

В ПОМОЩЬ ПРАКТИЧЕСКОМУ ВРАЧУ

АНАЛИЗ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РАЗЛИЧНЫХ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ (методические рекомендации)

Настоящие методические рекомендации подготовлены в соответствии с решением Комиссии по клинико-диагностическим приборам и аппаратам Комитета по новой медицинской технике МЗ РФ (протокол № 4 от 11 апреля 2000 г) группой авторов в следующем составе: Р.М.Баевский (председатель), Г.Г.Иванов (зам. председателя), Л.В.Чирейкин (зам. председателя), А.П.Гаврилушкин, П.Я.Довгалевский, Ю.А.Кукушкин, Т.Ф.Миронова, Д.А.Прилуцкий, Ю.Н.Семенов, В.Ф.Федоров, А.Н.Флейшман, М.М.Медведев (отв. секретарь)

АННОТАЦИЯ

Настоящие методические рекомендации по анализу вариабельности сердечного ритма (ВСР) обобщают многолетний опыт отечественных исследований в данной области. В представляемых материалах учитывается также зарубежный опыт. Данные рекомендации распространяются только на так называемые «короткие» записи сердечного ритма (от нескольких минут до нескольких часов) и не относятся к 24-часовым записям.

Представлены основные рабочие определения и научно-теоретические основы метода анализа ВСР. Рассмотрены области применения метода и показания к его использованию. Предложены стандартные подходы к сбору информации и рекомендации по методам ее обработки. Дано описание основных методов анализа ВСР и рассмотрены пути их стандартизации и дальнейшего развития.

Представлены основные подходы к оценке результатов анализа ВСР, в том числе клинико-физиологическая интерпретация и оценка функциональных состояний. Рассмотрены вопросы воспроизводимости и сравнимости получаемых результатов. Обсуждаются перспективы дальнейшего развития методов анализа ВСР.

ВВЕДЕНИЕ

Анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) начал активно развиваться в СССР в начале 60-х годов. Одним из важных стимулов его развития послужили успехи космической медицины (Parin V.V., Baevsky R.M., Gzenko O.G, 1965). В 1966 году в Москве состоялся первый симпозиум по вариабельности сердечного ритма (по математическому анализу ритма сердца) (Парин В.В., Баевский Р.М., 1968). Максимальная активность исследователей, работающих в области анализа ВСР в СССР, отмечалась в 70-х – начале 80-х годов (Жемайтите Д.И., 1965, 1970; Нидеккер И.Г., 1968; Власов Ю.А. и др., 1971; Кудрявцева В.И., 1974; Воскресенский А.Д., Вентцель М.Д., 1974; Никулина Г.А., 1974; Баевский Р.М., 1972, 1976, 1979; Воробьев В.И., 1978, Клецкин С.З., 1980, Безруких М.М., 1981; Габинский Я.Л., 1982).

Опыт этих исследований был обобщен в вышедшей в 1984 году монографии (Баевский Р.М., Кирилов О.И., Клецкин С.З., 1984). Резкий рост числа исследований по ВСР за последние 15 лет наблюдался в Западной Европе и США. За последние 5-6 лет ежегодно публикуется до нескольких сотен работ. В России, после наблюдавшегося в

конце 80-х – начале 90-х спада активности исследований в области анализа ВСР, в последние годы также отмечается повышенное внимание к этому методу.

Однако в настоящее время большинство российских исследователей пользуется предложенными в 1996 году Европейским Обществом Кардиологии и Северо-Американским Электрофизиологическим Обществом стандартами измерений, физиологической интерпретации ВСР и рекомендациями по клиническому использованию этого метода (Heart rate variability, 1996), которые совершенно не учитывают огромный опыт отечественной науки

Анализ значительного числа публикаций в Российских журналах, материалы многочисленных конференций и симпозиумов показывают, что разработки российских ученых в области анализа ВСР не только не отстают от западных исследователей, но и во многом находятся на передовых рубежах. Только за последние годы в России вышли четыре монографические работы по ВСР (Рябыкина Г.В., Соболев А.В., 1998, 2001; Миронова Т.Ф., Мионов В.А., 1998; Флейшман А.Н., 1999; Михайлов В.М., 2000). В периодической печати регулярно публикуются обзоры по различным аспектам анализа ВСР (Рябыкина Г.В., Соболев А.В., 1996, Явелов И.С., Грацианский Н.А. Зуйков Ю.А., 1997, Баевский Р.М., Иванов Г.Г., 2001). Результаты исследований российских ученых по ВСР регулярно представляются на Всероссийских и Международных кардиологических конгрессах и симпозиумах (1996, 1997, 1999, 2002).

Настоящие рекомендации разработаны на основе обобщения опыта отечественных исследований в этой области с учетом данных, полученных зарубежными учеными. Эти рекомендации не являются обзором литературы и снабжены только ограниченным числом ссылок, упоминаемых в тексте. Рекомендации не содержат материалов по клиническому использованию метода. Их главная цель состоит в стандартизации методики исследований и подходов к анализу данных, чтобы результаты разных исследователей могли сопоставляться друг с другом.

В России разработано и выпускается различными фирмами и предприятиями значительное число приборов и аппаратов для анализа ВСР. К сожалению, каждый из производителей использует собственные стандарты, основанные либо на стандартах, предложенных в Европейско-Американских рекомендациях, либо описанных в отечественной литературе, либо разработанных конк-

рентными медицинскими потребителями (заказчиками). Все это приводит к невозможности сопоставления результатов исследований полученных с помощью разных приборов. Поскольку в ближайшем будущем можно ожидать активного и широкого внедрения методов анализа ВСР в России следует предусмотреть определенные меры по стандартизации метода

В соответствии с решением Комиссии по диагностическим приборам и аппаратам Комитета по новой медицинской технике Минздрава России (протокол № 4 от 11 апреля 2000 г.) была создана группа экспертов для разработки методических рекомендаций по методам анализа ВСР. Представленные ниже рекомендации являются одним из результатов работы этой группы и относятся только к анализу так называемых «коротких» записей сердечного ритма с помощью серийно выпускаемых в России электрокардиографических систем. Основные положения данной медицинской инструкции реализованы в следующих электрокардиографических системах, выпускаемых в России серийно:

1. Аппаратно-программный комплекс «Варикард» (Институт внедрения новых медицинских технологий «Рамена», г. Рязань);
2. Компьютерные системы «Вита-Ритм», «ВНС-Ритм», «ВНС-Вита» и «ВНС-Спектр» (Фирма «Нейрософт», г. Иваново);
3. Компьютерный электрокардиограф «Карди» (Фирма «Медицинские компьютерные системы», г. Зеленоград);
4. Аппаратно-программный комплекс АПК-РКГ (ЗАО «Микор», г. Челябинск);
5. Электрокардиографический комплекс «МКА 01» и регистраторная приставка «РПКА 2-01» с кардиографическим каналом (НТЦ «МЕДАСС», г. Москва);
6. Комплекс суточного мониторинга ЭКГ «Кардиотехника» («ИНКАРТ», г. Санкт-Петербург).

Все указанные аппаратно-программные комплексы работают совместно с компьютером и обеспечивают формирование динамических рядов кардиоинтервалов с частотой дискретизации электрокардиографического сигнала до 1000 Гц и выше. Точность измерения RR-интервалов ± 1 мс.

1. ОСНОВНЫЕ РАБОЧИЕ ОПРЕДЕЛЕНИЯ

Анализ ВСР является методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме человека и животных, в частности, общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы.

Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов является результатом реакции многоконтурной и многоуровневой системы регуляции кровообращения, изменяющей во времени свои параметры для достижения оптимального приспособительного ответа, который отражает адаптационную реакцию целостного организма.

Адаптационные реакции индивидуальны и реализуются у разных лиц с различной степенью участия функциональных систем, которые обладают в свою очередь обратной связью, изменяющейся во времени и имею-

щей переменную функциональную организацию. Метод основан на распознавании и измерении временных интервалов между R-зубцами ЭКГ (R-R-интервалы), построении динамических рядов кардиоинтервалов и последующего анализа полученных числовых рядов различными математическими методами. Динамический ряд кардиоинтервалов называют кардиоинтервалограммой (КИГ).

Динамический ряд кардиоинтервалов может быть отнесен к числу стационарных или нестационарных. Стационарными называют случайные процессы, протекающие приблизительно однородно и имеющие вид непрерывных колебаний вокруг некоторого среднего значения. Стационарные процессы характеризуются эргодичностью, т.е. усреднение по времени соответствует усреднению по множеству реализаций. Иными словами на любом участке времени мы должны получать одни и те же характеристики. Нестационарные (или переходные) процессы имеют определенную тенденцию развития во времени и их характеристики зависят от начала отсчета. Практически в каждой кардиоинтервалограмме содержатся элементы нестационарности (фрактальные компоненты). В данных методических рекомендациях кардиоинтервалограмма рассматривается как стационарный случайный процесс с соответствующей интерпретацией получаемых в результате ее анализа данных. Для оценки фрактальных компонентов кардиоинтервалограммы в последние годы активно развиваются методы нелинейной динамики (Goldberger A., 1991; Флейшман А.Н., 1999, 2001; Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П., 2001)

При анализе динамических рядов кардиоинтервалов следует различать кратковременные («короткие») и долговременные («длинные») записи. Под последними, как правило, понимают данные, получаемые при 24-х и 48 часовом мониторинге ЭКГ (Холтеровское мониторирование). К так называемым «коротким» записям относят данные исследований, проводимых в течение минут, десятков минут или нескольких часов.

Динамические ряды кардиоинтервалов могут быть получены при анализе любых кардиографических записей (электрических, механических, ультразвуковых и т.д.), однако в данном документе рассматриваются только данные анализа электрокардиосигналов.

Анализ ВСР включает три этапа:

1. Измерение длительности R-R-интервалов и представление динамических рядов кардиоинтервалов в виде кардиоинтервалограммы (см. рис. 1);
2. Анализ динамических рядов кардиоинтервалов;
3. Оценку результатов анализа ВСР.

Измерение длительности R-R-интервалов производится аппаратным или программным путем с точностью до 1 миллисекунды. Проблема распознавания R-зубцов ЭКГ в различных аппаратно-программных комплексах решается по-разному. Представление динамических рядов кардиоинтервалов осуществляется в числовом или графическом виде.

Методы анализа динамических рядов кардиоинтервалов можно разделить на визуальные и математические. Визуальный анализ кардиоинтервалограмм (ритмограмм) был введен Д. Жемайтисом (1965, 1972). Предложенная ею классификация ритмограмм до настоящего вре-

мени не потеряла своей актуальности (Миронова Т.В., Миронов В.А. 1999). Математические методы анализа можно разделить на три больших класса:

- исследование общей variability (статистические методы или временной анализ).
- исследование периодических составляющих ВСП (частотный анализ).
- исследование внутренней организации динамического ряда кардиоинтервалов (автокорреляционный анализ, корреляционная ритмография, методы нелинейной динамики).

Полученные в результате анализа ВСП числовые значения (показатели ВСП) оцениваются по-разному различными исследователями в зависимости от используемой научно-теоретической концепции.

2. НАУЧНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕТОДА

Основная информация о состоянии систем, регулирующих ритм сердца, заключена в «функциях разброса» длительностей кардиоинтервалов. При этом необходимо учитывать и текущий уровень функционирования системы кровообращения. При анализе ВСП речь идет о так называемой синусовой аритмии, которая отражает сложные процессы взаимодействия различных контуров регуляции сердечного ритма. При наличии нарушений ритма, различного происхождения, требуется применение специальных методов по восстановлению стационарности изучаемого процесса или необходимо использовать особые аналитические подходы.

Динамический ряд кардиоинтервалов может анализироваться и оцениваться на основе использования различных научно-теоретических концепций. В зависимости от научных или практических задач следует

рекомендовать использование одного из следующих трех подходов:

1. Рассматривать изменения сердечного ритма в связи с адаптационной реакцией целостного организма, как проявление различных стадий общего адаптационного синдрома (Г.Селье, 1961).
2. Рассматривать колебания длительностей кардиоинтервалов как результат влияния многоконтурной, иерархически организованной многоуровневой системы управления физиологическими функциями организма. Этот подход основан на положениях биологической кибернетики (В.В. Парин, Р.М. Баевский, 1966) и теории функциональных систем (П.К. Анохин, 1975). При этом изменения показателей variability сердечного ритма можно считать обусловленными формированием различных функциональных систем, соответствующих требуемому на данный момент результату.
3. Рассматривать изменения сердечного ритма в связи с деятельностью механизмов нейрогормональной регуляции как результат активности различных звеньев вегетативной нервной системы.

Теория адаптации в настоящее время является одним из фундаментальных направлений современной биологии и физиологии. Адаптационная деятельность организма человека и животных не только обеспечивает выживание и эволюционное развитие, но и повседневное приспособление к изменениям окружающей среды.

Теория Г.Селье об общем адаптационном синдроме описывает фазовый характер адаптационных реакций и обосновывает ведущую роль истощения регуляторных систем при острых и хронических стрессорных воздействиях в развитии большинства патологических состояний и заболеваний. Система кровообращения может рассматриваться как чувствительный индикатор адаптационных реакций целостного организма (В.В.Парин и соавт., 1967), а variability сердечного ритма хорошо отражает степень напряжения регуляторных систем, обусловленную возникающей в ответ на любое стрессорное воздействие активацией системы гипофиз-надпочечники и реакцией симпатoadреналовой системы.

Более детальный анализ ВСП с применением методов автокорреляционного и спектрального анализа привел к разработке подхода, основанного на положениях биологической кибернетики и теории функциональных систем. В основе этого подхода лежит представление о variability ритма сердца как о результате влияния на систему кровообращения многочисленных регуляторных механизмов (нервных, гормональных, гуморальных).

Функциональная система регуляции кровообращения представляет собой многоконтурную, иерархически организованную систему, в которой доминирующая роль отдельных звеньев определяется текущими потребностями организма. Наиболее простая двухконтурная модель регуляции сердечного ритма основывается на кибернетическом подходе, при котором система регуляции синусового узла может быть представлена в виде двух взаимосвязанных уровней (контуров): центрального и автономного с прямой и обратной связью (см. рис. 2). При этом, воздействие автономного уровня (контура) идентифицируется с дыхательной, а центрального с недыхательной аритмией.

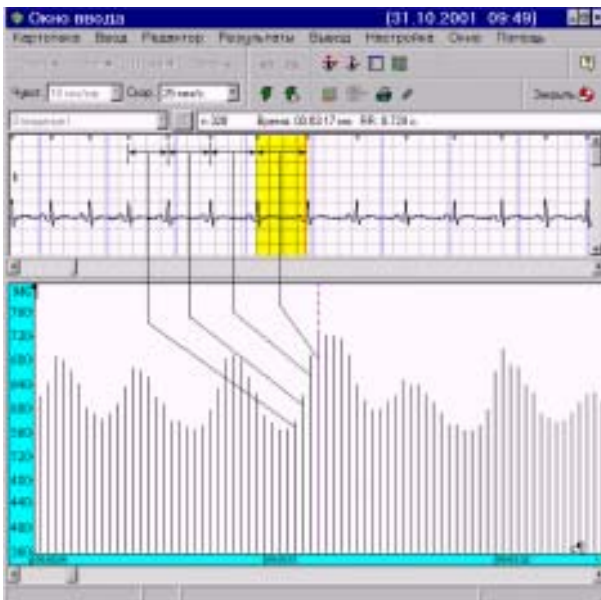


Рис. 1. Формирование кардиоинтервалограммы (КИГ) при вводе электрокардиографического сигнала. Вверху – электрокардиограмма (ЭКГ), внизу КИГ (по оси ординат – длительность кардиоинтервалов в миллисекундах; по оси абсцисс время регистрации кардиоинтервалов (час., мин., сек). Стрелками отмечены элементы КИГ, соответствующие интервалам между RR-зубцами ЭКГ.

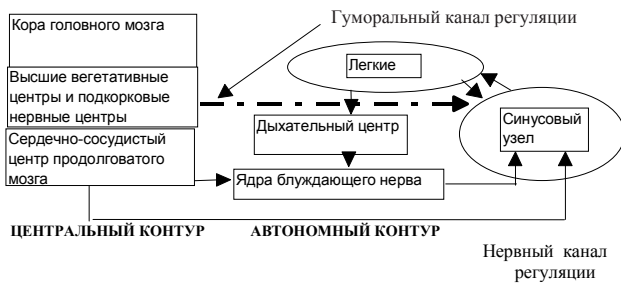


Рис. 2. Схема двухконтурной модели регуляции сердечного ритма.

Рабочими структурами автономного контура регуляции являются: синусовый узел (СУ), блуждающие нервы и их ядра в продолговатом мозгу (контур парасимпатической регуляции). При этом дыхательная система рассматривается как элемент обратной связи в автономном контуре регуляции сердечного ритма (СР).

Деятельность центрального контура регуляции, который идентифицируется с симптоадреналовыми влияниями на ритм сердца, связана с недыхательной синусовой аритмией (СА) и характеризуется различными медленноволновыми составляющими сердечного ритма. Прямая связь между центральным и автономным контурами осуществляется через нервные (в основном симпатические) и гуморальные связи. Обратная связь обеспечивается афферентной импульсацией с барорецепторов сердца и сосудов, хеморецепторов и обширных рецепторных зон различных органов и тканей.

Автономная регуляция в условиях покоя характеризуется наличием выраженной дыхательной аритмией. Дыхательные волны усиливаются во время сна, когда уменьшаются центральные влияния на автономный контур регуляции. Различные нагрузки на организм, требующие включения в процесс управления СР центрального контура регуляции, ведут к ослаблению дыхательного компонента СА и к усилению ее недыхательного компонента.

Центральный контур регуляции СР – это сложнейшая многоуровневая система нейрогуморальной регуляции физиологических функций, которая включает в себя многочисленные звенья от подкорковых центров продолговатого мозга до гипоталамо-гипофизарного уровня вегетативной регуляции и коры головного мозга. Ее структуру можно схематично представить состоящей из трех уровней. Этим уровням соответствуют не столько анатомо-морфологические структуры мозга, сколько определенные функциональные системы или уровни регуляции:

1-й уровень обеспечивает организацию взаимодействия организма с внешней средой (адаптация организма к внешним воздействиям). К нему относится центральная нервная система, включая корковые механизмы регуляции, координирующая функциональную деятельность всех систем организма в соответствии с воздействием факторов внешней среды (уровень А).

2-й уровень осуществляет равновесие различных систем организма между собой и обеспечивает межсистемный гомеостаз. Основную роль в этом уровне играют высшие вегетативные центры (в том числе гипоталамо-гипофизарная система), обеспечивающие гормонально-вегетативный гомеостаз (уровень Б).

3-й уровень обеспечивает внутрисистемный гомеостаз в различных системах организма, в частности в кардиореспираторной системе (систему кровообращения и систему дыхания можно рассматривать как единую функциональную систему). Здесь ведущую роль играют подкорковые нервные центры, в частности вазомоторный центр как часть подкоркового сердечно-сосудистого центра, оказывающего стимулирующее или угнетающее действие на сердце через волокна симпатических нервов (уровень В).

Недыхательная СА представляет собой колебания СР с периодами выше 6-7 секунд (ниже 0,15 Гц). Медленные (недыхательные) колебания сердечного ритма коррелируют с аналогичными волнами артериального давления (АД) и плетизмограммы. Различают медленные волны 1-го, 2-го и более высоких порядков. Структура СР включает не только колебательные компоненты в виде дыхательных и недыхательных волн, но и непериодические процессы (так называемые фрактальные компоненты).

Происхождение этих компонентов СР связывают с многоуровневым и нелинейным характером процессов регуляции сердечного ритма и наличием переходных процессов. Ритм сердца не является строго стационарным случайным процессом с эргодическими свойствами, что подразумевает повторяемость его статистических характеристик на любых произвольно взятых отрезках.

Вариабельность сердечного ритма отражает сложную картину разнообразных управляющих влияний на систему кровообращения с интерференцией периодических компонентов разной частоты и амплитуды: с нелинейным характером взаимодействия разных уровней управления.

При использовании записей СР с длительностью менее 5 минут мы искусственно ограничиваем число изучаемых регуляторных механизмов (контуров управления), сужаем диапазон изучаемых управляющих воздействий. Чем длиннее ряд анализируемых кардиоинтервалов, тем больше уровней регуляторного механизма можно исследовать.

Наиболее близок и понятен физиологам и особенно, клиницистам подход к анализу ВРС, основанный на представлениях о механизмах нейрогормональной регуляции. Как известно, регуляция ритма сердца осуществляется вегетативной, центральной нервной системой рядом гуморальных и рефлекторных воздействий. Парасимпатическая и симпатическая нервные системы находятся в определенном взаимодействии и под влиянием центральной нервной системы и ряда гуморальных и рефлекторных факторов.

Постоянное воздействие симпатических и парасимпатических влияний происходит на всех уровнях регуляции. Действительные отношения между двумя отделами вегетативной нервной системы сложны. Их сущность заключается в различной степени активности одного из отделов вегетативной системы при изменении активности другого. Это означает, что реальный ритм сердца может временами являться простой суммой симпатической и парасимпатической стимуляции, а временами – симпатическая или парасимпатическая стимуляция мо-

жет сложно взаимодействовать с исходной парасимпатической или симпатической активностью.

Часто при достижении полезного приспособительного результата одновременно наблюдается снижение активности в одном отделе вегетативной нервной системы и возрастание в другом. Например, возбуждение барорецепторов при повышении АД приводит к снижению частоты и силы сердечных сокращений. Этот эффект обусловлен одновременным увеличением парасимпатической и снижением симпатической активности. Такой тип взаимодействия соответствует принципу «функциональной синергии».

В заключение следует подчеркнуть, что изложенные выше различные подходы к анализу ВСР не только не противоречат друг другу, но и являются взаимодополняющими. Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы по существу является результатом системной реакции многоконтурной и многоуровневой системы регуляции.

3. ОСНОВНЫЕ ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА И ПОКАЗАНИЯ К ЕГО ИСПОЛЬЗОВАНИЮ

Несмотря на почти 40-летний срок применения различных методов анализа ВСР в самых разнообразных областях прикладной физиологии и клинической медицины, сфера их использования продолжает расширяться с каждым годом. Принципиально важным является то, что анализ ВСР не является узкоспециализированным методом для решения конкретных диагностических задач. Можно перечислить лишь несколько примеров, где он применяется для уточнения диагноза определенных заболеваний. В частности, это диагностика автономной невропатии при диабете. В подавляющем большинстве случаев речь идет об оценке неспецифических реакций организма при воздействии различных факторов или при определенных заболеваниях. Исходя из представленных научно-теоретических положений можно условно выделить четыре направления применения методов анализа ВСР:

1. оценка функционального состояния организма и его изменений на основе определения параметров вегетативного баланса и нейрогуморальной регуляции;
2. оценка выраженности адаптационного ответа организма при воздействии различных стрессоров;
3. оценка состояния отдельных звеньев вегетативной регуляции кровообращения;
4. разработка прогностических заключений на основе оценки текущего функционального состояния организма, выраженности его адаптационных ответов и состояния отдельных звеньев регуляторного механизма.

Практическая реализация указанных направлений открывает безграничное поле деятельности, как для ученых, так и для практиков. Ниже предлагается ориентировочный и весьма неполный перечень областей использования методов анализа ВСР и показаний к их применению, составленный на основе анализа современных отечественных и зарубежных публикаций.

1. Оценка вегетативной регуляции ритма сердца у практически здоровых людей (исходный уровень вегетативной регуляции, вегетативная реактивность, вегетативное обеспечение деятельности);

2. Оценка вегетативной регуляции ритма сердца у пациентов с различными заболеваниями (изменения вегетативного баланса, степень преобладания одного из отделов вегетативной нервной системы) Получение дополнительной информации для диагностики некоторых форм заболеваний, например, автономной невропатии при диабете;
3. Оценка функционального состояния регуляторных систем организма на основе интегрального подхода к системе кровообращения как к индикатору адаптационной деятельности всего организма;
4. Определение типа вегетативной регуляции (ваго-, нормо- или симпатотония);
5. Прогноз риска внезапной смерти и фатальных аритмий при инфаркте миокарда и ИБС, у больных с желудочковыми нарушениями ритма, при хронической сердечной недостаточности, обусловленной артериальной гипертензией, кардиомиопатией;
6. Выделение групп риска по развитию угрожающей жизни повышенной стабильности сердечного ритма;
7. Использование в качестве контрольного метода при проведении различных функциональных проб;
8. Оценка эффективности лечебно-профилактических и оздоровительных мероприятий;
9. Оценка уровня стресса, степени напряжения регуляторных систем при экстремальных и субэкстремальных воздействиях на организм;
10. Оценка функционального состояния человека-оператора;
11. Использование в качестве метода оценки функциональных состояний при массовых профилактических (дონозологических) обследованиях разных контингентов населения;
12. Прогнозирование функционального состояния (устойчивости организма) при профотборе и определение профпригодности;
13. Мониторинг ВСР в хирургии с целью объективизации выраженности операционного стресса и контроля адекватности анестезии, а также для выбора типа и дозировок анестезиологической защиты и для контроля в послеоперационном периоде;
14. Объективизация реакций вегетативной нервной системы при воздействии на организм электромагнитных полей, интоксикаций и других патогенных факторов;
15. Выбор оптимальной медикаментозной терапии с учетом фона вегетативной регуляции сердца. Контроль эффективности проводимой терапии, коррекция дозы препаратов;
16. Оценка и прогнозирование психических реакций по выраженности вегетативного фона;
17. Использование метода в неврологии для оценки состояния вегетативной нервной системы при различных заболеваниях;
18. Контроль функционального состояния организма в спорте;
19. Оценка вегетативной регуляции в процессе развития у детей и подростков. Применение в качестве контрольного метода в школьной медицине для социально-педагогических и медико-психологических исследований;
20. Контроль функционального состояния плода в акушерстве. Применение в неонатальном периоде развития организма.

Представленный перечень не является исчерпывающим. Он будет постепенно расширяться. Основным показателем к применению методов анализа ВСП является наличие вероятных изменений со стороны регуляторных систем организма, в частности изменений вегетативного баланса. Поскольку практически нет таких функциональных состояний или заболеваний, в которых бы не участвовали механизмы вегетативной регуляции, то сфера применения метода анализа ВСП поистине неисчерпаема. Это обусловлено тем, что метод на сегодняшний день, является, пожалуй, единственным доступным, неинвазивным, достаточно простым и относительно дешевым методом оценки вегетативной регуляции. Учитывая широкие перспективы развития метода, тем более важно обеспечить его стандартизацию и сравнимость данных, получаемых разными исследователями

4. ОСНОВНЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ И ТЕХНИЧЕСКИЕ ТРЕБОВАНИЯ

4.1. Требования к длительности регистрации сердечного ритма

Длительность регистрации СР зависит от целей исследования. Продолжительность записей может колебаться от нескольких минут до нескольких часов. Например, при массовых профилактических осмотрах или при предварительных поликлинических и клинических исследованиях применяют 5-минутную регистрацию ЭКГ. При функциональных пробах длительность регистрации может колебаться от 10-15 минут до 1,5–2 часов. Во время хирургических операций могут потребоваться контрольные исследования в течение 3-5 часов, наконец, в реанимационных отделениях или при исследовании сна длительность непрерывной регистрации может достигать 10-12 часов. В связи с этим предлагается выделять четыре типа исследований ВСП:

1. Кратковременные (оперативные или обзорные) записи (стандартная длительность – 5 минут);
2. Записи средней длительности (до 1-2-х часов);
3. Многочасовые записи (до 8-10 часов);
4. Суточные (24-х часовые и более длительные) записи.

Определенные задачи могут требовать более коротких отрезков времени записи (1-2 мин.) В настоящих медицинских рекомендациях многочасовые и суточные записи не рассматриваются. Что касается записей средней длительности, то в данном случае их использование предполагается в рамках проведения функциональных проб (см. ниже).

Независимо от длительности регистрации при анализе данных в качестве базовых выборок рекомендуется использовать 5-минутные сегменты записи. В отдельных случаях при работе с высокостационарными процессами (эмоциональный стресс, устойчивая фаза физической нагрузки) допустимо использовать и более короткие выборки. При необходимости оценки кардиоинтервалограмм при длительном наблюдении целесообразно использовать в каждом стационарном этапе стандартные 5-минутные сегменты записи и результаты анализа этих сегментов соответствующим образом суммировать. Анализ более продолжительных сегментов записи требует специальной разработки, так как при их оценке следует учитывать наличие в их составе периодических компо-

нентов, отражающих состояние более высоких уровней регуляции, а также важно обращать особое внимание на устойчивость функционального состояния и наличие переходных процессов.

4.2. Методика исследования ВСП

Исследование ВСП может быть параллельным или специализированным. В первом случае оно проводится одновременно с регистрацией ЭКГ, ЭХО-КГ для целей диагностики или медицинского контроля или во время Холтеровского мониторирования. Во втором случае это целенаправленное изучение ВСП с использованием специализированных систем.

Целесообразно выделить четыре вида исследований:

- а. оперативные исследования в условиях относительно покоя;
- б. исследования при проведении функциональных тестов;
- в. исследования в условиях обычной деятельности или при выполнении профессиональных нагрузок;
- г. исследования в клинических условиях.

Каждый из этих видов исследований характеризуется определенными особенностями методики.

4.2.1. Оперативные исследования в условиях относительного покоя

Регистрируется ЭКГ-сигнал в одном из стандартных (лучше 2^x-3^x) или грудных отведениях. Продолжительность записи должна быть, как правило, не менее 5 минут. При наличии нарушений ритма лучше проводить запись не менее 10 минут. Анализ 2^x-3^x последовательных записей по 5 мин. подтверждает условия стабильности физиологического статуса. В экспериментальных и клинических исследованиях должна быть известна ЧСС для корректного сопоставления получаемых данных.

К исследованию ВСП приступают не ранее чем через 1.5-2 часа после еды, в тихой комнате, в которой поддерживается постоянная температура 20-22 С°. Перед исследованием обязательна отмена физиотерапевтических процедур и медикаментозного лечения. Либо эти факторы должны учитываться при оценке результатов исследования. Перед началом исследования необходим период адаптации к окружающим условиям в течение 5-10 минут.

Запись ЭКГ производится в положении лежа на спине, при спокойном дыхании. Обстановка во время исследования должна быть спокойной. Исследование у женщин желательно проводить в межменструальный период, так как гормональные изменения в организме отражаются на кардиоинтервалограмме. Необходимо устранить все помехи, приводящие к эмоциональному возбуждению, не разговаривать с исследуемым и посторонними, исключить телефонные звонки и появление в кабинете других лиц, включая медработников. В период исследования ВСП пациент должен дышать, не делая глубоких вдохов, не кашлять, не сглатывать слюну.

4.2.2. Исследования при проведении функциональных тестов

Функциональное тестирование является важной частью исследований ВСП. Основной целью при этом является оценка функциональных резервов механизмов вегетативной регуляции. В зависимости от вида функциональ-

ной нагрузки могут тестироваться различные звенья системы управления физиологическими функциями.

Чувствительность и реактивность вегетативной нервной системы, ее симпатического и парасимпатического отделов при воздействии того или иного тестирующего фактора могут служить диагностическими и прогностическими критериями.

Так, например, при диабетической нейропатии реакция парасимпатического звена регуляции на пробу с фиксированным темпом дыхания (6 дыханий в минуту) является одним из важнейших диагностических признаков. Ниже представлен перечень функциональных проб, наиболее часто применяемых при исследовании ВСР:

- 1). Активная и пассивная ортостатическая проба (при необходимости клиноортостатическая проба).
- 2). Проба с фиксированным темпом дыхания.
- 3). Проба Вальсальвы.
- 4). Пробы с максимальной задержкой дыхания на вдохе и выдохе.
- 5). Изометрическая нагрузочная проба.
- 6). Нагрузочные пробы на велоэргометре.
- 7). Фармакологические пробы (с β -блокаторами, атропином и другими препаратами).
- 8). Проба Ашнера.
- 9). Синокаротидная проба.
- 10). Психофизиологические пробы.

Представленный перечень функциональных проб является неполным. Каждая из указанных проб проводится по своей специальной методике. В зависимости от вида применяемой пробы длительность записи СР может колебаться от нескольких минут (при пробе с фиксированным темпом дыхания) до нескольких часов (при фармакологических пробах)

Необходимо отметить следующие особенности анализа ВСР при функциональных пробах:

- Фоновая (исходная) запись должна проводиться в условиях покоя (см. выше) в течение не менее 5 минут. Для сравнения с фоновой записью должны использоваться аналогичные по длительности записи, полученные на разных этапах функциональной пробы;
- Переходный процесс при функциональных пробах должен анализироваться специальными методами (здесь эти методы не рассматриваются). При этом он должен быть выделен из записи визуально или автоматически с использованием соответствующих алгоритмов, учитывающих нестационарность и нелинейность процесса. Анализ переходных процессов может иметь самостоятельное диагностическое и прогностическое значение. Переходный процесс в зависимости от вида функциональных проб может занимать более короткое или более длительное время.
- Оценку изменений показателей ВСР при функциональных пробах следует проводить с учетом данных, полученных другими методами исследования.

4.2.3. Исследования в условиях обычной деятельности или при выполнении профессиональных нагрузок

Применение анализа ВСР в качестве метода оценки адаптационных возможностей организма или текущего уровня стресса представляет практический интерес для различных областей прикладной физиологии, професси-

ональной и спортивной медицины, а также для социально-экологических исследований. Развитие донологической диагностики сделало возможным выделение среди практически здоровых людей обширных групп лиц с высоким и очень высоким напряжением регуляторных систем, с повышенным риском срыва адаптации и появления патологических отклонений и заболеваний. Такие лица нуждаются в регулярном контроле уровня стресса и в рекомендациях по сохранению здоровья.

Проблема хронического стресса, когда имеется постоянное повышенное напряжение регуляторных систем, касается практически всего населения, но особенно важна для отдельных профессиональных групп, труд которых сопряжен с воздействием комплекса стрессорных факторов. Это, в частности, операторы компьютерных систем, диспетчеры, водители, а также бизнесмены и административно-управленческий аппарат. Анализ ВСР является адекватным методом оценки уровня стресса при их повседневной деятельности. Здесь в зависимости от цели возможно применение любого из трех типов исследований (кратковременные, средней длительности или многочасовые).

Кратковременные или оперативные исследования с длительностью записи в 5-15 минут могут проводиться в системе массовых обследований, когда необходимо оценить состояние группы людей и выделить лиц с повышенным риском развития патологии. В таких исследованиях важными являются параллельный сбор анамнеза, учет жалоб, образа жизни и антропометрических данных, а также измерение артериального давления. Записи должны проводиться в условиях относительного покоя в положении «лежа» или «сидя».

Записи средней длительности (до 1 часа) целесообразно проводить применительно к отдельным этапам деятельности. Например, в начале и в конце рабочего дня, во время урока, при выполнении конкретной рабочей операции. В спортивной медицине такие записи могут проводиться до и после соревнований, во время выполнения отдельных спортивных нагрузок (только стационарные участки записи). При операторской деятельности – предсменный и внутрисменный контроль.

Многочасовые записи – это исследования во время рабочей смены, в течение рабочего дня, а также в период ночного сна.

Анализ ВСР в записях средней длительности и многочасовых записях рекомендуется проводить, используя 5-минутные сегменты для изучения динамики процесса адаптации. Существенное значение имеет проверка каждого анализируемого сегмента на стационарность. Участки записи, отражающие переходные процессы, должны анализироваться с применением специальных методов. При оценке результатов анализа ВСР должны учитываться условия записи, воздействующие факторы и положение исследуемого лица (лежа, сидя, в движении и т.п.).

4.2.4. Исследования в клинических условиях

Применительно к клиническим условиям также следует различать упомянутые выше типы исследований. Кратковременные исследования должны рассматриваться как оперативные, обзорные и предварительные. Они могут проводиться в начале и в конце лечения или же регулярно в процессе лечения для определения динами-

ки функционального состояния пациента. Наиболее адекватны клиническим условиям записи средней длительности, которые проводятся в связи с функциональными пробами.

Кроме того, такие записи проводятся в связи с контролем за лечебными процедурами, например, при физиотерапевтических воздействиях. К записям средней длительности относятся также исследования в области хирургии и анестезиологии. Это, как записи, проводимые непосредственно в ходе хирургических операций для контроля за адекватностью анестезии, так и контроль за состоянием больного в ближайшем послеоперационном периоде.

Многочасовые записи применяются для анализа ВСП в послеоперационном периоде и в реаниматологической практике. Здесь оценка уровня стресса и своевременное выявление перенапряжения и истощения регуляторных механизмов играет важнейшую роль для предупреждения угрожающих состояний и летальных исходов. Проводимые в неврологии и психиатрии исследования сна также являются примером многочасовых записей.

Важно подчеркнуть, что особенностью анализа ВСП при использовании этого метода в клинической практике является, то, что врачи должны отчетливо понимать неспецифичность получаемых результатов и не пытаться искать показатели ВСП, патогномичные той или иной нозологической форме патологии. Данные анализа ВСП должны сопоставляться с остальными клиническими данными: инструментальными, биохимическими, анамnestическими.

4.3. Требования к программному обеспечению, стандарты обработки

1. Должно быть обеспечено представление исходных данных в виде кардиоинтервалограммы с возможностью ее редактирования (удаление артефактов и экстрасистол);
2. Рекомендуется предусмотреть автоматическое распознавание аритмий и их интерполяцию без нарушения стационарности динамического ряда кардиоинтервалов;
3. Рекомендуется предусмотреть возможность преобразования динамического ряда кардиоинтервалов в эквидистантный ряд с частотой квантования 250 мс, 500 мс или 1000 мс (возможность выбора частоты);
4. Возможность выбора метода анализа (см. ниже);
5. Представление результатов анализа в графической форме (вариационные пульсограммы, скатерограммы, спектры и т.п.);
6. Формирование таблицы результатов анализа и соответствующих графических представлений по всем выбранным методам анализа;
7. Рекомендуется предусмотреть возможность автоматизированной оценки результатов анализа (в основном для коммерческих программ и для массового использования);
8. База данных для хранения исходной информации (желательно, в том числе, и исходного ЭКГ-сигнала) и результатов анализа;
9. Должна быть предусмотрена возможность получения справок (по запросу пользователя), относящихся к структуре программы, правилам работы с ней и интерпретации вычисляемых показателей;

10. Дополнительные требования могут включать возможность: а) оценки стационарности динамического ряда и отбраковки нестационарных участков; б) последовательного анализа выборок заданного объема с заданным шагом (непрерывно-скользящий метод); в) распознавания зубцов P, Q, S, T и сегментов PQ, ORS, QT и ST в ЭКГ, а также построения динамического ряда значений по заданным показателям.

5. ОСНОВНЫЕ МЕТОДЫ АНАЛИЗА ВСП

5.1. Статистические методы

Эти методы применяются для непосредственной количественной оценки ВСП в исследуемый промежуток времени. При их использовании кардиоинтервалограмма рассматривается как совокупность последовательных временных промежутков – интервалов RR. Статистические характеристики динамического ряда кардиоинтервалов включают: **SDNN, RMSSD, PNN50, CV**.

SDNN или **СКО** – суммарный показатель вариабельности величин интервалов RR за весь рассматриваемый период (**NN** – означает ряд нормальных интервалов «normal to normal» с исключением экстрасистол);

СКО – среднее квадратическое отклонение (выражается в мс);

SDNN – стандартное отклонение **NN** интервалов (аналог **СКО**);

SDANN – стандартное отклонение средних значений **SDNN** из 5 минутных сегментов для записей средней длительности, многочасовых или 24-х часовых записей. Подобным же образом могут обозначаться и стандартные отклонения средних значений других показателей;

RMSSD – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар интервалов **NN** (нормальных интервалов RR);

NN50 – количество пар последовательных интервалов **NN**, различающихся более, чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;

PNN50 (%) – процент **NN50** от общего количества последовательных пар интервалов, различающихся более, чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;

CV – коэффициент вариации. Он удобен для практического использования, так как представляет собой нормированную оценку **СКО**;

$CV = \text{СКО} / M * 100$, где **M** – среднее значение интервалов RR;

D, As, Ex – второй, третий и четвертый статистические моменты. **D** – это **СКО** в квадрате, отражает суммарную мощность всех периодических и непериодических колебаний. **As** – коэффициент асимметрии позволяет судить о стационарности исследуемого динамического ряда, о наличии и выраженности переходных процессов, в том числе трендов. **Ex** – коэффициент эксцессивности отражает скорость (крутизну) изменения случайных нестационарных компонентов динамического ряда и отражает наличие локальных нестационарностей.

5.2. Геометрические методы (вариационная пульсометрия)

Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. При этом строится вариацион-

ная кривая (кривая распределения кардиоинтервалов – гистограмма) и определяются ее основные характеристики: Mo (Мода), $Амо$ (амплитуда моды), $МхDMn$ (вариационный размах). Мода – это наиболее часто встречающееся в данном динамическом ряде значение кардиоинтервала. При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса Mo мало отличается от математического ожидания (M). $Амо$ – (амплитуда моды) – это число кардиоинтервалов, соответствующих значению моды, в % к объему выборки. Вариационный размах ($МхDMn$) отражает степень вариативности значений кардиоинтервалов в исследуемом динамическом ряде. Он вычисляется по разности максимального ($Мх$) и минимального ($Мn$) значений кардиоинтервалов и поэтому при аритмиях или артефактах может быть искажен.

При построении гистограмм (или вариационных пульсограмм) первостепенное значение имеет выбор способа группировки данных. В многолетней практике сложился традиционный подход к группировке кардиоинтервалов в диапазоне от 400 до 1300 мс. с интервалом в 50 мс. Таким образом, выделяются 20 фиксированных диапазонов длительностей кардиоинтервалов, что позволяет сравнивать вариационные пульсограммы, полученные разными исследователями на разных группах исследований. При этом объем выборки, в которой производится группировка и построение вариационной пульсограммы, также стандартный – 5 минут. Другой способ построения вариационных пульсограмм заключается в том, чтобы вначале определить модальное значение кардиоинтервала, а затем, используя диапазоны по 50 мс, формировать гистограмму в обе стороны от моды. Вариационная пульсограмма может быть также представлена «гладким» графиком плотности распределения (см. рис. 3).

По данным вариационной пульсометрии вычисляется широко распространенный в России индекс напряжения регуляторных систем или стресс-индекс.

$$Ин = Амо / 2Mo * МхDMn.$$

Западноевропейские и американские исследователи используют аппроксимацию кривой распределения кардиоинтервалов треугольником и вычисляют так называемый триангулярный индекс - интеграл плотности распределения (общее количество кардиоинтервалов) отнесенный к максимуму плотности распределения ($Амо$). Этот показатель обозначается как TINN (triangular interpolation of NN intervals).

Кроме того, используется построение гистограмм по разностным значениям соседних кардиоинтервалов с аппроксимацией их экспоненциальной кривой и вычислением логарифмического коэффициента, а также другие способы аппроксимации.

5.3. Автокорреляционный анализ

Вычисление и построение автокорреляционной функции динамического ряда кардиоинтервалов направлено на изучение внутренней структуры этого ряда как случайного процесса. Автокорреляционная функция представляет собой график динамики коэффициентов корреляции, получаемых при последовательном смещении анализируемого динамического ряда на одно число по отношению к своему собственному ряду.

После первого сдвига на одно значение коэффициент корреляции тем меньше единицы, чем более выражены дыхательные волны (см. рис. 4 вверху). Если в исследуемой выборке доминируют медленноволновые компоненты, то коэффициент корреляции после первого сдвига будет лишь незначительно ниже единицы (см. рис. 4 в середине и внизу). Последующие сдвиги ведут к постепенному уменьшению корреляционных коэффициентов. Автокоррелограмма позволяет судить о скрытой периодичности СР.

В качестве количественных показателей автокоррелограммы рекомендуются $C1$ – значение коэффициента корреляции после первого сдвига и $C0$ – число сдвигов в результате которого значение коэффициента корреляции становится отрицательным

5.4. Корреляционная ритмография - скатерография

Сущность метода корреляционной ритмографии заключается в графическом отображении последовательных пар кардиоинтервалов (предыдущего и последующего) в двухмерной координатной плоскости. При этом по оси абсцисс откладывается величина $R-R_n$, а по оси ординат – величина $R-R_{n+1}$. График и область точек, полученных таким образом (пятна Пуанкаре или Лоренца), называется корреляционной ритмограммой или скатерограммой (scatter-рассеивание). Этот способ оценки ВСР относится к методам нелинейного анализа и является особенно полезным для случаев, когда на фоне монотонности ритма встречаются редкие и внезапные нарушения (эктопические сокращения и (или) «выпадения» отдельных сердечных сокращений).

При построении скатерограммы образуется совокупность точек, центр которых располагается на биссектрисе. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла (Mo). Величина отклонения точки от биссектрисы влево показывает, насколько данный сердечный цикл короче предыдущего, вправо от биссектрисы – на-

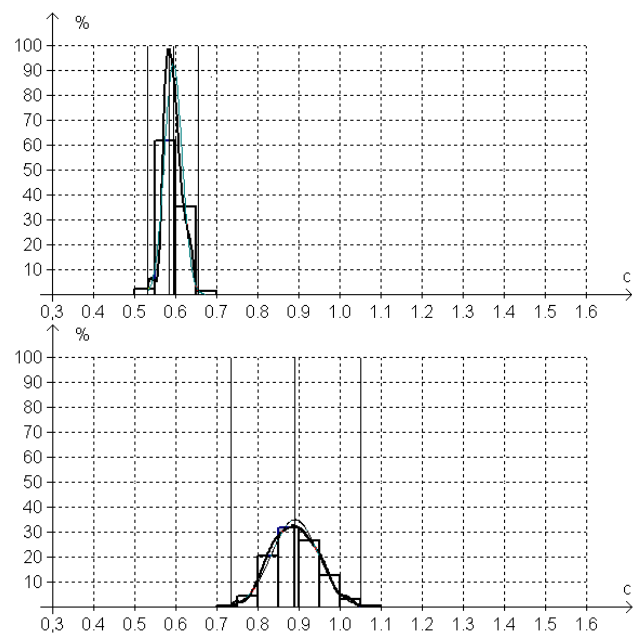


Рис. 3. Образцы вариационных пульсограмм при тахикардии и нормокардии (гистограмма и график плотности распределения).

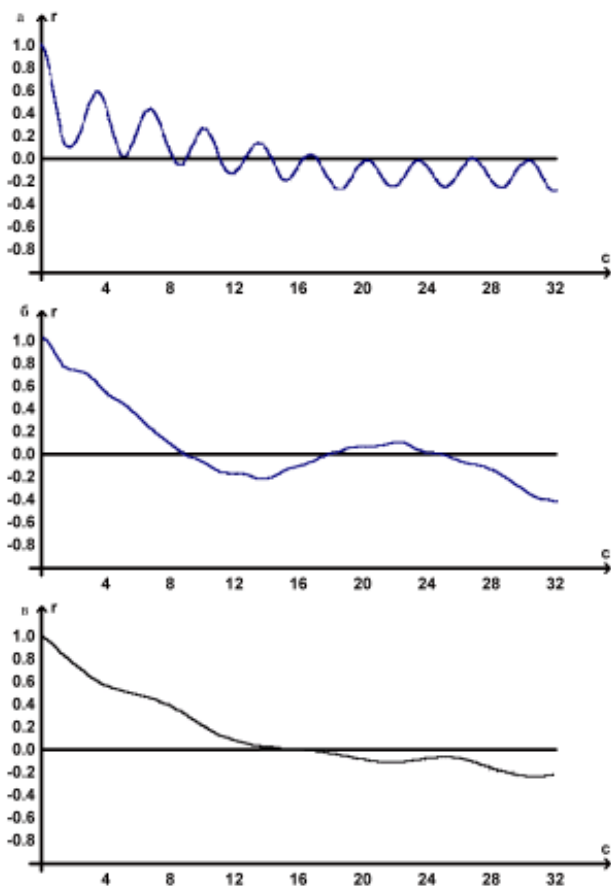


Рис. 4. Образцы автокоррелограмм с выраженными дыхательными волнами (вверху), с преобладанием медленных (в середине) и очень медленных (внизу) волн.

сколько он длиннее предыдущего. Предлагается вычислять следующие показатели скаттерограммы:

1. Длина основного (без экстрасистол и артефактов) «облака» (длинная ось эллипса – L) соответствует вариационному размаху. По физиологическому смыслу этот показатель не отличается от SDNN, то есть отражает суммарный эффект регуляции ВСП, но указывает на максимальную амплитуду колебаний длительности интервалов R-R;
2. Ширина скаттерограммы (перпендикуляр к длинной оси, проведенный через ее середину – w);
3. Площадь скаттерограммы вычисляется по формуле площади эллипса:

$$S = (\pi \cdot L \cdot w) / 4.$$

Нормальная форма скаттерограммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы. Именно такое расположение эллипса означает, что к дыхательной прибавлена некоторая величина недыхательной аритмии. Форма скаттерограммы в виде круга означает отсутствие недыхательных компонентов аритмии. Узкий овал (см. рис. 5) соответствует преобладанию недыхательных компонентов в общей вариабельности ритма, которая определяется длиной «облака» (скаттерограммы).

Длина овала хорошо коррелировала с величиной HF, а ширина с LF (см. ниже). При аритмиях, когда методы статистического и спектрального анализа вариабельности сердечного ритма малоинформативны или неприемлемы, целесообразно использовать оценку корреляционной ритмограмм.

5.5. Спектральные методы анализа ВСП

Спектральные методы анализа ВСП получили в настоящее время очень широкое распространение. Анализ спектральной плотности мощности колебаний дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты колебаний. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов СР, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма.

Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – быстрое преобразование Фурье (БПФ) и периодограммный анализ. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты.

Параметрические, и в частности авторегрессионные, методы требуют соответствия анализируемого объекта определенным моделям. Общим для всех классических методов спектрального анализа является вопрос применения функции окна (Windowing). Основное назначение окна – уменьшение величины смещения в периодограммных спектральных оценках. Существуют определенные различия спектрального оценивания данных при использовании периодограммного метода с равномерным окном (при 256 значениях RR) и применении различных уровней межсегментного сдвига и различного числа отсчетов на сегмент.

Увеличение разрешения при возрастании межсегментного сдвига и числа отсчетов на сегмент влечет за собой появление массы дополнительных пиков в спектре и увеличение амплитуды пиков в правой половине спектра. При спектральном анализе ВСП важное значение имеет объем анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты. Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн 1-го и 2-го порядка (см. рис. 6).

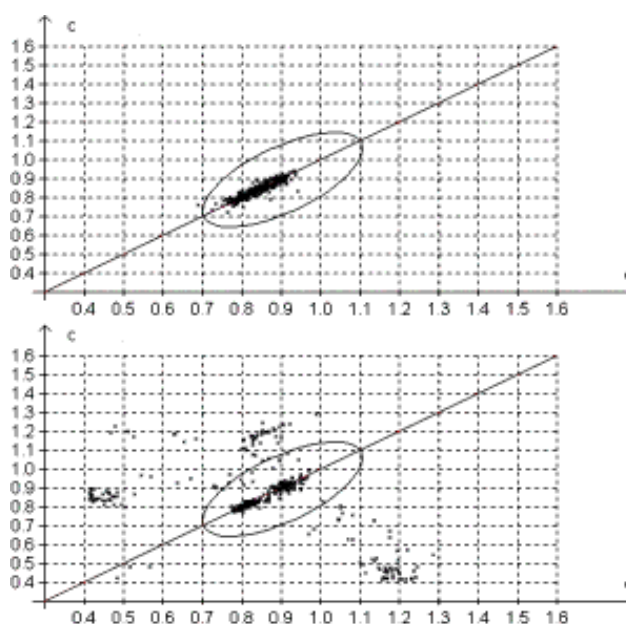


Рис. 5. Образцы корреляционных ритмограмм (KPG) - скаттерограмм, вверху - нормальная KPG, внизу - у пациента с аритмией.

В западной литературе соответствующие спектральные компоненты получили названия высокочастотных (**High Frequency – HF**), низкочастотных (**Low Frequency – LF**) и очень низкочастотных (**Very Low Frequency – VLF**).

Частотные диапазоны каждого из трех вышеуказанных спектральных компонента являются дискуссионными. По евро-американским рекомендациям (1996) предлагаются следующие диапазоны частот:

высокочастотный диапазон (дыхательные волны) –

0,4–0,15 Гц (2,5–6,5 сек);

низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) – **0,15–0,04 Гц (6,5–25 сек);**

очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка) – **0,04–0,003 Гц (25 – 333 сек).**

При анализе длительных записей выделяют также еще и ультра низкочастотный компонент – **Ultra Low Frequency (ULF) с частотами выше 0,003 Гц.**

Опыт российских исследований и результаты исследований, проведенных многими зарубежными авторами, показывают необходимость коррекции этих рекомендаций. Это относится главным образом к диапазону VLF. Предлагается следующая скорректированная схема частотных диапазонов при спектральном анализе ВСР:

Наименования компонентов спектра	Частотный диапазон, в герцах	Период в секундах
HF	0,4 – 0,15	2,5 – 6,6
LF	0,15 – 0,04	6,6 – 25,0
VLF	0,04 – 0,015	25,0 – 66,0
ULF	Меньше 0,015	Больше 66,0

Предлагаемое ограничение диапазона VLF до 0,015 Гц обусловлено тем, что при анализе 5-минутных записей мы фактически надежно можем определять только колебания с периодом в 3-4 раза меньшим, чем длительность регистрации сигналов (т.е. порядка 1-й минуты). Поэтому предлагается все колебания с периодом более минуты относить к диапазону ULF и уже в нем выделять соответствующие поддиапазоны.

При спектральном анализе обычно для каждого из компонентов вычисляют абсолютную суммарную мощность в диапазоне, среднюю мощность в диапазоне, значение максимальной гармоники и относительное значе-

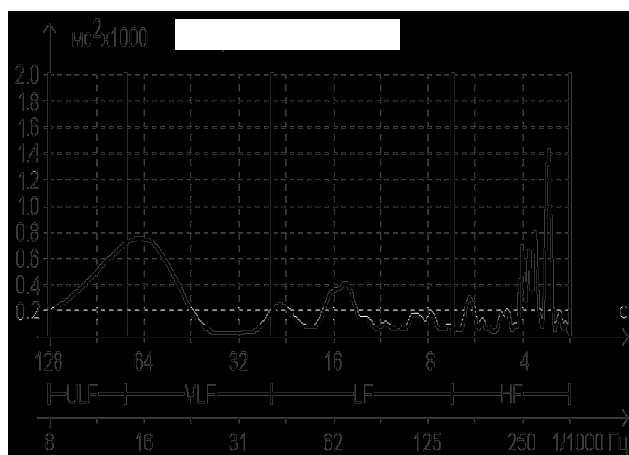


Рис. 6. Типичная спектрограмма ВСР при использовании метода быстрого преобразования Фурье (БПФ).

ние в процентах от суммарной мощности во всех диапазонах (Total Power-TP). При этом TP определяется как сумма мощностей в диапазонах HF, LF и VLF. По данным спектрального анализа сердечного ритма вычисляются следующие показатели: индекс централизации – ИЦ (Index of centralization, $IC = (HF+LF)/VLF$) и индекс вагосимпатического взаимодействия **LF/HF**.

5.6. Другие методы анализа ВСР

Цифровая фильтрация. Методы цифровой фильтрации предназначены для быстрого анализа коротких участков записи ЭКГ (менее 5 минут) и позволяют дать количественную оценку периодических компонентов ВСР. Предложено несколько вариантов цифровой фильтрации. Например, это скользящее усреднение по определенному числу последовательных кардиоинтервалов. Для определения медленных волн 1-го порядка применяют усреднение по 5 или 9 кардиоинтервалам. Для выделения медленных волн 2-го порядка – усреднение по 23 или 25 кардиоинтервалам.

Методы нелинейной динамики. Многообразные влияния на ВСР, включая нейрогуморальные механизмы высших вегетативных центров, обуславливают нелинейный характер изменений сердечного ритма, для описания которых требуется использование специальных методов. В последние годы этому вопросу уделяется большое внимание как за рубежом (Goldberger A., 1990), так и в нашей стране (Флейшман А.Н., 2001; Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П., 2001). Для описания нелинейных свойств вариабельности применялись сечение Пуанкаре, кластерный спектральный анализ, графики аттрактора, сингулярное разложение, экспонента Ляпунова, энтропия Колмогорова и др. Все эти методы в настоящее время представляют лишь исследовательский интерес и их практическое применение ограничено. Вместе с тем, следует отметить методику оценки функциональных состояний на основе использования теории хаоса, используемую в приборе «Вита-Ритм» фирмы «Нейрософт» (г. Иваново). В 2001 году в Новокузнецке состоялся специальный симпозиум «Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики хаоса и фракталов в физиологии и медицине».

6. ВОСПРОИЗВОДИМОСТЬ И СРАВНИМОСТЬ ДАННЫХ

Постоянно действующие регуляторные механизмы обеспечивают адекватные адаптивные ответы организма на непрерывные изменения условий окружающей среды. Это означает, что функциональное состояние различных звеньев регуляции постоянно изменяется и при повторных исследованиях ВСР невозможно получить полностью идентичные результаты.

Поэтому воспроизводимость данных исследования ВСР не может быть 100%. Высокая воспроизводимость означает лишь качественное, но не количественное соответствие двух сравниваемых записей, полученных у одного и того же человека даже через сравнительно небольшой промежуток времени. При обсуждении вопросов воспроизводимости результатов анализа ВСР следует иметь в виду высокую чувствительность вегетативной нервной системы к внешним и внутренним воздействиям, типологические особенности обследуемого лица и его состояние здоровья.

В ряде случаев (начальные стадии некоторых заболеваний, неустойчивость вегетативной регуляции) вообще нельзя ожидать высокой воспроизводимости. Следует также учитывать и суточные изменения вегетативной регуляции. Для обеспечения высокой воспроизводимости данных при исследовании ВСП рекомендуется строго соблюдать методику проведения записей, изложенную в разделе 4.2.

Сравнимость записей и результатов анализа ВСП означает возможность сопоставления данных, получаемых в различных клиниках и учреждениях с помощью разных типов аппаратуры и разных программных средств. Без возможности такого сопоставления невозможно дальнейшее развитие методов анализа ВСП. Речь идет о сравнимости основных (ключевых) показателей статистического и спектрального анализа.

Клинико-физиологическая трактовка этих показателей и формирование на их основе новых алгоритмов оценки может и должно быть предметом дальнейших научных исследований. Однако, если ключевые показатели ВСП будут существенно различаться в зависимости от типа применяемой аппаратуры и программных средств, то нельзя говорить ни о каком прогрессе в области анализа ВСП.

Настоящие рекомендации по применению различных электрокардиографических систем для анализа ВСП предусматривают использование специальной системы тестирования, которая должна включать набор контрольных файлов, специальную тестирующую программу и специальный банк данных стандартизованных ЭКГ. Все аппаратно-программные комплексы, производимые в России, должны проходить процедуру тестирования на соответствие принятым стандартам анализа ВСП.

В качестве стандартной системы тестирования в будущем рекомендуется разрабатываемый Московским Институтом Электронной Техники (г. Зеленоград) комплекс «HRV-test», который включает в себя набор реальных и генерируемых ЭКГ-сигналов, а также результаты их обработки стандартной программой анализа ВСП.

Рассматриваются три уровня тестирования:

1. Тестирование системы, выполняющей функции распознавания R- зубцов ЭКГ, измерения длительности интервалов R-R, формирования нормализованного ряда кардиоинтервалов и расчета ключевых (стандартных) показателей ВСП.
2. Тестирование системы выполняющей только функции формирования нормализованного ряда кардиоинтервалов и расчета ключевых (стандартных) показателей ВСП.
3. Тестирование системы выполняющей только функции расчета ключевых (стандартных) показателей ВСП.

Подобное выделение разных уровней тестирования необходимо для того, чтобы можно было стандартизировать не только полные аппаратно-программные комплексы, но и специализированные программные продукты, предназначенные для анализа ВСП, как в составе серийно выпускаемых приборов, так и автономно работающие с базами данных или отдельно собранными файлами R-R интервалов.

Перечень рекомендуемого набора показателей ВСП представлен в приложении 1, а формулы для их расчета даны в приложении 2.

7. ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ АНАЛИЗА ВСП

Для исследователей и клиницистов, использующих метод анализа ВСП ведущее значение имеет физиологическая и клиническая интерпретация получаемых результатов. Однако в настоящее время в отношении интерпретации результатов анализа ВСП нет единодушного мнения. Вместе с тем для основных показателей ВСП уже сложились определенные клинико-физиологические оценки, которые более или менее однозначно трактуются в большинстве публикаций. Для некоторых показателей существуют оригинальные, но все еще спорные трактовки, которые нуждаются в более тщательном обосновании.

В данном разделе представлены материалы по оценке результатов анализа ВСП, перечислены только основные, наиболее часто используемые в России, показатели и дана их клинико-физиологическая интерпретация, основанная на традиционных представлениях о вегетативной регуляции сердца, участии в ней симпатического и парасимпатического отделов, подкоркового сердечно-сосудистого центра и более высоких уровней управления физиологическими функциями. Специальное внимание уделяется комплексной оценке функциональных состояний организма по данным ПАРС (показателя активности регуляторных систем).

Важное значение при оценке результатов исследований имеет сравнение полученных данных с показателями нормы. Представление о норме как о некоторой статистической совокупности, значений, полученных при обследовании референтной группы специально отобранных здоровых людей, требует уточнения применительно к анализу ВСП. Поскольку речь идет не об оценке относительно стабильных параметров гомеостаза, а о весьма изменчивых показателях вегетативной регуляции, в данном случае более приемлемым является представление о норме как о функциональном оптимуме (Баевский Р.М., 1979).

Здесь следует иметь в виду, что индивидуальный оптимум организма не всегда совпадает со среднестатистической нормой, поскольку однотипные адаптационные реакции протекают по-разному в соответствии с условиями, в которых находится человек, и в зависимости от его индивидуальных функциональных резервов. В космической медицине разработано представление о физиологической норме, которая указывает на сохранение достаточного уровня функциональных возможностей организма (Григорьев А.И., Баевский Р.М., 2001). При этом гомеостаз основных систем организма обеспечивается при минимальном напряжении регуляторных механизмов. Соответственно значения большинства показателей ВСП не должны превышать определенных порогов, установленных для конкретной возрастно-половой, профессиональной, региональной группы. В наибольшей мере такое условие реализуется при комплексной оценке результатов анализа ВСП (см. ниже). Существует также представление о клинической норме, которая характеризует значения показателей у лиц без проявления признаков заболеваний. Однако, как известно, нозологический подход основан на оценке изменений главным образом на структурном, метаболическом или энерго-

метаболическом уровнях организации живой системы и в минимальной степени учитывает состояние регуляторных систем. Таким образом, проблема нормы применительно к оценке ВСР требуют дальнейшей углубленной разработки.

Следует отметить, что материалы данного раздела носят лишь рекомендательный характер. Они могут быть особенно полезны начинающим специалистам для правильного использования метода и понимания его возможностей.

7.1. Показатели статистического анализа (временной анализ)

Среднее квадратичное отклонение (СКО, SD). Вычисление СКО является наиболее простой процедурой статистического анализа ВСР. Значения СКО выражаются в миллисекундах (мс). Нормальные значения СКО находятся в пределах 40–80 мс. Однако эти значения имеют возрастную-половую особенности, которые должны учитываться при оценке результатов исследования.

Рост или уменьшение СКО могут быть связаны как с автономным контуром регуляции, так и с центральным (как с симпатическими, так и с парасимпатическими влияниями на ритм сердца). При анализе коротких записей, как правило, рост СКО указывает на усиление автономной регуляции, то есть рост влияния дыхания на ритм сердца, что чаще всего наблюдается во сне.

Уменьшение СКО связано с усилением симпатической регуляции, которая подавляет активность автономного контура. Резкое снижение СКО обусловлено значительным напряжением регуляторных систем, когда в процесс регуляции включаются высшие уровни управления, что ведет к почти полному подавлению активности автономного контура. Информацию по физиологическому смыслу аналогичную СКО можно получить по показателю суммарной мощности спектра - TP. Этот показатель отличается тем, что характеризует только периодические процессы в ритме сердца и не содержит так называемой фрактальной части процесса, то есть, нелинейных и непериодических компонентов.

RMSSD – показатель активности парасимпатического звена вегетативной регуляции. Этот показатель вычисляется по динамическому ряду разностей значений последовательных пар кардиоинтервалов и не содержит медленноволновых составляющих CP. Он отражает активность автономного контура регуляции. Чем выше значение RMSSD, тем активнее звено парасимпатической регуляции. В норме значения этого показателя находятся в пределах 20-50 мс. Аналогичную информацию можно получить по показателю **pNN50**, который выражает в % число разностных значений больше чем 50 мс.

Индекс напряжения регуляторных систем (ИН) характеризует активность механизмов симпатической регуляции, состояние центрального контура регуляции. Этот показатель вычисляется на основании анализа графика распределения кардиоинтервалов – вариационной пульсограммы. Активация центрального контура, усиление симпатической регуляции во время психических или физических нагрузок проявляется стабилизацией ритма, уменьшением разброса длительностей кардиоинтервалов, увеличением количества однотипных по длительности интервалов (рост АМо). Форма гистограмм изменя-

ется, происходит их сужение с одновременным ростом высоты.

Количественно это может быть выражено отношением высоты гистограммы к ее ширине (см. выше). Этот показатель получил название индекса напряжения регуляторных систем (ИН). В норме ИН колеблется в пределах 80-150 условных единиц. Этот показатель чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает ИН в 1,5-2 раза. При значительных нагрузках он растет в 5-10 раз. У больных с постоянным напряжением регуляторных систем ИН в покое равен 400-600 усл. ед. У больных с приступами стенокардии и инфарктом миокарда ИН в покое достигает 1000-1500 единиц.

7.2. Показатели спектрального анализа (частотный анализ)

Мощность высокочастотной составляющей спектра (дыхательные волны). Активность симпатического отдела вегетативной нервной системы, как одного из компонентов вегетативного баланса, можно оценить по степени торможения активности автономного контура регуляции, за который ответственен парасимпатический отдел.

Вагусная активность является основной составляющей ВЧ компонента. Это хорошо отражается показателем мощности дыхательных волн CP в абсолютных цифрах и в виде относительной величины (в % от суммарной мощности спектра).

Обычно дыхательная составляющая (HF) составляет 15-25% суммарной мощности спектра. Снижение этой доли до 8-10% указывает на смещение вегетативного баланса в сторону преобладания симпатического отдела. Если же величина HF падает ниже 2-3% то можно говорить о резком преобладании симпатической активности. В этом случае существенно уменьшаются также показатели RMSSD и pNN50.

Мощность низкочастотной составляющей спектра (медленные волны 1-го порядка или вазомоторные волны). Этот показатель (LF) характеризует состояние симпатического отдела вегетативной нервной системы, в частности, системы регуляции сосудистого тонуса. В норме чувствительные рецепторы синокаротидной зоны воспринимают изменения величины артериального давления и афферентная нервная импульсация поступает в сосудодвигательный (вазомоторный) центр продолговатого мозга. Здесь осуществляется афферентный синтез (обработка и анализ поступающей информации) и в сосудистую систему поступают сигналы управления (эфферентная нервная импульсация). Этот процесс контроля сосудистого тонуса с обратной связью на гладкомышечные волокна сосудов осуществляется вазомоторным центром постоянно. Время, необходимое вазомоторному центру на операции приема, обработки и передачи информации колеблется от 7 до 20 сек.; обычно оно равно 10 -12 сек. Поэтому в ритме сердца можно обнаружить волны с частотой близкой к 0,1 Гц (10 с), которые получили название вазомоторных. Впервые эти волны наблюдали Майер с соавторами (1931) и поэтому они иногда называются волнами Майера. Мощность медленных волн 1-го порядка определяет активность вазомоторного центра.

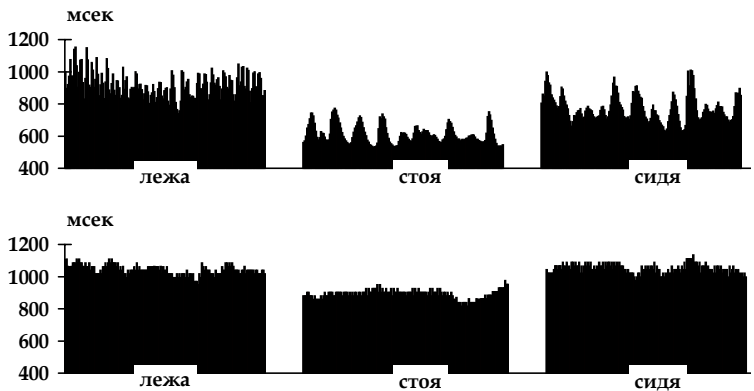


Рис. 7. Кардиоинтервалограмма при активной ортостатической пробе у лиц молодого (вверху) и пожилого (внизу) возраста.

Переход из положения «лежа» в положение «стоя» ведет к значительному увеличению мощности в этом диапазоне колебаний СР. Активность вазомоторного центра падает с возрастом и у лиц пожилого возраста этот эффект практически отсутствует (см. рис. 7). Вместо медленных волн 1-го порядка, увеличивается мощность медленных волн 2-го порядка. Это означает, что процесс регуляции АД осуществляется при участии неспецифических механизмов путем активации симпатического отдела вегетативной нервной системы. Обычно в норме процентная доля вазомоторных волн в положении «лежа» составляет от 15 до 35-40%.

Следует упомянуть также о показателе доминирующей частоты в диапазоне вазомоторных волн. Обычно он находится в пределах 10-12 сек. Его увеличение до 13-14 сек может указывать на снижение активности вазомоторного центра или на замедление барорефлекторной регуляции.

Мощность «очень» низкочастотной составляющей спектра (медленные волны 2-го порядка). Спектральная составляющая сердечного ритма в диапазоне 0,05–0,015 Гц (20–70 с), по мнению многих зарубежных авторов, характеризует активность симпатического отдела вегетативной нервной системы. Однако в данном случае речь идет о более сложных влияниях со стороны надсегментарного уровня регуляции, поскольку амплитуда VLF тесно связана с психоэмоциональным напряжением и функциональным состоянием коры головного мозга. Показано, что VLF отражает церебральные эрготропные влияния на нижележащие уровни и позволяет судить о функциональном состоянии мозга при психогенной и органической патологии мозга (Н.Б.Хаспекова, 1996).

Целенаправленные исследования А.Н.Флейшмана (1999) продемонстрировали важное значение анализа ВСР в VLF-диапазоне. В предложенной им классификации спектральных компонентов ВСР учитывается соотношение амплитуд HF, LF и VLF и рассматривается 6 классов спектрограмм (см. рис. 8). А.Н.Флейшманом также показано, что мощность VLF-колебаний ВСР является чувствительным индикатором

управления метаболическими процессами и хорошо отражает энергодефицитные состояния. Поскольку этот подход не имеет зарубежных аналогов целесообразно представить его более подробное описание.

На рис. 9 представлена схема оценки энергодефицитных состояний с использованием серии функциональных проб (счет в уме и гипервентиляция). Высокий по сравнению с нормой уровень VLF можно трактовать как гиперадаптивное состояние, сниженный уровень VLF указывает на энергодефицитное состояние. Мобилизация энергетических и метаболических резервов при функциональных воздействиях может отражаться изменениями мощности спектра в VLF-диапазоне.

При увеличении мощности VLF в ответ на нагрузку можно говорить о гиперадаптивной реакции, при ее снижении о постнагрузочном энергодефиците. Несмотря на условный и во многом еще спорный характер подобной интерпретации изменений VLF она может быть полезной при исследованиях как здоровых людей, так и пациентов с различными состояниями, связанными с нарушением метаболических и энергетических процессов в организме.

Таким образом, VLF характеризует влияние высших вегетативных центров на сердечно-сосудистый подкорковый центр, отражает состояние нейро-гуморального и метаболического уровней регуляции. VLF

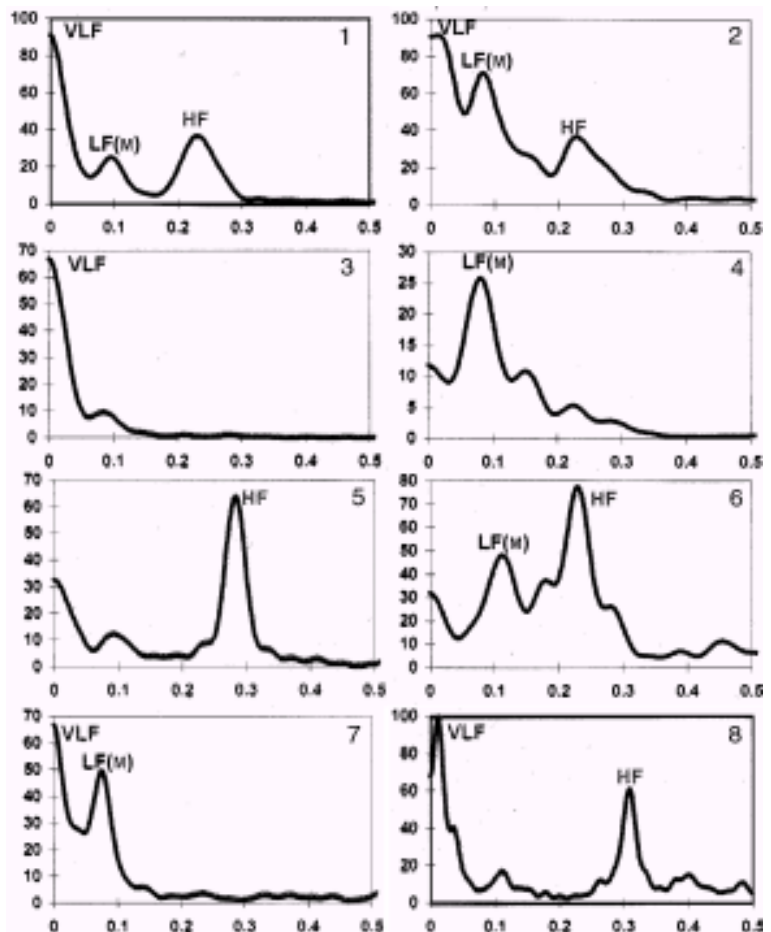


Рис. 8. Типы спектральных характеристик сердечного ритма (по А.Н.Флейшману, 1999).

может использоваться как надежный маркер степени связи автономных (сегментарных) уровней регуляции кровообращения с надсегментарными, в том числе с гипофизарно-гипоталамическим и корковым уровнем. В норме мощность VLF составляет 15-30% суммарной мощности спектра.

7.3. Комплексная оценка функционального состояния

Комплексная оценка variability сердечного ритма предусматривает диагностику функциональных состояний (**но не заболеваний !!!**). Изменения вегетативного баланса в виде активации симпатического звена рассматриваются как неспецифический компонент адаптационной реакции в ответ на различные стрессорные воздействия.

Одним из методов оценки таких реакций является вычисление показателя активности регуляторных систем (ПАРС). Он вычисляется в баллах по специальному алгоритму, учитывающему статистические показатели, показатели гистограммы и данные спектрального анализа кардиоинтервалов.

ПАРС позволяет дифференцировать различные степени напряжения регуляторных систем и оценивать адаптационные возможности организма (Р.М. Баевский, 1979). Вычисление ПАРС осуществляется по алгоритму, учитывающему следующие пять критериев:

А. Суммарный эффект регуляции по показателям частоты пульса (ЧП).

Б. Суммарную активность регуляторных механизмов по среднему квадратичному отклонению – SD (или по суммарной мощности спектра – TP).

В. Вегетативный баланс по комплексу показателей: Ин, RMSSD, HF, IC.

Г. Активность вазомоторного центра, регулирующего сосудистый тонус, по мощности спектра медленных волн 1-го порядка (LF).

Д. Активность сердечно-сосудистого подкоркового нервного центра или надсегментарных уровней регуляции по мощности спектра медленных волн 2-го порядка (VLF).

Значения ПАРС выражаются в баллах от 1 до 10. На основании анализа значений ПАРС могут быть диагностированы следующие функциональные состояния:

1. Состояние оптимального (рабочего) напряжения регуляторных систем, необходимое для поддержания активного равновесия организма со средой (норма ПАРС = 1–2).

2. Состояние умеренного напряжения регуляторных систем, когда для адаптации к условиям окружающей среды организму требуются дополнительные функциональные резервы. Такие состояния возникают в процессе адаптации к трудовой деятельности, при эмоциональном стрессе или при воздействии неблагоприятных экологических факторов (ПАРС = 3–4).

3. Состояние выраженного напряжения регуляторных систем, которое связано с активной мобилизацией защитных механизмов, в том числе повышением активности симпатико-адреналовой системы и системы гипофиз-надпочечники (ПАРС = 4–6).

4. Состояние перенапряжения регуляторных систем, для которого характерна недостаточность защитно-приспособительных механизмов, их неспособность обеспечить адекватную реакцию организма на воздействие факторов окружающей среды. Здесь избыточная активация регуляторных систем уже не подкрепляется соответствующими функциональными резервами (ПАРС = 6–7).

5. Состояние истощения (астенизации) регуляторных систем, при котором активность управляющих механизмов снижается (недостаточность механизмов регуляции) и появляются характерные признаки патологии. Здесь специфические изменения отчетливо преобладают над неспецифическими (ПАРС = 7–8).

6. Состояние «полома» адаптационных механизмов (срыв адаптации), когда доминируют специфические патологические отклонения и способность адаптационных механизмов к саморегуляции частично или полностью нарушена (ПАРС = 8–10).

При оценке значений ПАРС условно выделяются три зоны функциональных состояний для наглядности представленных в виде «светофора»: ЗЕЛЕНЬИЙ – означает, что все в порядке, не требуется никаких специальных мероприятий по профилактике и лечению. ЖЕЛТЫЙ – указывает на необходимость проведения оздоровительных и профилактических мероприятий. Наконец, КРАСНЫЙ пока-

жет истощение (астенизацию) регуляторных систем, при котором активность управляющих механизмов снижается (недостаточность механизмов регуляции) и появляются характерные признаки патологии. Здесь специфические изменения отчетливо преобладают над неспецифическими (ПАРС = 7–8).

6. Состояние «полома» адаптационных механизмов (срыв адаптации), когда доминируют специфические патологические отклонения и способность адаптационных механизмов к саморегуляции частично или полностью нарушена (ПАРС = 8–10).

При оценке значений ПАРС условно выделяются три зоны функциональных состояний для наглядности представленных в виде «светофора»: ЗЕЛЕНЬИЙ – означает, что все в порядке, не требуется никаких специальных мероприятий по профилактике и лечению. ЖЕЛТЫЙ – указывает на необходимость проведения оздоровительных и профилактических мероприятий. Наконец, КРАСНЫЙ пока-

жет истощение (астенизацию) регуляторных систем, при котором активность управляющих механизмов снижается (недостаточность механизмов регуляции) и появляются характерные признаки патологии. Здесь специфические изменения отчетливо преобладают над неспецифическими (ПАРС = 7–8).

При оценке значений ПАРС условно выделяются три зоны функциональных состояний для наглядности представленных в виде «светофора»: ЗЕЛЕНЬИЙ – означает, что все в порядке, не требуется никаких специальных мероприятий по профилактике и лечению. ЖЕЛТЫЙ – указывает на необходимость проведения оздоровительных и профилактических мероприятий. Наконец, КРАСНЫЙ пока-

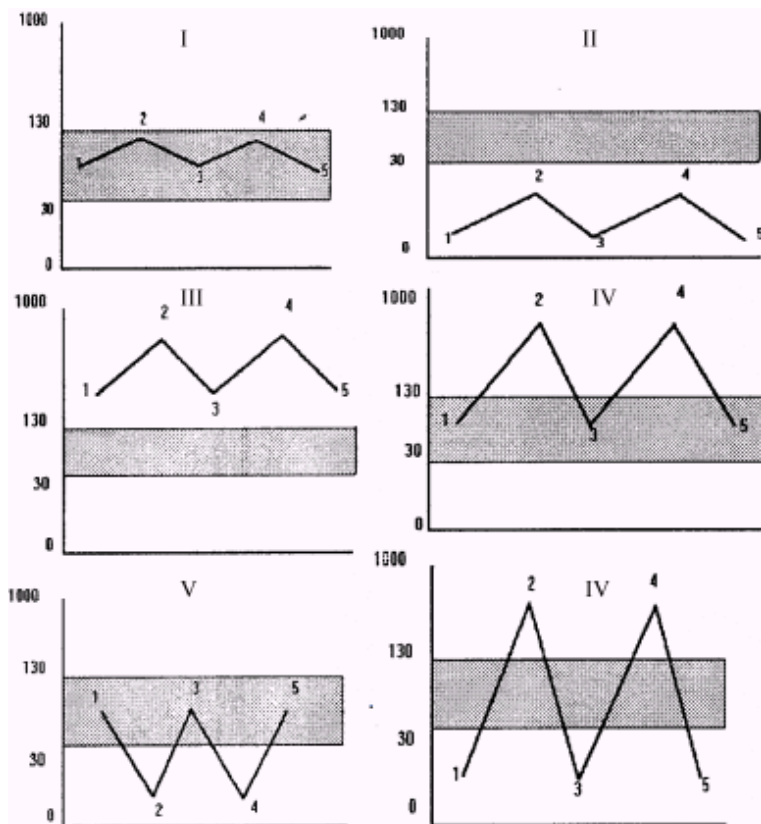


Рис 9. Схема оценки энергодефицитных состояний (по А.Н. Флейшману, 1999), где I – норма, II – энергодефицитное состояние, III – гиперадаптивное состояние, IV – гиперадаптивная реакция, V – нагрузочный (постнагрузочный) энергодефицит, VI – энергетическая «складка», 1 – фон, 2 – счет в уме, 3 – восстановление, 4 – гипервентиляция, 5 – восстановление.

зывает, что требуется вначале диагностика, а затем и лечение возможных заболеваний.

Выделение зеленой, желтой и красной зон здоровья позволяет характеризовать функциональное состояние человека с точки зрения риска развития болезни. Для каждой ступени «лестницы состояний» предусмотрен «диагноз» функционального состояния по степени выраженности напряжения регуляторных систем. Кроме того, имеется возможность отнесения обследуемого к одному из 4-х функциональных состояний по принятой в донозологической диагностике классификации (Р.М.Баевский, А.П.Берсенева, 1997):

- Состояние нормы или состояние удовлетворительной адаптации (ПАРС = 1–3),
- Состояние функционального напряжения (ПАРС = 4–5),
- Состояние перенапряжения или состояние неудовлетворительной адаптации (ПАРС = 6–7),
- Состояние истощения регуляторных систем или срыв адаптации (ПАРС = 8–10).

Разработанный ИВНМТ «Рамена» комплекс «Варикард» позволяет не только вычислять ПАРС и оценивать функциональное состояние, но и формирует индивидуальные заключения (см. рис. 10). Необходимо отметить, что ПАРС не имеет аналогов в зарубежных исследованиях. Недостатком ПАРС является то, что он позволяет получать лишь дискретные оценки функциональных состояний, что недостаточно при динамическом контроле. Для обеспечения непрерывной шкалы оценок могут быть использованы математические модели как количественные зависимости между набором числовых признаков (значений показателей ВСП) и функциональными состояниями организма (Баевский Р.М., Семенов Ю.Н., Черникова А.Г., 2000).

7.4. Оценка результатов анализа ВСП при проведении функциональных проб

Специального внимания требует оценка результатов анализа ВСП при проведении функциональных нагрузочных проб. Здесь необходима разработка отдельных медицинских инструкций по каждой функциональной пробе. Наиболее полная информация об анализе ВСП при проведении различных функциональных проб содержится в монографии В.М. Михайлова (2000).

Некоторые общие рекомендации по интерпретации показателей ВСП при функциональных пробах состоят в следующем:

1. Важнейшее значение имеет оценка функционального состояния организма (вегетативный баланс, степень напряжения регуляторных систем и т.д.) в исходном периоде (фон) до начала функционального воздействия. Интерпретация данных на разных этапах функциональной пробы должна проводиться, прежде всего, путем сравнения с исходным состоянием.
2. Во всех функциональных пробах существует переходный процесс между исходным состоянием и новым функциональным состоянием, формирующимся в процессе проведения пробы. Этот переходный процесс имеет различный характер и различную длительность при разных функциональных пробах. Выделение переходного процесса из общей записи и его оценка специальными методами является одной из важных проблем функцио-

нального тестирования. Нередко именно в переходном процессе содержится наиболее ценная информация о состоянии регуляторных механизмов. Методы анализа переходных процессов в данных методических рекомендациях не рассматриваются.

3. Под влиянием функциональных воздействий формируется новое функциональное состояние, которое не является устойчивым. Это особенно необходимо учитывать, анализируя динамику показателей ВСП, отражающих тонкие взаимосвязи между различными звеньями регуляторного механизма. Поэтому целесообразно выделять для оценки различные этапы функциональной пробы.

4. Следует различать, по крайней мере, два этапа функциональной пробы: этап (или период) непосредственно воздействия на организм соответствующего фактора и этап (или период) восстановления. Между окончанием воздействия и началом восстановления также имеется переходный процесс, которые требуют распознавания, выделения и специальной оценки.

5. При оценке показателей ВСП на разных этапах функциональной пробы рекомендуется оценивать не только их средние значения, но и динамику изменений, и синхронизацию этих изменений.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ДАЛЬНЕЙШЕГО РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ АНАЛИЗА ВСП

На современном этапе практического использования методов анализа ВСП в прикладной физиологии и клинической медицине представленные выше подходы к физиологической и клинической интерпретации данных позволяют эффективно решать многие задачи диагностического и прогностического профиля, оценки функциональных состояний, контроля эффективности лечебно-профилактических воздействий и т.п.

Однако, возможности этой методологии далеко не исчерпаны и ее развитие продолжается. Ниже дается краткий перечень некоторых направлений дальнейшего развития методов анализа ВСП, которые разрабатываются главным образом в России. К их числу относятся:

- Изучение медленных волн 2-го порядка (VLF) и ультрамедленноволевых компонентов спектра сердечного ритма (ULF) – колебаний на частотах ниже 0,01 Гц (100 с), включая минутные и часовые волны (ультрадианные ритмы).
- Развитие методологии вариационной пульсометрии в том числе дифференциальной хронокардиографии и новых подходов к статистическому анализу вариабельности сердечного ритма (Федоров В.Ф., Смирнов А.В., 2000).
- Использование вариабельности сердечного ритма для оценки уровня стресса, степени напряжения регуляторных систем (Компьютерная электрокардиография, М., 1999).
- Исследование вариабельности сердечного ритма у детей и подростков, включая влияние школьных нагрузок и возрастно-половые аспекты (Безруких М.М., 1981, Шлык Н.И., 1991).
- Использование методов анализа вариабельности сердечного ритма в космической медицине, в меди-

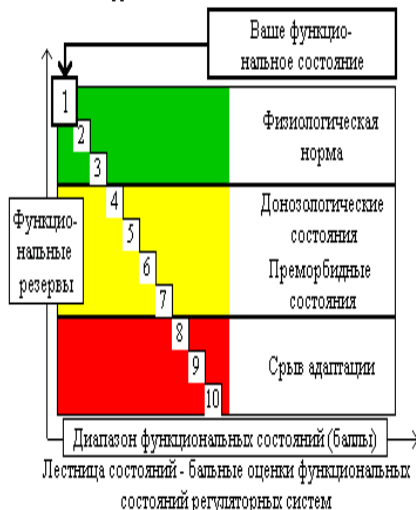
Иванов Иван Иванович

№ 3

Дата и время обследования: 22.07.1998 12:33
 Год рождения: 1950 Пол: муж.
 Адрес:

Оценка функционального состояния

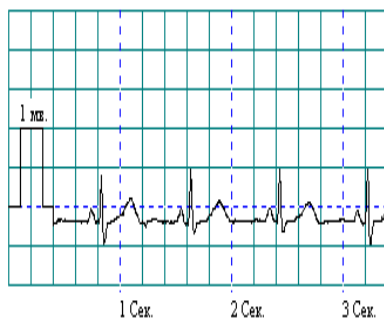
Оптимальный уровень



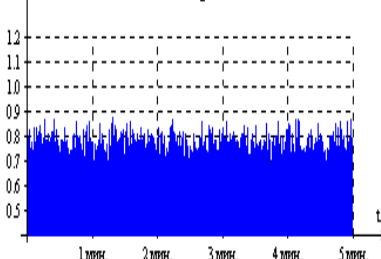
Оценка состояния регуляторных систем

Суммарный эффект регуляции
Нормокардия
Функция автоматизма
Нарушение ритма не выявлено
Вегетативный гомеостаз
Равновесие симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы
Вазомоторный (сосудистый) центр
Нормальная активность подкоркового сердечно-сосудистого центра
Симпатический сердечно-сосудистый подкорковый нервный центр
Умеренное ослабление активности симпатического сердечно-сосудистого центра

Электрокардиограмма (1 отведение)



Ритмограмма



Основные показатели сердечного ритма

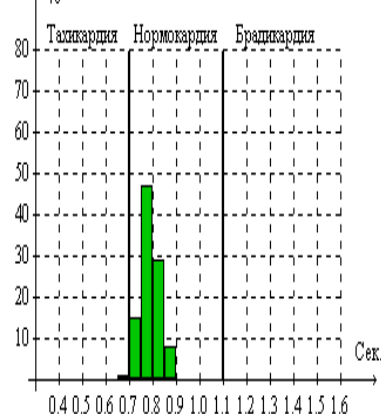
Наименование	Знач	Норма
Частота пульса (HR), уд/мин	76	55 - 80
Среднее квадр. отклонение (SDNN), мс	38,5	30 - 100
Кoeffициент вариации (CV), %	4,9	3 - 12
Стресс-индекс (SI), усл.ед	149	50 - 150
Индекс централизации (IC), усл.ед	1,4	2 - 8
ПАРС (IARS), усл.ед	(0, -1)	1 - 3
Число аритмий (NArr), %	0,0	0 - 4
Мощность HF, %	40,3	10 - 30
Мощность LF, %	37,4	15 - 45
Мощность VLF, %	18,9	20 - 60
Мощность ULF, %	3,4	

Заключение

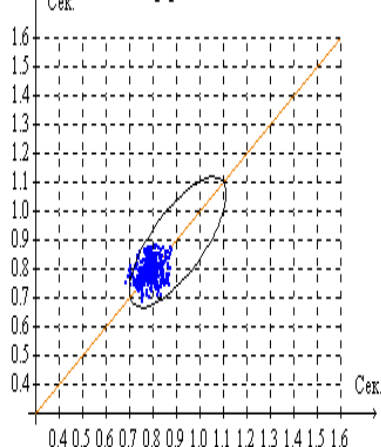
Ваше функциональное состояние характеризуется оптимальным уровнем регуляции физиологических функций. Организм прекрасно справляется со стрессом.

Вам рекомендуется поддерживать этот оптимальный уровень соблюдения режима труда и отдыха, рациональным питанием, систематическими занятиями физкультурой и спортом, регулированием трудовых нагрузок. Проводить контроль своего функционального состояния возможности раз в год.

Гистограмма



Сктерграмма



Спектральная функция

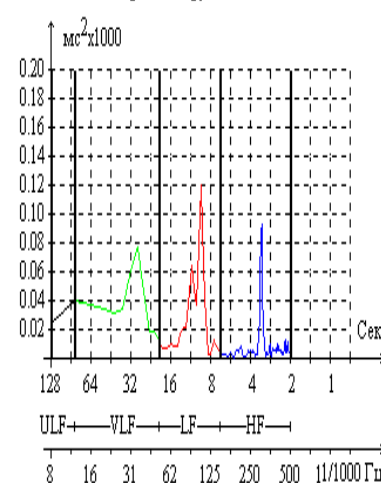


Рис. 10. Образец комплексного заключения по результатам анализа ВСП (аппаратно-программный комплекс «Варикард»).

цине экстремальных воздействий и в различных областях прикладной физиологии (Григорьев А.И., Баевский Р.М., 2001).

- Развитие клинических направлений использования метода: а) в хирургии - контроль анестезии, б) в неврологии - дифференциальная оценка морфологических и функциональных поражений, в) в онкологии - попытки оценки степени метаболических нарушений (Компьютерная электрокардиография, 1999, Флейшман А.Н. 1999).
- Развитие новых принципов использования анализа ВСП

в кардиологической клинике - оценка тяжести патологического процесса, прогнозирование исходов и эффективности лечения, оценка тяжести и риска при аритмиях (Довгалевский П.Я., Рыбак О.К., 1996, Иванов Г.Г. и др., 1999, Минаков Э.В. и др. 1998, Миронов В.А, 1998, Явлов И.С. и др., 1997, Сметнев А.С. и др., 1995).

В заключение следует еще раз подчеркнуть, что в данных методических рекомендациях рассматривались только аспекты использования так называемых «коротких» записей сердечного ритма (от нескольких минут до

нескольких часов). Методология исследования и принципы анализа таких записей существенно отличаются от более сложных подходов при работе с 24-х часовыми записями ВСП, получаемыми при Холтеровском мониторировании. Безусловно, данные суточного наблюдения позволяют более глубоко оценить состояние механизмов нейроэндокринной регуляции кровообращения и в этой области отечественные исследователи достигли значительных успехов (Рябыкина Г.В., Соболев А.В., 1998; Макаров В.М., 1999). Однако, 24-часовые исследования

значительно более трудоемки и дороги, а анализ суточных записей ВСП еще недостаточно разработан, в частности это относится к переходным процессам. Неоспоримым преимуществом коротких записей является более широкий диапазон использования метода, простота аппаратного и программного обеспечения, возможность оперативного получения результатов. Все это определяет перспективность самого широкого распространения методов анализа ВСП в прикладной физиологии, профилактической медицине и клинической практике.

ЛИТЕРАТУРА.

1. Анохин П.К. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем. Принципы системной организации функций. М., Наука, 1973, С.5-61.
2. Баевский Р.М. К проблеме прогнозирования функционального состояния человека в условиях длительного космического полета. Физиол. Журн. СССР, 1972, 6, с.819-827.
3. Баевский Р.М. Кибернетический анализ процессов управления сердечным ритмом. Актуальные проблемы физиологии и патологии кровообращения. М., Медицина. 1976. С. 161 -175.
4. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М., Наука, 1984. С.220
5. Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. М., Медицина. 1997. С. 265.
6. Баевский Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. М., Медицина, 1979, 205 с.
7. Баевский Р.М., Семенов Ю.Н., Черникова А.Г. Анализ variability сердечного ритма с помощью комплекса "Варикард" и проблема распознавания функциональных состояний. Хронобиологические аспекты артериальной гипертензии в практике врачебно-лётной экспертизы (Разсолов Н.А., Колесниченко О.Ю.), М., 2000. С. 167 - 178
8. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Variability сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения. Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2001, 3, с.106-127
9. Безруких М.М. Регуляция хронотропной функции у школьников 1-4 классов в процессе учебных занятий. Возрастные особенности физиологических систем у детей и подростков. М., 1981. С.249-254.
10. Воробьев В.И. Исследование математико-статистических характеристик сердечного ритма как метод оценки реакции лиц разного возраста на мышечную нагрузку. Дисс. канд. биол. наук, М., ИМБП. 1978. 178 с.
11. Variability сердечного ритма. Теоретические аспекты и практическое применение. Тезисы международного симпозиума 12-14 сентября 1996 г. Ижевск. 1996. С.225
12. Власов Ю.А., Яшков В.Г., Якименко А.В. и др. Метод последовательного парного анализа ритма сердца по интервалам RR. Радиоэлектроника, физика и математика в биологии и медицине. Новосибирск. 1971. С.9-14.
13. Воскресенский А.Д., Вентцель М.Д. Статистический анализ сердечного ритма и показателей гемодинамики в физиологических исследованиях. М., Наука, 1974, 221 с.
14. Габинский Я.Л. Вариационная пульсометрия и автокорреляционный анализ в оценке экстракардиальной регуляции сердечного ритма. Автореф. Дисс. Канд. мед. Наук. Свердлов. Мед. Ин-т., 1982, 22 с.
15. Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П. Теоретические и практические аспекты нелинейных хаотических колебаний ритма сердца, Медленные колебательные процессы в организме человека. Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики, хаоса и фракталов в физиологии и медицине. Материалы 3-го Всероссийского симпозиума 21-25 мая 2001 г. Новокузнецк, 2001, с. 37-48
16. Григорьев А.И., Баевский Р.М. Концепция здоровья и проблема нормы в космической медицине. М., Слово, 2001, 96 с.
17. Довгалецкий П.Я., Рыбак О.К. Возможность использования системного анализа в оценке нейрогуморальной регуляции сердечного ритма у больных ИБС. Международный симпозиум "Variability сердечного ритма. Теоретические аспекты и практическое применение", Ижевск, 1996, с.29-30
18. Жемайтите Д.И. Ритмичность импульсов синоаурикулярного узла в покое и при ишемической болезни сердца. Автореф. дисс. канд. мед. наук. Каунас, Мед. Ин-т, 1965, 51 с.
19. Жемайтите Д.И. Возможности клинического применения и автоматического анализа ритмограммы Дисс. докт. мед. наук. Каунас. Мед. ин-т. 1972. 285 с.
20. Иванов Г.Г., Дворников В.Е., Баев В.В. Внезапная сердечная смерть: основные механизмы, принципы прогноза и профилактики. Вестник РУДН. 1998, N1, 144-159.
21. Клецкин С.З. Проблема контроля и оценки операционного стресса (на основе анализа ритма сердца с помощью ЭВМ). Дисс. докт. мед наук. М., Ин-т серд.сосуд.хирург. АМН СССР, М., 1981. 298 с.
22. Компьютерная электрокардиография на рубеже столетий. Международный симпозиум. Москва 27-30 апреля 1999 г. Тезисы докладов. М., 1999. С.320
23. Кудрявцева В.И. К проблеме прогнозирования умственного утомления при длительной монотонной работе. Автореф. дисс. канд. биол. Наук. М., ИМБП, 1974, 23 с.
24. Макаров Л.М. Холтеровское мониторирование. М., Медицина, 2000, 104 с.
25. Математические методы анализа сердечного ритма. Материалы 1-го Всесоюзного симпозиума. Под ред. Парина В.В. и Баевского Р.М. М., Наука, 1968
26. Медленные колебательные процессы в организме человека: Теория и практическое применение в клинической

- кой медицине и профилактике. Сборник научных трудов симпозиума 27-29 мая 1997 г., Новокузнецк, 1997. С. 194.
27. Минаков Э.В., Соболев Ю.А., Стрелецкая Г.Н., Минакова Н.Э. Использование математического анализа сердечного ритма в процессе реабилитации больных гипертонической болезнью. Международный симпозиум "Вариабельность сердечного ритма. Теоретические аспекты и практическое применение", Ижевск, 1996, с.42-43
28. Михайлов В.М. Вариабельность сердечного ритма. Опыт практического применения. Иваново, 2000, 200 с.
29. Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца при гипертонической болезни. Автореф. дисс. докт.мед.наук., Оренбург, 1998, 53 с.
30. Миронова Т.В., Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца (Введение в ритмокардиографию и атлас ритмокардиограмм). Челябинск, 1998. С.162.
31. Нидеккер И.Г. Выявление скрытых периодичностей методом спектрального анализа. Дисс. канд. физ.-мат. наук. М., ВЦ АН СССР. 1968. 131 с.
32. Никулина Г.А. Исследование статистических характеристик сердечного ритма как метод оценки функционального состояния организма при экстремальных воздействиях. Автореф. дисс. Канд. мед. наук . М., ИМБП, 1974, 30 с.
33. Парин В.В., Баевский Р.М. Введение в медицинскую кибернетику. М., Медицина, 1966, С.220.
34. Парин В.В., Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Газенко О.Г. Космическая кардиология. Л., Медицина, 1967. С.206
35. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Анализ вариабельности ритма сердца. Кардиология, 1996, 10, с.87-97
36. Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Вариабельность ритма сердца. М., Из-во "СтарКо", 1998.
37. Селье Г. Очерки об адаптационном синдроме. Пер. с англ. М., Медгиз, 1960, С.275.
38. Сметнев А.С., Жаринов О.И., Чубучный В.Н. Вариабельность ритма сердца, желудочковые аритмии и риск внезапной смерти. Кардиология, 1995, 4, с.49-51
39. Федоров В.Ф., Смирнов А.В. О некоторых неиспользованных возможностях статистических методов в кардиологии. Клинические и физиологические аспекты ортостатических расстройств" М., 2000, с.138-148
40. Флейшман А.Н. Медленные колебания гемодинамики. Новосибирск, 1999.С.264.
41. Флейшман А.Н. Медленные колебания кардиоритма и феномены нелинейной динамики: классификация фазовых портретов, показателей энергетики, спектрального и детрентного анализа. Медленные колебательные процессы в организме человека. Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики, хаоса и фракталов в физиологии и медицине. Материалы 3-го Всероссийского симпозиума 21-25 мая 2001 г. Новокузнецк, 2001, с.49-61.
42. Хаспекова Н. Б. Регуляция вариативности ритма сердца у здоровых и больных с психогенной и органической патологией мозга. Дисс. докт.мед.наук. М., Ин-т ВНД. 1996. 236 с.
43. Хаютин В.М., Лукошкова Е.В. Спектральный анализ колебаний частоты сердцебиений: физиологические основы и осложняющие его явления. Российский физиол. Журн. Им. И.М. Сеченова, 1999,85 (7),с.893-909
44. Шлык Н.И. Сердечный ритм и центральная гемодинамика при физической активности у детей. Ижевск, 1991. С.417.
45. Goldberger A. Is the normal heartbeat chaotic or homeostatic? News in Physiological Sciences, 1991:6:87-91.
46. Heart rate variability. Standatds of Measurement, Physiological interpretation and clinical use. Circulation, 1996, V.93, P.1043-1065
47. Parin V.V., Baevsky R.M., Gzenko O.G. Heart and circulation under space conditions. Cor et Vasa, 1965, 7 (3), p.165-184

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

ПЕРЕЧЕНЬ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА*

№ пп	Краткие обозначения	Наименования показателей	Физиологическая интерпретация
1	ЧП	Частота пульса	Средний уровень функционирования системы кровообращения
2	SDNN	Стандартное отклонение полного массива кардиоинтервалов	Суммарный эффект вегетативной регуляции кровообращения
3	RMSSD	Квадратный корень из суммы разностей последовательного ряда кардиоинтервалов	Активность парасимпатического звена вегетативной регуляции ¹
4	pNN50	Число пар кардиоинтервалов с разностью более 50 мс. в % к общему числу кардиоинтервалов в массиве	Показатель степени преобладания парасимпатического звена регуляции над симпатическим (относительное значение)
5	CV	Коэффициент вариации полного массива кардиоинтервалов	Нормированный показатель суммарного эффекта регуляции
6	MxDMn	Разность между максимальным и минимальным значениями кардиоинтервалов	Максимальная амплитуда регуляторных влияний
7	Mo	Мода	Наиболее вероятный уровень функционирования сердечно-сосудистой системы
8	AMo	Амплитуда моды	Условный показатель активности симпатического звена регуляции

9	SI	Стресс индекс (Индекс напряжения регуляторных систем)	Степень напряжения регуляторных систем (степень преобладания активности центральных механизмов регуляции над автономными)
10	CC1	Значение первого коэффициента автокорреляционной функции	Степень активности автономного контура регуляции
11	CC0	Число сдвигов автокорреляционной функции до получения значения коэффициента корреляции меньше нуля	Степень активности центрального контура регуляции
12	TP	Суммарная мощность спектра ВСР в мс ²	Суммарный абсолютный уровень активности регуляторных систем
13	HF, (%)	Мощность спектра высокочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности парасимпатического звена регуляции
14	LF, (%)	Мощность спектра низкочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности вазомоторного центра
15	VLF, (%)	Мощность спектра очень низкочастотного компонента variability в % от суммарной мощности колебаний	Относительный уровень активности симпатического звена регуляции
16	HFav	Среднее значение мощности спектра высокочастотного компонента ВСР в мс ²	Средний абсолютный уровень активности парасимпатического звена вегетативной регуляции
17	LFav	Среднее значение мощности спектра низкочастотного компонента ВСР в мс ²	Средний абсолютный уровень активности вазомоторного центра
18	VL Fav	Среднее значение мощности спектра очень низкочастотного компонента ВСР в мс ²	Средний уровень активности симпатического звена вегетативной регуляции (преимущественно надсегментарных отделов)
19	(LF/HF)av	Отношение средних значений низкочастотного и высокочастотного компонента ВСР	Относительная активность подкоркового симпатического нервного центра
20	IC	Индекс централизации	Степень централизации управления ритмом сердца (преобладание активности центрального контура регуляции над автономным)

* представленный в таблице перечень показателей не исключает использования иных методов анализа и разработки новых методик

ПРИЛОЖЕНИЕ 2. РАСЧЕТНЫЕ ФОРМУЛЫ ДЛЯ ВЫЧИСЛЕНИЯ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ВАРИАбельНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Существует три формата представления данных для математического анализа ВСР:

- динамический ряд NN интервалов – $NN_i, i = 1, 2, \dots, n$;
- данные, вычисленные на основе разницы между NN-интервалами;
- новый ряд дискретных значений $x_i, i = 1, 2, \dots, N$. Построение нового ряда основано на положении, что ВСР задается непрерывной функцией от времени – $x(t)$, определенной на множестве элементарных событий – моментах появления R зубцов. Значения функции в эти моменты равны величинам соответствующих NN-интервалов. Значения функции в промежутках времени между моментами появления R зубцов рассчитываются методом сплайновой кубической интерполяции. Ряд строится квантованием функции $x(t)$ с шагом 250 мс.

Статистические методы

Расчет **основных параметров variability** должен включать в себя следующие показатели:

ЧСС (HR) определяется как количество NN-интервалов в записи, деленное на продолжительность их записи:

$$HR = 60 \cdot 1000 \cdot \frac{n}{\sum_{i=1}^n NN_i (мс)} \quad (\text{в } 1/\text{мин}); \quad (1)$$

среднее значение:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i (мс), \quad (2)$$

где x_i – значение i -го квантованного элемента функции $x(t), i=1, 2, \dots, N$;

дисперсия приравнивается к своему выборочному (эмпирическому) значению и рассчитывается по формуле:

$$D = \frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 (мс^2); \quad (3)$$

среднеквадратическое отклонение (SDNN) или σ – определяется как корень квадратный из дисперсии:

$$\sigma = \sqrt{D} (мс); \quad (4)$$

коэффициент вариации (CV) заменяется своей эмпири-

ческой характеристикой и рассчитывается как отношение (в процентах) среднеквадратического отклонения к соответствующему математическому ожиданию:

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100\%; \quad (5)$$

RMSSD - среднеквадратичная разностная характеристика (*root mean sum successful deviation*) рассчитывается по формуле:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^{n-1} (NN_i - NN_{i+1})^2} \text{ (мс);} \quad (6)$$

PNN50 – процентное отношение NN-интервалов, разностные характеристики которых $(x_i - x_{i+1}) > 50$ мс, к общему количеству NN-интервалов.

Геометрические методы

Геометрические методы основаны на построении графика функции плотности распределения вероятностей функции $x(t)$. График строится по следующему алгоритму:

1. Строится гистограмма с шагом 50 мс (0,05 с), начиная от 0,3 до 1,7с. Таким образом, получается 28 диапазонов значений функции $x(t)$, каждый из которых имеет ширину 50 мс (0,05с). Ординаты диапазонов гистограммы определяются как отношение количества элементов x_i , попавших в диапазон к общему количеству элементов – N и имеют размерность 1/50(мс);

2. Строится вторая гистограмма (вспомогательная), количество диапазонов (классов) в которой определяется по правилу Штюргеса:

$$N_{class} = \text{Int}[1 + 1,44 \ln(N)] \quad (7)$$

где N – общее количество элементов x_i , а Int – функция выделения целой части;

3. Оценивается вариационный размах – Δx ($MxDMn$ в первом приближении) по эмпирической формуле:

$$\Delta x \approx 0,025 + 5,83y; \quad (8)$$

4. В каждом классе вспомогательной гистограммы подсчитывается количество попавших в него дискретных значений x_i . На графике для каждого класса ставится точка с абсциссой, равной среднему значению попавших в этот класс x_i и с ординатой, равной количеству дискретных значений x_i в заданном классе. Если в данном классе нет данных, то точка в нем не ставится;

5. Ординаты точек вспомогательной гистограммы умножается на нормировочный коэффициент:

$$h = \frac{1}{N} \frac{50(\text{мс})}{(\Delta x / N_{class})} \quad (9)$$

и соединяются гладкой кривой методом сплайновой интерполяции. Полученный график имеет такую же размерность, как и первая гистограмма.

По графику функции плотности распределения вероятностей определяют следующие показатели:

амплитуда моды (Амо) соответствует значению максимума функции плотности распределения, а значение аргумента в точке максимума – моде (Мо). Далее, по функции плотности распределения вероятностей на уровне 2% от Амо находятся минимальное (x_{\min}) и максимальное (x_{\max}) значения функции $x(t)$.

вариационный размах (MxDMn) является разницей

между наименьшим и наибольшим значениями динамического ряда R-R интервалов:

$$MxDMn = x_{\max} - x_{\min} \text{ (мс);} \quad (10)$$

отношение максимального значения R-R интервала к минимальному:

$$MxRMn = \frac{x_{\max}}{x_{\min}}; \quad (11)$$

стресс индекс (индекс напряжения регуляторных систем – SI) вычисляется путем деления амплитуды моды на удвоенное произведение моды на размах:

$$SI = \frac{Амо \cdot 100\%}{2 \cdot Мо(c) \cdot MxDMn(c)}; \quad (12)$$

Автокорреляционный анализ

коэффициент корреляции после первого сдвига (CC1):

$CC1 = r_{0,1}$, где $r_{0,1}$ – коэффициент корреляции, который рассчитывается путем вычисления автокорреляционной функции при величине сдвига – 1 секунда. Автокорреляционная функция строится по значениям ряда коэффициентов корреляции между исходным динамическим рядом x_i и новыми рядами, полученными при последовательных его смещениях на одно значение. Коэффициенты корреляции рассчитываются по формуле:

$$r_{0,k} = \frac{m \sum_{i=1}^m (x_i x_{i+k}) - \sum_{i=1}^m x_i \sum_{i=1}^m x_{i+k}}{\sqrt{\left[m \sum_{i=1}^m (x_i)^2 - \left(\sum_{i=1}^m x_i \right)^2 \right] \cdot \left[m \sum_{i=k+1}^{m+k} (x_i)^2 - \left(\sum_{i=k+1}^{m+k} x_i \right)^2 \right]}} \quad (13)$$

, $k=0, \dots, m-1$,

где k – номер шага смещения, а m – количество шагов смещения ($m=128$ при величине шага $\Delta t=250$ мс).

число сдвигов до первого нулевого значения коэффициента корреляции (CC0):

$$CC0 = k \frac{\Delta t(\text{мс})}{1000(\text{мс})}, \text{ при } r_{0,k}=0; \quad (14)$$

Спектральный анализ

Для спектрального анализа динамических рядов кардиоинтервалов предлагается применение непараметрических методов, основанных на использовании прямого преобразования Фурье функции $x(t)$ в частотное распределение (спектр). При реализации этого метода на компьютере используют дискретное преобразование Фурье (ДБФ) и, в частности, быстрое преобразование Фурье (БПФ), при этом используют следующие две формулы:

$$X_l = \sum_{k=0}^{N-1} x_k e^{-j l \Delta \omega k \Delta t}, \quad l=0, 1, \dots, N-1; \quad (15)$$

$$x_k = \frac{1}{2\pi} \sum_{l=0}^{N-1} X_l e^{j l \Delta \omega k \Delta t}, \quad k=0, 1, \dots, N-1. \quad (16)$$

Здесь $x_k = x(k\Delta t)$, $k=0, 1, \dots, N-1$;
 $X_l = X(l\Delta \omega)$, $l=0, 1, \dots, N-1$;

N – количество отсчетов, Δt – интервал времени между отсчетами, $\Delta \omega$ – шаг спектра в частотной области, который определяется по формуле:

$$\Delta \omega = \frac{2\pi}{T}, \quad (17)$$

а T – временной интервал анализируемого сигнала, который называется *длиной записи или основным порядком*: $T=(N-1)\Delta t$. (18)

Спектр (15) является зеркально симметричным (двусторонним) относительно своей центральной точки $l=(N-1)/2$, то есть: $X_l=X_{N-l}$, поэтому для его графического отображения и последующего исследования достаточно первых $(N-1)/2$ амплитуд (односторонний спектр). При переходе от двустороннего спектра к одностороннему необходимо нормирование его амплитуд умножением на $\sqrt{2}$ (нормировка спектра мощности производится умножением на 2).

Верхняя граница полосы анализируемого спектра определяется частотой оцифровки сигнала $f_s=1/\Delta t$ и равна $f_s/2$, а нижняя граница равна разрешению по частоте $1/T$. Величину $1/T$ называют также основной круговой частотой. Частотный диапазон результатов спектрального анализа от $1/T$ до $f_s/2$ называется шириной полосы спектра.

Для получения хорошо сглаженного (интерполированного) спектра по короткой реализации сигнала и для повышения точности оценивания частоты спектральных пиков производят дополнение нулями исходной временной последовательности. В результате такого добавления в спектре появляются $m=n/N$ промежуточных значений, где n – число добавленных нулей; N – исходное число значений сигнала во временной реализации. Однако повысить разрешение по частоте можно только за счет увеличения длительности анализируемого участка сигнала, но никак не за счет дополнения нулями.

В общем случае для выполнения (15) необходимо вычислить N^2 произведений $x_k F_N^m$ где $F_N^m = (e^{j\Delta\omega k \Delta t})^m$ – фактор умножения ($m=kl$).

СПМ рассчитывается по ряду дискретных значений x_i , $i=1,2,\dots,N$, полученных методом квантования функции $x(t)$ по следующему алгоритму:

1. разбивка пятиминутной записи на три сегмента;
2. центрирование функции $x(t)$ в каждом сегменте относительно среднего значения (устранение постоянной составляющей) и одновременно ее взвешивание (применение окна *фон Ханна*) согласно формуле:

$$\hat{x}_i = (x_i - \bar{x})W_i; \quad (19)$$

где x_i, \hat{x}_i – амплитуды исходного и центрированно-взвешенного сигналов,

\bar{x} – среднее значение, рассчитанное по формуле (2), а W – окно фон Ханна, которое во временной области имеет вид возведенной в квадрат косинусной функции:

$$W_i = 0.5 \cdot \left[1 + \cos \left(2\pi \frac{\left(i - \frac{N-1}{2} \right)^2}{N-1} \right) \right], \quad i=0,1,2,\dots,N-1; \quad (20)$$

3. дополнение ряда значений \hat{x}_i , $i=1,2,\dots,N$ в каждом сегменте нулями до ближайшего числа «два в степени». В соответствии с соглашениями (гл. 2) в трехминутном сегменте содержится 720 отсчетов, к которым надо добавить нули до 1024-х отсчетов;

4. преобразование Фурье ряда значений \hat{x}_i , $i=1,2,\dots,N$ в каждом сегменте по формуле (15) с использованием БПФ;

5. нормирование амплитуд спектра X_l умножением на $\sqrt{2}$;

6. определение СПМ по формуле:

$$P_l = \frac{N}{2} X_l^2 \text{ (мс}^2\text{)}, \quad l=0,1,\dots,(N-1)/2; \quad (21)$$

7. линейное усреднение СПМ по сегментам.

Величину $P_l(\omega)$ также называют энергией, приходящейся на единицу частоты $\Delta\omega$ на частоте ω . Общая энергия равна сумме мощностей, приходящихся на все единицы частот $\Delta\omega$.

На графике мощность изображают при значениях частоты k/T , которая изменяется от $1/T$ до $1/(2\Delta t)$. В России распространено соглашение об использовании обратного масштаба по горизонтальной оси без изменения периодограммы. При этом абсциссы измеряются в длинах периодов.

Расчет показателей спектрального анализа проводится в четырех частотных диапазонах Δf_{HF} , Δf_{LF} , Δf_{VLF} и Δf_{ULF} :

высокочастотные колебания HF в диапазоне :

0,4÷0,15 Гц (2÷6,6 сек);

низкочастотные колебания LF в диапазоне :

0,15÷0,04 Гц (7÷25 сек);

сверхнизкочастотные колебания VLF в диапазоне :

0,04÷0,015 Гц (25÷66 сек);

ультранизкочастотные колебания ULF в диапазоне :

0,015÷0,003 Гц (66÷333 сек).

По спектральным оценкам рассчитываются следующие показатели: **HF, LF, VLF, ULF** – мощности спектров в частотных диапазонах Δf_{HF} , Δf_{LF} , Δf_{VLF} и Δf_{ULF} соответственно.

В каждом из частотных диапазонов Δf_{HF} , Δf_{LF} , Δf_{VLF} и Δf_{ULF} находятся максимальные значения спектральных оценок мощностей гармоник (HFmx, LFmx, VLFmx и ULFmx).

Мощность спектра HF (суммарная мощность в частотном диапазоне Δf_{HF}) вычисляется по формуле:

$$HF = \sum_{j=L_{HF1}}^{L_{HF2}} P_j, \text{ (мс}^2\text{)}, \quad (22)$$

где L_{HF1} и L_{HF2} – номера спектральных оценок, соответствующих границам диапазона Δf_{HF} .

Мощности спектров LF, VLF, ULF (в частотных диапазонах Δf_{LF} , Δf_{VLF} и Δf_{ULF}) вычисляется аналогично.

суммарная мощность спектра:

$$TP = HF + LF + VLF + ULF; \quad (23)$$

HFt, LFt, VLFt, ULFt – значения периодов максимальных (доминирующих) вершин спектров в соответствующих частотных диапазонах;

средняя мощность спектра на всех частотных диапазонах:

$$TP_{AV} = \frac{TP}{L}; \quad (24)$$

средняя мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{HF} :

$$HF_{AV} = \frac{HF}{(L_{HF2} - L_{HF1})}; \quad (25)$$

средняя мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{LF} :

$$LF_{AV} = \frac{LF}{(L_{LF2} - L_{LF1})}; \quad (26)$$

средняя мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{VLF} :

$$VLF_{AV} = \frac{VLF}{(L_{VLFr} - L_{VLF1})}; \quad (27)$$

средняя мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{ULF} :

$$ULF_{AV} = \frac{ULF}{(L_{ULFr} - L_{ULF1})}; \quad (28)$$

мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{HF} в процентном отношении ко всему диапазону:

$$HF\% = \frac{HF}{TP} 100\%; \quad (29)$$

мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{LF} в процентном отношении ко всему диапазону:

$$LF\% = \frac{LF}{TP} 100\%; \quad (30)$$

мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{VLF} в процентном отношении ко всему диапазону:

$$VLF\% = \frac{VLF}{TP} 100\%; \quad (31)$$

мощность спектра в частотном диапазоне Δf_{ULF} в процентном отношении ко всему диапазону:

$$ULF\% = \frac{ULF}{TP} 100\%; \quad (32)$$

индекс централизации:

$$ULF\% = \frac{ULF}{TP} 100\%; \quad (33)$$