

6.4. Анализ variability сердечного ритма

Опубликовано в Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика: учебное пособие. 4-е изд., перераб. и доп. — М.: ФОРУМ: ИНФРА-М, 2007. — 640 с.: ил.

Анализ variability сердечного ритма (ВСР) является быстро развивающимся разделом кардиологии, в котором наиболее полно реализуются возможности вычислительных методов. Это направление во многом инициировано пионерскими работами известного отечественного исследователя Р.М. Баевского [2] в области космической медицины, который впервые ввел в практику ряд комплексных показателей, характеризующих функционирование различных регуляторных систем организма. В настоящее время стандартизация в области ВСР осуществляется рабочей группой Европейского кардиологического общества и Северо-американского общества стимуляции и электрофизиологии.

Во введении к главе мы уже отмечали, что сердце в идеале способно реагировать на малейшие изменения в потребностях многочисленных органов и систем. Вариационный анализ ритма сердца дает возможность количественной и дифференцированной оценки степени напряженности или тонуса симпатического и парасимпатического отделов ВНС, их взаимодействия в различных функциональных состояниях, а также деятельности подсистем, управляющих работой различных органов. Поэтому программа-максимум этого направления состоит в разработки вычислительно-аналитических методов комплексной диагностики организма по динамике сердечного ритма.

Методы ВСР не предназначены для диагностики клинических патологий, где, как мы видели выше, хорошо работают традиционные средства визуального и измерительного анализа. Преимущество данного раздела состоит в возможности обнаружить тончайшие отклонения в сердечной деятельности, поэтому его методы особенно эффективны для оценки общих функциональных возможностей организма в норме, а также ранних отклонений, которые в отсутствие необходимых профилактических процедур постепенно могут развиваться в серьезные заболевания. Методика ВСР широко используется и во многих самостоятельных практических приложениях, в частности, в холтеровском мониторинге и при оценке тренированности спортсменов, а также в других профессиях, связанных с повышенными физическими и психологическими нагрузками (см. в конце раздела).

Исходными материалом для анализа ВСР являются непродолжительные одноканальные записи ЭКГ (от двух до нескольких десятков минут), вы-

полняемые в спокойном, расслабленном состоянии или при функциональных пробах. На первом этапе по такой записи вычисляются последовательные кардиоинтервалы (КИ), в качестве реперных (граничных) точек которых используются *R*-зубцы, как наиболее выраженные и стабильные компоненты ЭКГ.

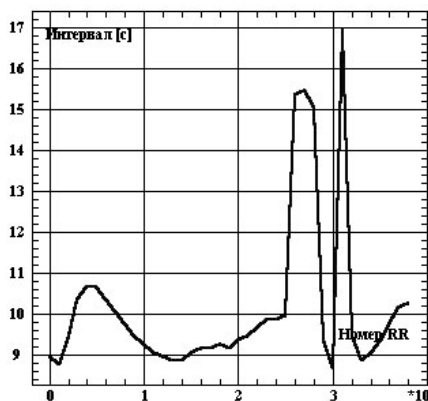
Методы анализа ВСР обычно группируются в следующие четыре основных раздела:

- интервалография;
- вариационная пульсометрия;
- спектральный анализ;
- корреляционная ритмография.

Другие методы. Для анализа ВСР используется и ряд менее употребительных методов, связанных с построением трехмерных скаттерграмм, дифференциальных гистограмм, вычислением автокорреляционных функций, триангуляционной интерполяции, вычислением индекса Святого Георга [1]. В оценочном и диагностическом планах эти методы можно охарактеризовать как научно-поисковые, и они практически не приносят принципиально новой информации.

Холтеровский мониторинг. Длительное мониторирование ЭКГ по Холтеру предполагает многочасовую или многосуточную одноканальную непрерывную запись ЭКГ пациента, находящегося в своих обычных жизненных условиях. Запись осуществляется портативным носимым регистратором на магнитный носитель. В связи с большой временной продолжительностью последующее исследование ЭКГ-записи осуществляется вычислительными методами. При этом обычно строится интервалограмма, определяются участки резкого изменения ритмики, ищутся экстрасистолические сокращения и асистолические паузы с подсчетом их общего количества и классификацией экстрасистол по форме и локализации.

Интервалография



6.21. Интервалограмма с эпизодами пропуска сокращений

В этом разделе преимущественно используются методы визуального анализа графиков изменения последовательных КИ (*интервалограмма* или *ритмограмма*). Это позволяет оценить выраженность различных ритмов (в первую очередь — дыхательного ритма, см. рис. 6.11) выявить нарушения variability КИ (см. рис. 6.16, 6.18, 6.19), асистолии и экстрасистолии. Так на рис. 6.21 приведена интервалограмма с тремя пропусками сердечных сокращений (три удлинненных КИ в правой части),

сменяющимися экстрасистолой (укороченный КИ), за которой сразу следует четвертый пропуск сердечного сокращения.

Интервалограмма позволяет выявить важные индивидуальные особенности действия регуляторных механизмов в реакциях на физиологические пробы. В качестве показательного примера рассмотрим противоположные типы реакций на пробу задержки дыхания. Рис. 6.22 демонстрирует реакции ускорения ЧСС при задержке дыхания. Однако у испытуемого (рис. 6.22а) после начального резкого спада наступает стабилизация с тенденцией к некоторому удлинению КИ, в то время как у испытуемого (рис. 6.22б) начальный резкий спад продолжается более медленным укорочением КИ, при этом проявляются нарушения variability КИ с дискретным характером их чередования (что для данного испытуемого не проявлялось в состоянии релаксации). Рисунок 6.23 представляет реакции противоположного характера с удлинением КИ. Однако, если для испытуемого (рис. 6.23а) имеет место близкая к линейной возрастающая тенденция, то для испытуемого (рис. 6.23б) в этой тенденции проявляется высокоамплитудная медленноволновая активность.

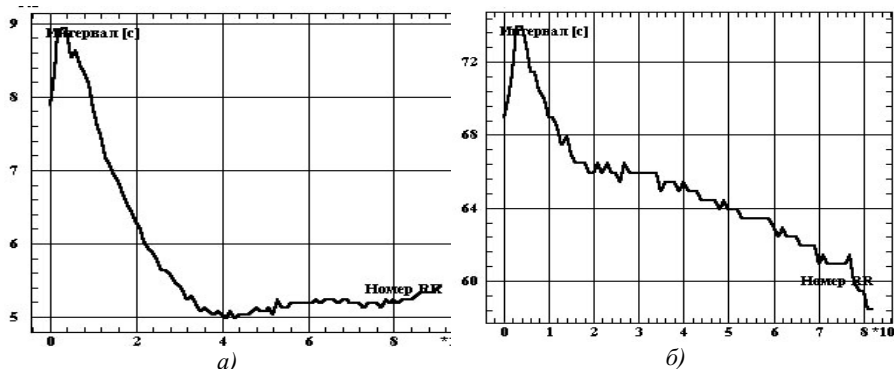


Рис. 6.22. Интервалограммы для проб задержки дыхания с укорочением КИ

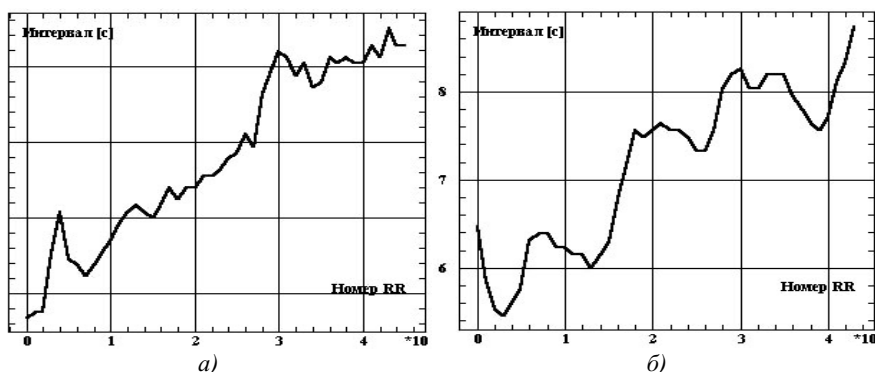


Рис. 6.23. Интервалограммы для проб задержки дыхания с удлинением КИ

Вариационная пульсометрия

В этом разделе преимущественно используются средства описательной статистики для оценки распределения КИ с построением гистограммы, а также ряд производных показателей, характеризующих функционирование различных регуляторных систем организма, и специальных международных индексов. Для многих из этих индексов на большом экспериментальном материале определены клинические границы нормы в зависимости от пола и возраста, а также ряд последующих числовых интервалов, отвечающих дисфункциям той или иной степени.

Гистограмма. Напомним, что гистограмма представляет собой график плотности вероятности выборочного распределения. В данном случае высота конкретного столбика выражает процент присутствующих в записи ЭКГ кардиоинтервалов заданного диапазона длительности. Горизонтальная шкала длительностей КИ для этого разбивается на последовательные

интервалы равной величины (*бины*). Для сравнимости гистограмм между-народный стандарт устанавливает размер *бина* равным 50 мс.

Нормальная сердечная деятельность характеризуется симметричной, куполообразной и цельной гистограммой (рис. 6.24). При релаксации с неглубоким дыханием гистограмма сужается, при углублении дыхания — уширяется. При наличии пропусков сокращений или экстрасистол на гистограмме появляются отдельно стоящие фрагменты (соответственно, справа или слева от основного пика, рис. 6.25). Несимметричная форма гистограммы свидетельствует об аритмичном характере ЭКГ. Пример такой гистограммы приведен на рис. 6.26а. Для выяснения причин такой асимметрии бывает полезно обратиться к интервалограмме (рис. 6.26б), которая в данном случае показывает, что асимметрия определена скорее не патологической аритмией, а наличием нескольких эпизодов смены нормальной ритмики, которые могут быть вызваны эмоциональными причинами или же сменами глубины и частоты дыхания.

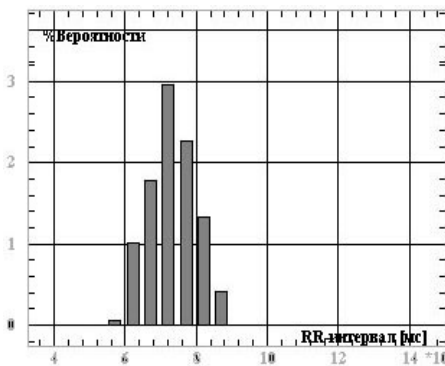


Рис. 6.24. Симметричная гистограмма

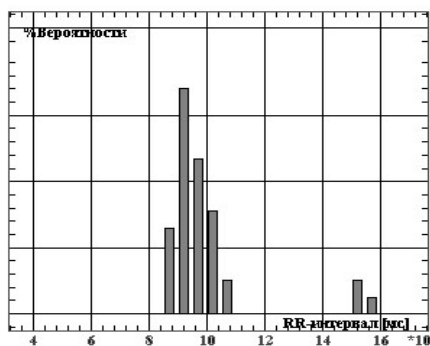
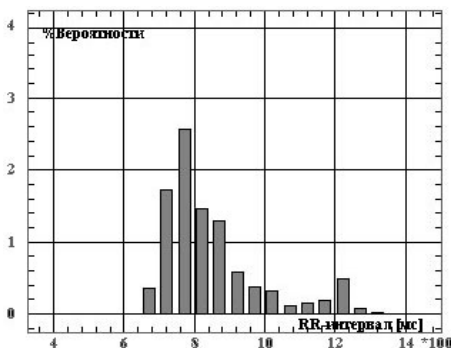
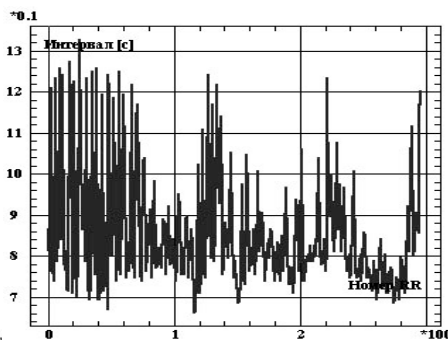


Рис. 6.25. Гистограмма с пропусками сокращений



а)



б)

Рис. 6.26. ЭКГ с эпизодами смены ритмики:
а — гистограмма; б — интервалограмма

Показатели. Кроме гистографического представления в вариационной пульсометрии вычисляется и целый ряд числовых оценок: описательная статистика, показатели Баевского, индексы Каплана и ряд других.

Показатели описательной статистики дополнительно характеризуют распределение КИ:

- размер выборки N ;
- вариационный размах dRR — разность между максимальным и минимальным КИ;
- среднее значение $RRNN$ (норма в перерасчете на ЧСС составляет: $64 \pm 2,6$ для возрастов 19—26 лет и $74 \pm 4,1$ для возрастов 31—49 лет);
- стандартное отклонение $SDNN$ (норма 91 ± 29);
- коэффициент вариации $CV = SDNN/RRNN * 100\%$;
- коэффициенты асимметрии и эксцесса, характеризующие симметричность гистограммы и выраженность ее центрального пика;
- мода Mo или значение КИ, делящее всю выборку пополам, при симметричном распределении мода близка к среднему значению;
- амплитуда моды AMo — процент КИ, попадающих в модальный бин.
- $RMSSD$ — корень квадратный из средней суммы квадратов разностей соседних КИ (практически совпадает со стандартным отклонением $SDSD$, норма 33 ± 17), имеет устойчивые статистические свойства, что особенно актуально для коротких записей;
- pNN_{50} — процент соседних кардиоинтервалов, отличающихся друг от друга более чем на 50 мс (норма $7 \pm 2\%$), также мало изменяется в зависимости от длины записи.

Показатели dRR , $RRNN$, $SDNN$, Mo выражаются в мс. Наиболее значимым считается AMo , отличающаяся устойчивостью к артефактам и чувствительностью к изменению функционального состояния. В норме у людей до 25 лет AMo не превышает 40%, с возрастом увеличивается на 1% каждые 5 лет, превышение 50% расценивается как патология.

Показатели Р.М. Баевского:

- индекс вегетативного равновесия $IBP = AMo/dRR$ указывает на соотношение между активностью симпатического и парасимпатического отделов ВНС;
- вегетативный показатель ритма $ВПР = 1/(Mo * dRR)$ позволяет судить о вегетативном балансе организма;
- показатель адекватности процессов регуляции $ПАПР = AMo/Mo$ отражает соответствие между активностью симпатического отдела ВНС и ведущим уровнем синусового узла;
- индекс напряжения регуляторных систем $ИН = AMo/(2 * dRR * Mo)$ отражает степень централизации управления сердечным ритмом.

Наиболее значимым в практике является индекс ИН, адекватно отражающий суммарный эффект сердечной регуляции. Границы нормы составляют: $62,3 \pm 39,1$ для возрастов 19—26 лет. Показатель чувствителен к усилению тонуса симпатической ВНС, небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает его в 1,5—2 раза, при значительных нагрузках рост составляет 5—10 раз.

Индексы А.Я. Каплана. Разработка этих индексов преследовала задачу оценки медленно и быстроволновых компонентов variability КИ без привлечения сложных методов спектрального анализа¹:

- индекс дыхательной модуляции (ИДМ) оценивает степень влияния дыхательного ритма на variability КИ:

$$\text{ИДМ} = (0,5 * \text{RMSSD} / \text{RRNN}) * 100\%;$$

- индекс симпто-адреналового тонуса:

$$\text{САТ} = \text{АМo} / \text{ИДМ} * 100\%;$$

- индекс медленноволновой аритмии:

$$\text{ИМА} = (1 - 0,5 * \text{ИДМ} / \text{CV}) * 100\% - 30$$

- индекс перенапряжения регуляторных систем ИПС представляет собой произведение САТ на отношение измеренного времени распространения пульсовой волны к времени распространения в состоянии покоя (вычисление см. в разд. 7.4), диапазон значений:
40—300 — рабочее нервно-психическое напряжение;
300—900 — при значительных нагрузках;
900—3000 — перенапряжение, необходимость отдыха;
3000—10000 — перенапряжение, опасное для здоровья;
свыше 10000 — необходимость срочного выхода из текущего состояния с обращением к врачу-кардиологу.

Индекс САТ в отличие от ИН учитывает только быстрый компонент variability КИ, так как содержит в знаменателе не суммарный размах КИ, а нормированную оценку изменчивости между последовательными КИ — ИДМ. Таким образом, чем меньше вклад высокочастотного (дыхательного) компонента ритма сердца в суммарную variability КИ, тем выше индекс САТ. Он очень эффективен для общей предварительной оценки сердечной деятельности в зависимости от возраста, границы нормы составляют: 30—80 до 27 лет, 80—250 от 28 до 40 лет, 250—450 от 40 до 60 лет, и 450—800 для старших возрастов. Вычисление САТ производят на 1—2 минутных интервалах в спокойном состоянии, выход за верхнюю возрастную границу нормы является признаком нарушений в сер-

¹ Эти индексы разработаны в рамках международного стандарта и утверждены Минздравом РФ. См. также: А.Я. Каплан. Variability ритма сердца и характеристики обратной связи по результатам операторской деятельности у человека//Журнал ВНД, 1998. №6.

дечной деятельности, а выход за нижнюю границу — благоприятным признаком.

Естественным дополнением САТ является ИМА, который прямо пропорционален дисперсии КИ, но не суммарной, а оставшейся за вычетом быстрого компонента вариативности КИ. Границы нормы ИМА составляют: $29,2 \pm 13,1$ для возрастов 19—26 лет.

Индексы оценки отклонений в вариабельности. Большинство рассмотренных показателей являются интегральными, поскольку вычисляются на достаточно протяженных последовательностях КИ, при этом ориентированы именно на оценку средней вариабельности КИ и чувствительны к различиям в таких средних значениях. Эти интегральные оценки сглаживают локальные вариативности и хорошо работают в условиях стационарности функционального состояния, например, при релаксации. В то же время интересно было бы иметь и другие оценки, которые бы: а) хорошо работали и в условиях функциональных проб, т. е. когда сердечный ритм не стационарен, а имеет заметную динамику, например, в виде тренда; б) были чувствительные именно к крайним отклонениям, связанным с малой или повышенной вариабельностью КИ. Действительно, многие незначительные, ранние отклонения в сердечной деятельности не проявляются в покое, но могут быть выявлены в ходе функциональных проб, связанных с повышенной физиологической или психической нагрузкой.

В этом плане имеет смысл предложить один из возможных альтернативных подходов, позволяющий конструировать показатели ВСР, которые, в отличие от традиционных, можно было бы назвать дифференциальными или интервальными. Такие показатели вычисляются в коротком скользящем окне с последующим усреднением по всей последовательности КИ. Ширину скользящего окна можно выбрать порядка 10 сердечных сокращений, исходя из следующих трех соображений: 1) это соответствует трем–четырем дыханиям, что в определенной степени позволяет нивелировать ведущее влияние дыхательного ритма; 2) на таком сравнительно коротком отрезке сердечный ритм можно считать условно стационарным даже в условиях нагрузочных функциональных проб; 3) такой размер выборки обеспечивает удовлетворительную статистическую устойчивость числовых оценок и применимость параметрических критериев.

В рамках предложенного подхода нами были сконструированы два оценочных индекса: показатель сердечного стресса *ПСС* и показатель сердечной аритмии *ПСА* [46]. Как показало дополнительное исследование, умеренное увеличение ширины скользящего окна немного снижает чувствительность этих индексов и расширяет границы нормы, но эти изменения не носят принципиального характера.

Индекс *ПСС* предназначен для оценки «плохой» вариабельности КИ, выражающейся в присутствии КИ одинаковой или очень близкой длитель-

ности с различием до 5 мс (примеры таких отклонений приведены на рис. 6.16, 6.18, 6.19). Такой уровень «нечувствительности» выбран из двух соображений: а) он достаточно мал, составляя 10% от стандартного 50 мс бина; б) он достаточно велик, чтобы обеспечить стабильность и сравнимость оценок для записей ЭКГ, выполненных с различным временным разрешением. Среднее значение в норме равно 16,3%, стандартное отклонение — 4,08%.

Индекс ПСА предназначен для оценки экстравариабельности КИ или уровня аритмии. Он вычисляется как процент КИ, отличающихся от среднего значения более чем на 2 стандартных отклонения. При нормальном законе распределения таких значений будет менее 2,5%. Среднее значение ПСА в норме равно 2,39%, стандартное отклонение — 0,85%.

Рассмотренные индексы показали свою высокую эффективность при диагностических обследованиях [48], позволив выявить многочисленные начальные отклонения в кардиоритмике, которые без соответствующей терапевтической профилактики могут повлечь серьезные заболевания.

Вычисление границ нормы. Часто при вычислении границ нормы используется достаточно произвольная процедура. Выбираются условно «здоровые» пациенты, у которых при поликлиническом наблюдении не обнаружено заболеваний. По их кардиограммам вычисляются показатели ВСР, и по этой выборке определяются средние значения и стандартные отклонения. Такую методику нельзя признать статистически корректной.

1. Как указано выше, всю выборку надо сначала очистить от выбросов. Граница отклонений и число выбросов у отдельного пациента определяется вероятностью таких выбросов, которая зависит от числа показателей и числа измерений.

2. Однако далее необходимо произвести чистку по каждому показателю отдельно, поскольку при общей нормативности данных отдельные показатели некоторых пациентов могут резко отличаться от групповых значений. Критерий стандартного отклонения здесь не подходит, поскольку сами стандартные отклонения оказываются смещенными. Такую дифференцированную чистку можно произвести при визуальном изучении графика упорядоченных по возрастанию значений показателя (график Кетле). Следует исключить значения, принадлежащие к концевым, загибающимся, разреженным участкам графика, оставив центральную, плотную и линейную его часть.

Спектральный анализ

Этот метод основан на расчете амплитудного спектра (подробнее см. в разд. 4.4) ряда кардиоинтервалов.

Предварительная временная перенормировка. Однако спектральный анализ не может быть осуществлен непосредственно над интервалограммой, поскольку в строгом смысле она не является временным рядом: ее псевдоамплитуды (KI_i) во времени разделены самими же KI_i , т. е. ее временной шаг неравномерен. Поэтому перед вычислением спектра требуется временная перенормировка интервалограммы, которая производится следующим образом. Выберем в качестве постоянного временного шага значение минимального КИ (или его половины), которое обозначим $мКИ$. Проведем теперь две временные оси друг под другом: верхнюю разметим согласно последовательным КИ, а нижнюю разметим с постоянным шагом $мКИ$. На нижней шкале будем строить амплитуды $аКИ$ вариабельности КИ следующим образом. Рассмотрим очередной шаг $мКИ_i$ на нижней шкале, здесь может быть два варианта: 1) $мКИ_i$ полностью укладывается в очередной KI_j на верхней шкале, тогда принимаем $аКИ_i=KI_j$; 2) $мКИ_i$ накладывается на два соседних KI_j и KI_{j+1} в процентном соотношении $a\%$ и $b\%$ ($a+b=100\%$), тогда величину $аКИ_i$ вычисляем из соответствующей пропорции представимости $аКИ_i=(KI_j/a\%+KI_{j+1}/b\%)*100\%$. Полученный временной ряд $аКИ_i$ и подвергается спектральному анализу.

Частотные диапазоны. Отдельные области полученного амплитудного спектра (амплитуды измеряются в миллисекундах) представляют мощность вариативности КИ, обусловленную влиянием различных регуляторных систем организма. При спектральном анализе выделяют четыре частотных диапазона:

- 0,4—0,15 Гц (период колебаний 2,5—6,7 с) — высокочастотный (HF — high frequency) или дыхательный диапазон отражает активность парасимпатического кардиоингибиторного центра продолговатого мозга, реализуется через блуждающий нерв;
- 0,15—0,04 Гц (период колебаний 6,7—25 с) — низкочастотный (LF — low frequency) или вегетативный диапазон (медленные волны первого порядка Траубе—Геринга) отражает активность симпатических центров продолговатого мозга, реализуется через влияния СВНС и ПСВНС, но преимущественно — иннервацией от верхнего грудного (звездчатого) симпатического ганглия;
- 0,04—0,0033 Гц (период колебаний от 25 с до 5 мин) — сверхнизкочастотный (VLF — very low frequency) сосудисто-двигательный или *васкулярный* диапазон (медленные волны второго порядка Майера) отражает действие центральных эрготропных и гуморально-метаболических механизмов регуляции; реализуется через изменение в крови гормонов (ретин, ангиотензин, альдостерон и др.);

- 0,0033 Гц и медленнее — ультранизкочастотный (ULF) диапазон отражает активность высших центров регуляции сердечного ритма, точное происхождение регуляции неизвестно, диапазон редко исследуется в связи с необходимостью выполнения длительных записей.

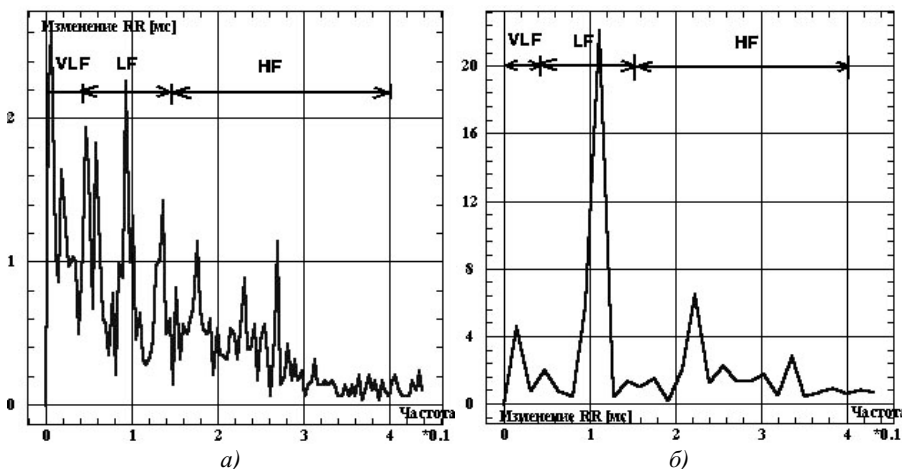


Рис. 6.27. Спектрограммы:

а — релаксация; б — глубокое дыхание

На рис. 6.27 приведены спектрограммы для двух физиологических проб. В состоянии релаксации (рис. 6.27а) с поверхностным дыханием амплитудный спектр достаточно монотонно спадает в направлении от низких частот к высоким, что говорит о сбалансированной представимости различных ритмов. При глубоком дыхании (рис. 6.27б) резко выделяется один дыхательный пик на частоте 0,11 Гц (с периодом дыхания 9 с), его амплитуда (вариабельность) в 10 раз превышает средний уровень на других частотах.

Показатели. Для характеристики спектральных диапазонов вычисляется ряд показателей:

- частота f_i и период T_i *средневзвешенного пика* i -го диапазона, положение такого пика определяется центром тяжести (относительно оси частот) участка графика спектра в диапазоне;
- мощность спектра в диапазонах в процентном отношении к мощности всего спектра $VLF\%$, $LF\%$, $HF\%$ (мощность вычисляется как сумма амплитуд спектральных гармоник в диапазоне); границы нормы составляют, соответственно: $28,65 \pm 11,24$; $33,68 \pm 9,04$; $35,79 \pm 14,74$;
- среднее значение амплитуды спектра в диапазоне A_{cp} или средняя вариативность КИ; границы нормы составляют, соответственно: $23,1 \pm 10,03$, $14,2 \pm 4,96$, $6,97 \pm 2,23$;

- амплитуда максимальной гармоники в диапазоне $A_{\max}$ и ее период $T_{\max}$ (для повышения устойчивости этих оценок необходимо предварительное сглаживание спектра);
- нормированные мощности: $LF_{\text{norm}} = LF / (LF + HF) * 100\%$; $HF_{\text{norm}} = HF / (LF + HF) * 100\%$; коэффициент вазосимпатического баланса LF/HF ; границы нормы составляют, соответственно: $50,6 \pm 9,4$; $49,4 \pm 9,4$; $0,7 \pm 1,5$.

Погрешности спектра КИ. Остановимся на некоторых инструментальных погрешностях спектрального анализа (см. в разд. 4.4) применительно к интервалограмме. Во первых, мощности в частотных диапазонах существенно зависят от «реального» разрешения по частоте, которое в свою очередь зависит, по крайней мере, от трех факторов: от длины записи ЭКГ, от величин КИ и от выбранного шага временной перенормировки интервалограммы. Это уже само по себе накладывает ограничения на сравнимость различных спектров. К тому же утечка мощности от высокоамплитудных пиков и боковые пики вследствие амплитудной модуляции ритмики может простираться далеко в соседние диапазоны, внося значительные и неконтролируемые искажения.

Во вторых, при записи ЭКГ не нормируется главный действующий фактор — дыхательный ритм, который может иметь разную частоту и глубину (частота дыхания регламентируется только в пробах глубокого дыхания и гипервентиляции). А о сравнимости спектров в диапазонах HF и LF можно было бы вести речь только тогда, когда пробы выполняются с фиксированным периодом и амплитудой дыхания. Для учета и контроля дыхательного ритма следовало бы запись ЭКГ дополнять регистрацией грудного и брюшного дыхания.

И наконец, само разбиение спектра КИ на существующие диапазоны достаточно условно и статистически никак не обосновано. Для такого обоснования следовало бы на большом экспериментальном материале опробовать различные разбиения и выбрать наиболее значимое и устойчивое в плане факторной интерпретации.

Вызывает также определенное недоумение повсеместное использование именно оценок мощности СА. Такие показатели плохо согласуются друг с другом, поскольку прямо зависят от размеров частотных диапазонов, которые в свою очередь различаются в 2—6 раз. В этом отношении предпочтительнее использование средних амплитуд спектра, которые в свою очередь не плохо коррелируют с рядом показателей ВП в диапазоне значений от 0,4 до 0,7.

Корреляционная ритмография

Этот раздел включает преимущественно построение и визуальное изучения двумерных *скаттерграмм* или *диаграмм рассеяния*, представляющих

зависимость предшествующих КИ от последующих. Каждая точка на этом графике (рис. 6.28) обозначает соотношение между длительностями предыдущего $КИ_i$ (по оси Y) и следующего $КИ_{i+1}$ (по оси X).

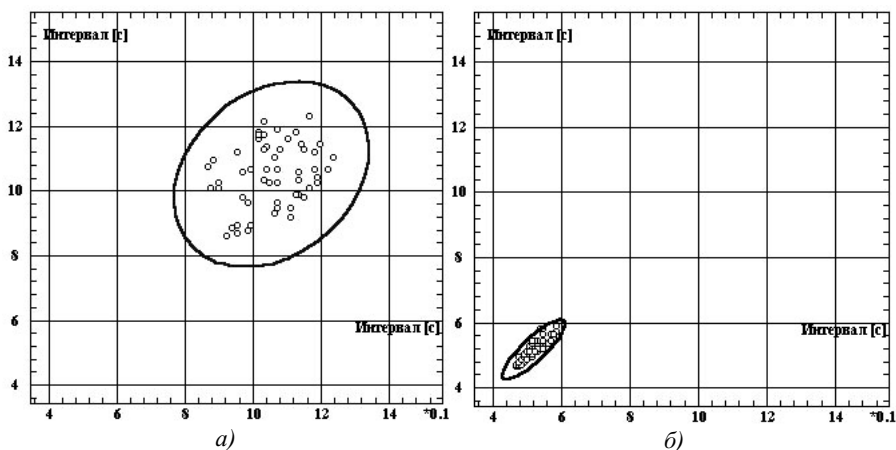


Рис. 6.28. Скаттерграммы:
а — релаксация; б — физнагрузка

Точки на графике группируются вдоль биссектрисы координатных осей в виде некоего облака или эллипса рассеяния, более вытянутого по диагонали. Размер облака вдоль диагонали (большая ось эллипса рассеяния) равен вариационному размаху, размер в перпендикулярном направлении (малая ось) определен случайными компонентами в ВСР. Чем более представлен в ВСР ведущий дыхательный ритм, тем более вытянуто облако вдоль диагонали и сужено в перпендикулярном направлении. Так, в состоянии релаксации с неглубоким дыханием облако может приближаться к круговой форме (рис. 6.28а). При физической нагрузке с высокой частотой и глубиной дыхания облако вытягивается и сжимается со смещением к области коротких КИ (рис. 6.28б).

Показатели. Для характеристики облака рассеяния вычисляют положение его центра, т. е. среднее значение КИ (M), а также размеры продольной L и поперечной w осей и их отношение w/L . Если в качестве КИ взять чистую синусоиду (идеальный случай влияния только одного ритма), то w будет составлять 2,5% от L . В качестве оценок w и L обычно используют стандартные отклонения a и b по этим осям.

Для лучшей визуальной сравнимости на скаттерграмме строят эллипс (рис. 6.28) с размером осей $2L$, $2w$ (при небольшом объеме выборки) или $3L$, $3w$ (при большом объеме выборки). Статистическая вероятность выхода за два и три стандартных отклонения составляет 4,56 и 0,26% при нормальном законе распределения КИ.

Некоторые авторы по облаку рассеяния КИ вычисляют линейную регрессию и анализируют ее коэффициент Kr и свободный член B_r .

Норма и отклонения. При наличии резких нарушений ВСР диаграмма рассеяния приобретает случайный характер (рис. 6.29а) или же распадается на отдельные фрагменты (рис. 6.29б): так в случае экстрасистолии появляются симметричные относительно диагонали группы точек, сдвинутые в область коротких КИ от основного облака рассеяния, а в случае асистолии появляются симметричные группы точек в области коротких КИ. В этих случаях скаттерграмма не дает никакой новой информации по сравнению с интервалограммой и гистограммой.

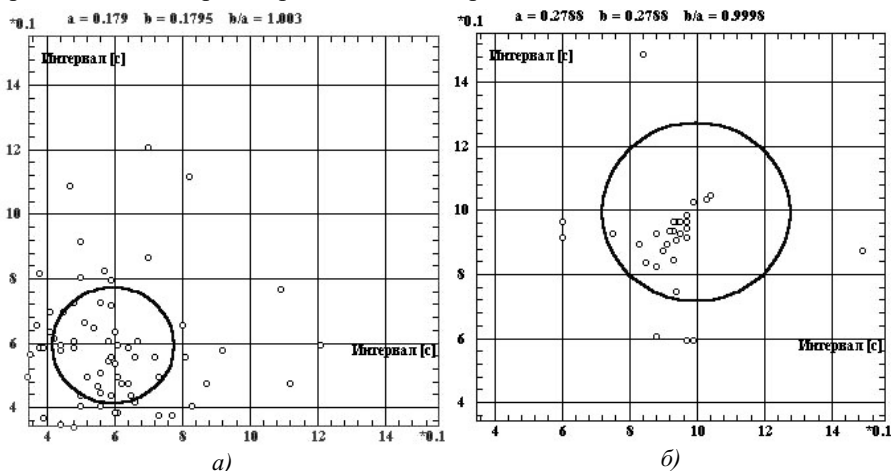


Рис. 6.29. Скаттерграммы:

а — выраженная аритмия; б — экстрасистолия и асистолия

Поэтому скаттерграммы полезны преимущественно в условиях нормы для взаимных сравнений различных испытуемых в различных функциональных пробах. Отдельной областью такого применения является тестирование тренированности и функциональной готовности к физическим и психологическим нагрузкам (см. далее).

Соотношение показателей. Для оценки значимости и соотношения различных показателей ВСР в 2006 г. нами было проведено специальное статистическое исследование [51]. Исходными данными являлись 378 записей ЭКГ, выполненных в состоянии релаксации у спортсменов высшей квалификации (футбол, баскетбол, хоккей, шорт-трек, дзюдо)¹. Результаты корреляционного и факторного анализа позволили сделать следующие выводы:

¹ Эта база записей была создана в 2000—2003 гг. Известным спортивным методистом, профессором РГУФК В.К. Зайцевым.

1. Набор наиболее употребительных в практике показателей ВСР избыточен, более 41% в нем (15 из 36) составляют функционально связанные и высокоррелированные показатели:

- функционально зависимыми являются следующие пары показателей: $ЧСС—RRNN$, $Mo—RRNN$, $LF/HF—HF_{norm}$, $LF_{norm}—HF_{norm}$, $f_{VLF}—T_{VLF}$, $f_{LF}—T_{LF}$, $f_{HF}—T_{HF}$, $w/L—ИМА$, $Kr—ИМА$, $Kr—w/L$;
- высоко коррелированными являются следующие показатели (в качестве множителей указаны коэффициенты корреляции): $Mo—0,96*ЧСС$, $AMo—0,93*ИВР—0,93*ПАПР$, $ИВР—0,96*ИН$, $ВПП—0,95*ИН$, $ПАПР—0,95*ИН—0,91*ВПП$, $dX—0,92*SDNN$, $RMSSD—0,91*pNN_{50}$, $ИДМ—0,91*HF\%$, $ИДМ—0,91*A_{срHF}$, $w=0,91*pNN_{50}$, $Br=0,91*w/L$, $Br=0,91*Kr$, $LF/HF=0,9*VL\%$.

В частности, все показатели корреляционной ритмографии в указанном смысле дублируются показателями вариационной пульсометрии, тем самым этот раздел являет лишь удобную форму визуального представления информации (скаттерграмму).

- Показатели вариационной пульсометрии и спектрального анализа отражают различные и ортогональные факторные структуры.
- Среди показателей вариационной пульсометрии наибольшую факторную значимость имеют две группы показателей: а) CAT , PCC , $ИН$, $SDNN$, pNN_{50} , $ИДМ$, характеризующие различные аспекты напряженности сердечной деятельности; б) $ИМА$, $ПСА$, характеризующие соотношение ритмичности—аритмичности сердечной деятельности;
- Значимость диапазонов LF и VLF для функциональной диагностики сомнительна, поскольку факторное соответствие их показателей неоднозначно, а сами спектры подвержены влиянию многочисленных и неконтролируемых искажений.
- Вместо неустойчивых и неоднозначных спектральных показателей возможно использование $ИДМ$ и $ИМА$, отражающих дыхательные и медленноволновые компоненты сердечной вариативности. Вместо оценок мощности в диапазонах предпочтительнее использование средних амплитуд спектра.

Оценка тренированности¹

Одним из эффективных методов оценки тренированности и функциональной готовности (спортсменов и других профессионалов, работа которых сопряжена с повышенными физическими и психологическими нагрузками) является анализ динамики изменения ЧСС в процессе физической нагрузки большей интенсивности и в период постнагрузочного восстановления. Эта динамика напрямую отражает скоростные и действен-

¹ Детальнее см.: Зайцев В.К., Филиппенко А.Н. Тренировка функциональных систем хоккеиста. М.: РГАФК, 2002.

ные характеристики биохимических обменных процессов, протекающих в жидкостной среде организма. В стационарных условиях физическая нагрузка обычно дается в форме велоэргонометрических испытаний, в условиях же реальных соревнований возможно преимущественно исследование восстановительных процессов.

Биохимия мышечного энергообеспечения. Энергия, получаемая организмом от расщепления продуктов питания, хранится и транспортируется к клеткам в виде высокоэнергетического соединения АТФ (аденозинтрифосфорная кислота). Эволюция сформировала три энергообеспечивающие функциональные системы:

1. Анаэробно–алактатная система (АТФ — КФ или креатинфосфат) использует АТФ мышц на начальной фазе работы с последующим восстановлением запасов АТФ в мышцах путем расщепления КФ (1 моль КФ = 1 моль АТФ). Запасы АТФ и КФ обеспечивают только краткие энергетические потребности (3—15 с).
2. Анаэробно–лактатная (гликолитическая) система осуществляет энергообеспечение путем расщепления глюкозы или гликогена, сопровождаемое образованием пировиноградной кислоты с последующим ее преобразованием в молочную кислоту, которая, быстро разлагаясь, образует калиевые и натриевые соли, имеющие общее название лактата. Глюкоза и гликоген (образуется в печени из глюкозы) трансформируются в глюкозо–6–фосфат, а затем — в АТФ (1 моль глюкозы = 2 моля АТФ, 1 моль гликогена = 3 моля АТФ).
3. Аэробно–окислительная система использует кислород для окисления углеводов и жиров для обеспечения длительной мышечной работы с образованием АТФ в митохондриях.

В состоянии покоя энергия образуется расщеплением практически одинакового количества жиров и углеводов с образованием глюкозы. При кратковременной интенсивной нагрузке АТФ почти исключительно образуется за счет расщепления углеводов (самая «быстрая» энергия). Содержание углеводов в печени и скелетных мышцах обеспечивает образование не более 2000 ккал энергии, позволяющей пробежать около 32 км. Хотя жиров в организме значительно больше, чем углеводов, но жировой обмен (глюконеогенез) с образованием жирных кислот, а затем и АТФ неизмеримо более энергетически медленный.

Тип мышечных волокон определяет их окислительную способность. Так мышцы, состоящие из БС–волокон, более специфичны к выполнению физической нагрузки высокой интенсивности за счет использования энергии гликолитической системы организма. Мышцы же, состоящие из МС–волокон, содержат большее количество митохондрий и окислительных ферментов, что обеспечивает выполнение большего объема физической нагрузки с использованием аэробного обмена. Физическая нагрузка,

направленная на развитие выносливости, способствует увеличению митохондрий и окислительных ферментов в МС-волокнах, но особенно — в БС-волокнах. При этом увеличивается нагрузка на систему транспорта кислорода к работающим мышцам.

Накапливающийся в жидкой среде организма лактат «подкисляет» мышечные волокна и тормозит дальнейшее расщепление гликогена, а также снижает способность мышц связывать кальций, что препятствует их сокращению. В интенсивных видах спорта аккумулярование лактата достигает 18—22 ммоль/кг при норме в 2,5—4 ммоль/кг. Предельными концентрациями лактата особенно отличаются такие виды спорта, как бокс и хоккей, а наблюдение их в клинической практике характерно для прединфарктных состояний.

Максимум выброса лактата в кровь происходит на 6-ой минуте после интенсивной нагрузки. Соответственно этому достигает максимума и ЧСС. Далее концентрация лактата в крови и ЧСС падает синхронно. Поэтому по динамике ЧСС можно судить о функциональных способностях организма по уменьшению концентрации лактата, а следовательно — и о эффективности энерговосстанавливающего метаболизма.

Средства анализа. В нагрузочный и восстановительный период проводят ряд поминутных $i=1,2,3,..$ записей ЭКГ. По результатам строят скаттерграммы, которые совмещают на одном графике (рис. 6.30), по которому визуально оценивают динамику изменения показателей КИ. Для каждой i -й скаттерграммы вычисляют числовые показатели M , a , b , b/a . Для оценки и сравнения тренированности в динамике изменения каждого такого показателя P_i вычисляют поинтервальные оценки вида: $(P_i - P_{\max}) / (P_o - P_{\max})$, где P_o — значение показателя в состоянии релаксации; $P_{\max}$ — значение показателя в максимуме физической нагрузки.

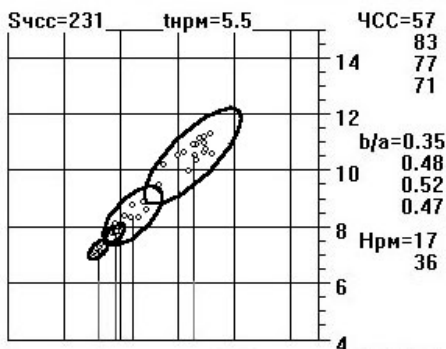


Рис. 6.30. Совмещенные скаттерграммы постнагрузочных 1-секундных интервалов восстановления и состояния релаксации