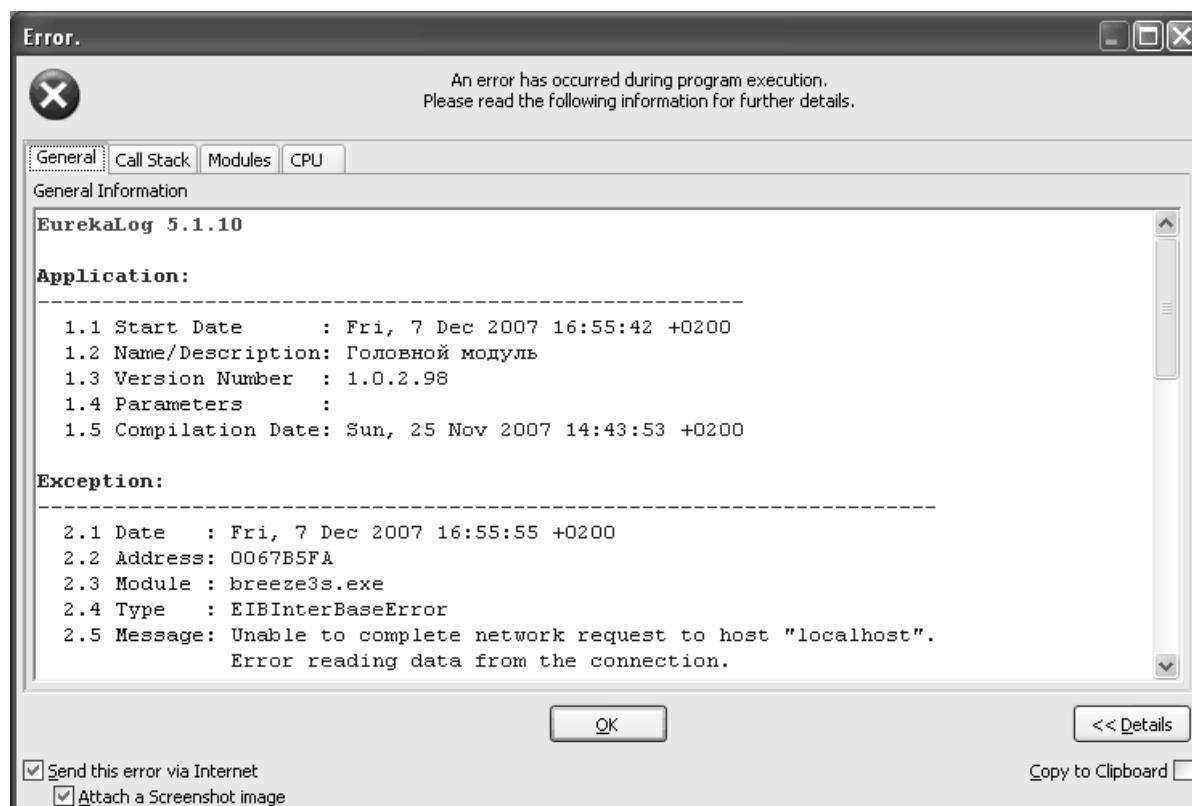


Рисунок 42 - Окно с информацией о непредвиденной ошибке в программе