

М.Л. Кочина, А.А. Каминский, В.А. Маленкин

ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПРОГНОЗА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Представлен подход к прогнозу показателей variability сердечного ритма, основанный на использовании алгоритмов цифровой обработки кардиоинтервалограммы с применением дискретного преобразования Фурье. Главным преимуществом разработанной информационной технологии является то, что она позволяет прогнозировать кардиоинтервалограмму после какого-либо вида деятельности целиком по исходной и может применяться не только для прогноза известных, но и новых показателей variability сердечного ритма.

Введение.

Среди существующих методов исследования функционального состояния (ФС) человека одно из ведущих мест занимает метод анализа variability сердечного ритма (ВСР). Анализ ВСР позволяет оценить состояние механизмов регуляции физиологических функций, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношение между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы [1, 2].

Основная информация о состоянии систем, регулирующих ритм сердца, заключена в разбросе длительностей кардиоинтервалов, которые отражают сложную картину разнообразных управляющих влияний на систему кровообращения с интерференцией периодических компонентов разной частоты и амплитуды [2].

Основным показанием к применению методов анализа ВСР 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, сфера применения методов анализа ВСР значительна [1, 2].

Кроме оценки текущего функционального состояния человека существует целый ряд задач, связанных с прогнозированием изменения этого состояния в динамике различных видов деятельности, что особенно важно при проведении профессионального отбора, прежде всего на специальности, предъявляющие высокие требования к различным системам организма [3, 4]. Для этих целей необходима разработка методов, позволяющих не только проводить классификацию состояний испытуемых по значениям их функциональных показателей, но и прогнозировать возможные состояния по исходным данным.

Целью данной работы является разработка информационной технологии прогнозирования состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) по данным кардиоинтервалограммы.

Материалы и методы. Для разработки информационной технологии прогнозирования состояния СССР были использованы записи кардиоинтервалограмм 52 водолазов-мужчин в возрасте 18–22 лет. Запись кардиоинтервалограмм производилась до и после нагрузки с использованием

разработанного нами аппаратно-программного комплекса. Вид нагрузки — работы под водой на глубине до 20 м.

Для обработки кардиоинтервалограмм были применены методы прямого и обратного дискретного преобразования Фурье [5]. Для прогноза характеристик спектров записей использовался аппарат нечеткого логического вывода Мамдани [6, 7].

Информационная технология. В разработанной информационной технологии прогноза функционального состояния (ФС) ССС (рис. 1) кардиоинтервалограмма испытуемого, отображающая ФС до нагрузки, является исходным материалом для построения прогноза ФС испытуемого после нагрузки. Кардиоинтервалограмма стандартизированной длительности (2 мин.) представляет собой ряд мгновенных значений сердечного ритма. Запись электрокардиограммы (ЭКГ) может содержать артефакты, поэтому после предварительной обработки (изъятие ненормальных *RR*-интервалов) длительность кардиоинтервалограммы может оказаться меньше стандартизированной. Применение спектрального анализа для сигналов разной длительности приведет к тому, что получаемые спектры будут иметь разную разрешающую способность по частоте. В связи с этим первым этапом обработки является коррекция длины кардиоинтервалограммы.

На следующем этапе методом прямого дискретного преобразования Фурье (ДПФ) производится расчет спектра кардиоинтервалограммы. Затем по амплитудному спектру выполняется расчет ряда характеристик, которые аппроксимируют данный спектр. Посредством применения аппарата нечеткого логического вывода Мамдани производится прогноз рассчитанных характеристик спектра.

Для синтеза спектра кардиоинтервалограммы после нагрузки используется спектр до нагрузки и величины спрогнозированных аппроксимирующих характеристик. Иначе говоря, происходит коррекция исходного спектра таким образом, чтобы его аппроксимирующая функция и ее характеристики совпали с расчетными спрогнозированными характеристиками. Фазовый спектр кардиоинтервалограммы при этом не изменяется.

На завершающем этапе производится расчет по синтезированному спектру методом обратного ДПФ кардиоинтервалограммы после нагрузки. С использованием методов анализа ВСР осуществляется расчет показателей сердечного ритма, характеризующих ФС испытуемого после нагрузки. Далее рассмотрим более подробно этапы технологии.

Коррекция длины кардиоинтервалограммы осуществляется с использованием методов прямого и обратного ДПФ. С этой целью вначале производится расчет скорректированной длительности сигнала по формуле:

$$N_{\text{кор}} = \frac{L_{\text{ЭКГ}}}{\sum_{n=0}^{N_{\phi}-1} Ritm[n] / N_{\phi}},$$

где $L_{\text{ЭКГ}}$ — длительность записи ЭКГ (120 с), $Ritm[n], n = 0 \dots N_{\phi} - 1$ —

исходная кардиоинтервалограмма.



Рис. 1. Информационная технология прогноза функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека

Далее с использованием прямого ДПФ происходит расчет спектра кардиоинтервалограммы по формуле:

$$FRitm[k] = \frac{1}{N_\phi} \sum_{n=0}^{N_\phi-1} Ritm[n] \cdot e^{-\frac{2\pi \cdot i}{N_\phi} \cdot k \cdot n}, \quad k = 0 \dots N_\phi - 1.$$

Дискретный спектр $FRitm[k]$, $k = 0 \dots N_\phi - 1$ дополняется нулевыми

гармониками, так чтобы получить спектр $FRitmS[k]$, $k = 0 \dots N_{кор} - 1$. Точнее сказать, спектр дополняется гармониками высших порядков, которых в исходном сигнале не было.

Посредством применения обратного ДПФ рассчитываем кардиоинтервалограмму скорректированной длительности по формуле:

$$RitmS[n] = \sum_{k=0}^{N_{кор}-1} FRitmS[k] \cdot e^{\frac{2p \cdot i}{N_{кор}} \cdot k \cdot n}, \quad n = 0 \dots N_{кор} - 1.$$

Коррекция длины кардиоинтервалограммы предложенным способом приводит к небольшому уменьшению дисперсии сигнала (до 2 %), поэтому предполагается, что разница длин $N_{кор} - N_{ф} \leq 20$.

В соответствии с алгоритмом информационной технологии (рис. 1), производим расчет спектра кардиоинтервалограммы скорректированной длительности $RitmS[n]$. Строго говоря, $FRitmS[k]$ является искомым спектром. Но для расчета характеристик спектра требуется оценка спектральной плотности мощности кардиоинтервалограммы, вычисление которой осуществляется по формуле:

$$WRitm[k] = \frac{N_{кор}}{Fd} |FRitmS[k]|^2,$$

где Fd — средняя частота сердечных сокращений в герцах.

На рис. 2 отображена спектральная плотность мощности исследуемого сигнала в полосе частот 0...0,4 Гц. Ограничение до 0,4 Гц обусловлено тем, что в этом диапазоне сосредоточено более 95 % энергии сигнала. Благодаря произведенным действиям все кардиоинтервалограммы имеют одинаковое разрешение по частоте, поэтому частота 0,4 Гц всегда соответствует 48-му спектральному отсчету ($k = 48$).

Периодограммный метод оценки спектральной плотности не является лучшим. По точности он уступает, для примера, параметрическим методам оценки спектральной плотности, а также модифицированному периодограммному методу с использованием оконных функций и частотного усреднения [8]. Но недостатком приведенных методов для нашего случая является то, что перечисленные методы не позволяют вернуться обратно к временной реализации сигнала. Другими словами, если модифицировать спектр сигнала по некоторому закону, то увидеть эти изменения во временной области не предоставляется возможным.

Использование простого периодограммного метода с последующим преобразованием спектра всегда позволяет посредством обратного ДПФ получать модифицированную временную реализацию сигнала. На этом принципе построены так называемые цифровые фильтры с конечной импульсной характеристикой на основе ДПФ [5].

Следующим этапом технологии является расчет аппроксимирующих характеристик (параметров) спектра кардиоинтервалограммы. Поскольку спектральная плотность (см. рис. 2) имеет «изрезанный» вид и состоит из

узких гармоник с быстро убывающей амплитудой, то предлагается использовать простой способ аппроксимации — аппроксимацию прямоугольниками. Выбор такого подхода объясняется еще и тем, что вид спектров может сильно изменяться от одной кардиоинтервалограммы к другой, например, в спектре может присутствовать только одна превалирующая гармоника. Параметры аппроксимации pN (высоту прямоугольников) предлагается рассчитывать как корень квадратный из среднего значения отсчетов дискретной функции $|FRitmS[k]|^2$, находящихся внутри соответствующего прямоугольника:

$$pN = \sqrt{\frac{1}{kN} \sum_{k=kN1}^{kN2} |FRitmS[k]|^2},$$

где kN — количество отсчетов внутри прямоугольника, $kN1, kN2$ — нижняя и верхняя границы.

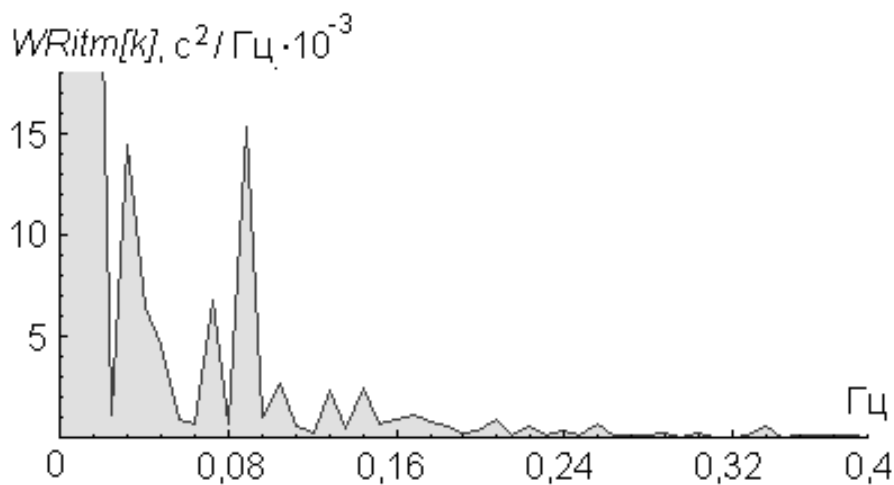


Рис. 2. Спектральная плотность кардиоинтервалограммы

Синтез спектра кардиоинтервалограммы после нагрузки $FRitmP[k]$ осуществляется с использованием отсчетов функции $FRitmS[k]$, помноженных на отношение значений коэффициентов pN до и после нагрузки внутри границ соответствующих прямоугольников. Тогда, используя обратное ДПФ, можно получить кардиоинтервалограмму после нагрузки:

$$RitmP[n] = \sum_{k=0}^{N_{np}-1} FRitmP[k] \cdot e^{\frac{2p \cdot i \cdot k \cdot n}{N_{np}}}, \quad n = 0 \dots N_{np} - 1,$$

где N_{np} — длина кардиоинтервалограммы.

Количество прямоугольников будет определять точность аппроксимации

спектра сигнала. Так как в конечном счете важна точность прогнозирования показателей ВСР, то следует оценивать ошибку прогнозирования этих показателей, а не точность аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы. Для сравнения разных аппроксимаций спектра предположим, что нам точно известны значения параметров аппроксимации записей после нагрузки (их мы определяем по записям кардиоинтервалограмм после нагрузки). Далее оценим ошибку прогнозирования показателей ВСР, получаемую при использовании двух способов аппроксимации спектров:

1) 4-параметрический (рис. 3, а) (p_0 — значение нулевого отсчета спектра, $pVLF$, pLF , pHF — среднее значение отсчетов соответствующих очень низким, низким и высоким частотам спектра).

2) 6-параметрический (рис. 3, б) (смысл параметров такой же, как и для предыдущего способа, но при этом область низких и высоких частот разбивается еще на два равных диапазона $pLF1$ и $pLF2$, $pHF1$ и $pHF2$ соответственно).

Для оценки ошибки будем использовать 52 пары записей кардиоинтервалограмм водолазов, зарегистрированных до и после погружения. На рис. 4, а–в показан пример обработки кардиоинтервалограммы с использованием 4-параметрического способа аппроксимации, на рис. 5, а–в показаны спектры данных сигналов.

Из рис. 4 видно, что амплитуда колебаний сердечного ритма в записи до нагрузки значительно превосходит амплитуду, соответствующую записи после нагрузки. Сравнивая же прогнозируемую запись с записью после нагрузки, можно отметить сходство внутренней структуры сердечного ритма и его амплитудных характеристик, несмотря на явное отличие исходных сигналов.

Сравнивая спектры кардиоинтервалограмм изображенных на рис. 5, а–в следует отметить, что не наблюдается строгого сходства расположения пиков и их амплитуд.

В табл. 1 сведены ошибки прогнозирования показателей ВСР при использовании двух способов аппроксимации. Рассчитаны средняя абсолютная ошибка прогнозирования ($\bar{\Delta}$), средняя относительная ошибка ($\bar{\delta}$) и коэффициент детерминации для каждого показателя. Доверительный интервал для среднего значения определялся с 95%-м уровнем надежности по Стьюденту. Относительная ошибка показателя $PNN50$ рассчитывалась по отношению к среднему значению его величины до и после нагрузки для каждого испытуемого, а для всех остальных показателей — по отношению к их значениям после нагрузки.

Из табл. 1 следует, что для всех показателей ВСР оба способа аппроксимации позволяют строить прогноз с практически одинаковой точностью, а также что использование большего количества параметров не позволяет получить заметного выигрыша. В целом мы имеем высокое значение коэффициента детерминации (в среднем более 0,9) и относительную ошибку до 15 % (не принимая во внимание ее значения для показателей $PNN50$ и $CC0$, величины которых распределены вблизи нуля). Безошибочное прогнозирование показателей $RRNN$, TP , VLF , LF и HF

объясняется тем, что в них однозначно включены параметры аппроксимации. Таким образом, для построения моделей прогноза предлагается 4-параметрический способ аппроксимации, поскольку в нем используется меньшее число параметров.

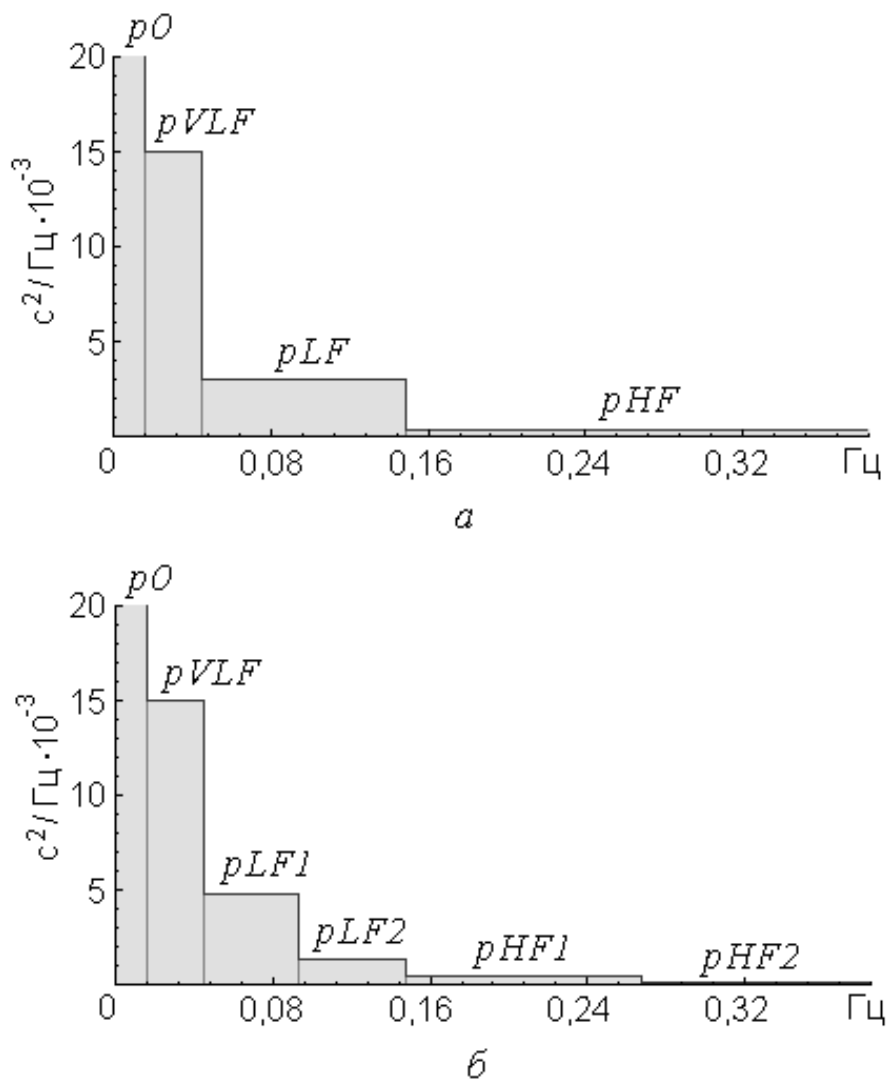


Рис. 3. Способы аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы: a — 4-параметрический, $б$ — 6-параметрический

Ключевым этапом информационной технологии (см. рис. 1) является прогноз аппроксимирующих параметров спектра кардиоинтервалограммы (p_0 , p_{VLF} , p_{LF} , p_{HF}), структурная схема которого отображена на рис. 6.

Для прогноза параметров аппроксимации после нагрузки (p_0^* , p_{VLF}^* , p_{LF}^* , p_{HF}^*) вначале предлагается разделить испытуемых на две группы (G_1 и G_2) посредством разработанного классификатора групп. Далее для каждой группы в отдельности происходит расчет параметров спектра с помощью разработанных моделей прогноза.

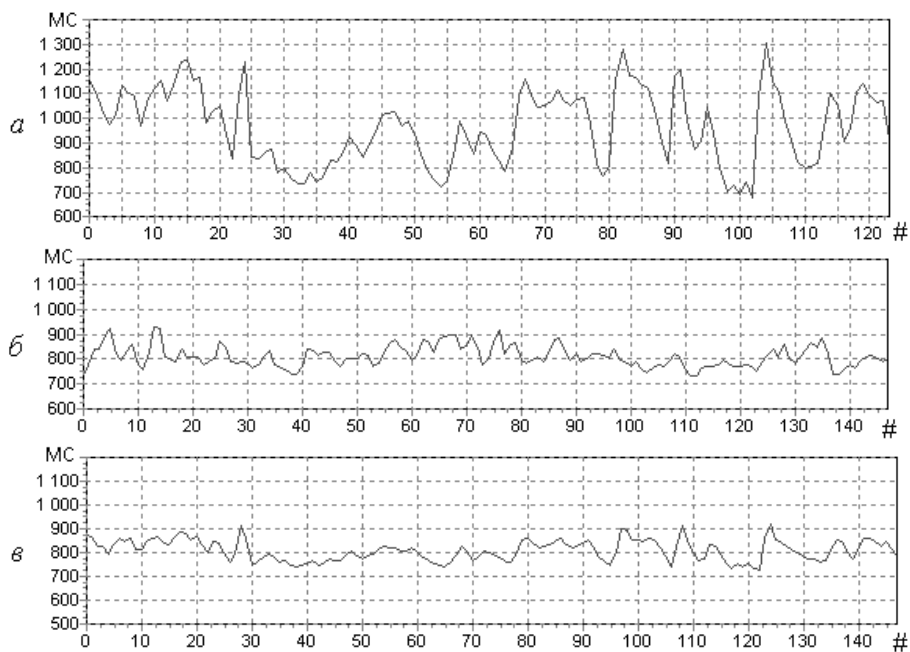


Рис. 4. Пример обработки кардиоинтервалограммы: *а* — запись до нагрузки, *б* — запись после нагрузки, *в* — прогнозируемая запись.

Таблица 1

Ошибки прогнозирования показателей ВСП при использовании двух способов аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы

Показатель	Ошибки при использовании аппроксимации					
	4-параметрической			6-параметрической		
	$\bar{\Delta}$	$\bar{\delta}, \%$	R^2	$\bar{\Delta}$	$\bar{\delta}, \%$	R^2
<i>SDNN</i>	0,64±0,23 мс	1,14±0,39	0,998	0,63±0,21 мс	1,24±0,36	0,999
<i>RMSSD</i>	3,35±1,08 мс	8,83±2,22	0,978	2,55±0,67 мс	7,02±1,7	0,990
<i>pNN50</i>	3,72±1,16%	48,1±16,41	0,937	3,85±1,13 %	50,4±16,8	0,937
<i>Moda</i>	17,3±8,22 мс	2,04±0,94	0,943	18,2±7,31 мс	2,3±0,92	0,949
<i>AM0</i>	4,52±1,03 %	11,1±2,11	0,835	4,37±1,09 %	10,7±2,23	0,838
<i>deltaX</i>	20,1±8,83 мс	4,78±1,96	0,909	24,0±8,03 мс	6,57±2,24	0,913
ИИ	13,9±4,4 %/с ²	12,8±2,75	0,954	16,2±5,18 %/с ²	13,4±2,49	0,940
CC1	0,04±0,01	7,00±2,49	0,924	0,03±0,01	5,69±1,43	0,947
CC0	2,77±1,15	19,3±4,98	0,667	2,81±1,26	16,1±4,98	0,720
<i>RRNN, TP, VLF, LF, HF</i>	0	0	1	0	0	1

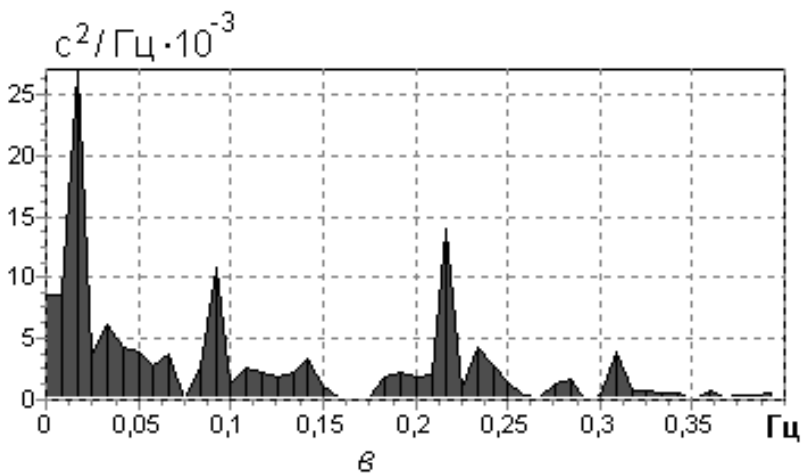
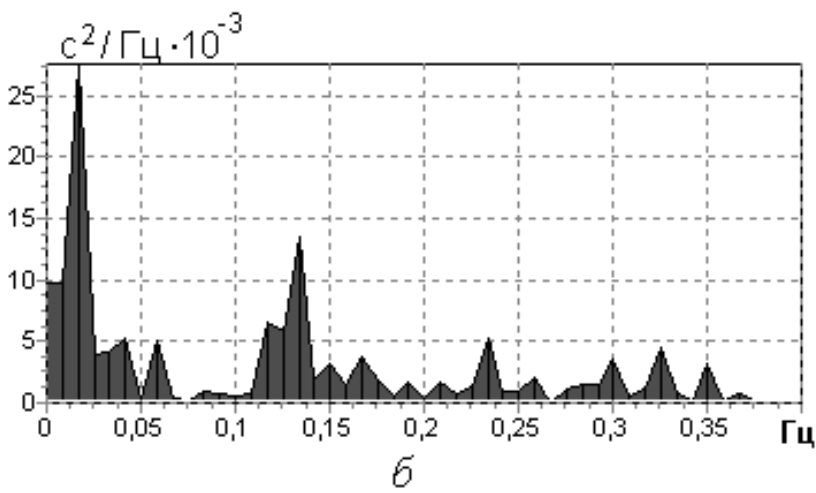
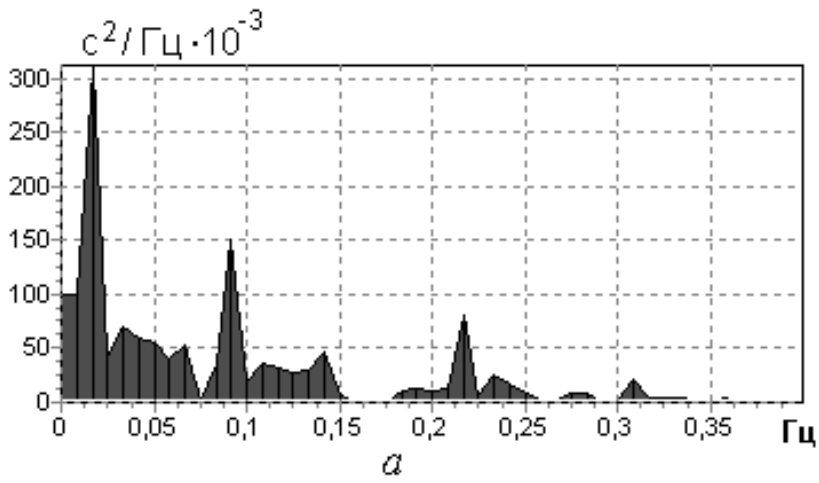


Рис. 5. Пример обработки спектра кардиоинтервалограммы: *a* — спектр до нагрузки, *б* — спектр после нагрузки, *в* — прогнозируемый спектр

Далее приведена последовательность шагов, необходимых для построения классификатора:

1) сформировать матрицу параметров спектра до нагрузки $P^{до}$ и после нагрузки $P^{после}$:

$$P^{до} = [p0_i, pVLF_i, pLF_i, pHF_i], i = \overline{1, K};$$

$$P^{после} = [p0_i^п, pVLF_i^п, pLF_i^п, pHF_i^п], i = \overline{1, K};$$

2) рассчитать матрицу изменения параметров спектра $\Delta P = P^{после} - P^{до}$;

3) методом нечетких c -средних разбить на два кластера элементы матрицы $\Delta P_i, i = \overline{1, K}$; в результате кластеризации получим матрицу нечеткого разбиения \tilde{A} ;

4) синтезировать систему нечеткого логического вывода Мамдани [6], в качестве входных переменных которой будут выступать элементы матрицы $P_i^{до}, i = \overline{1, K}$, а в качестве выходных — один из столбцов матрицы нечеткого разбиения \tilde{A}^j ;

5) произвести настройку нечеткой базы знаний полученной системы [6].

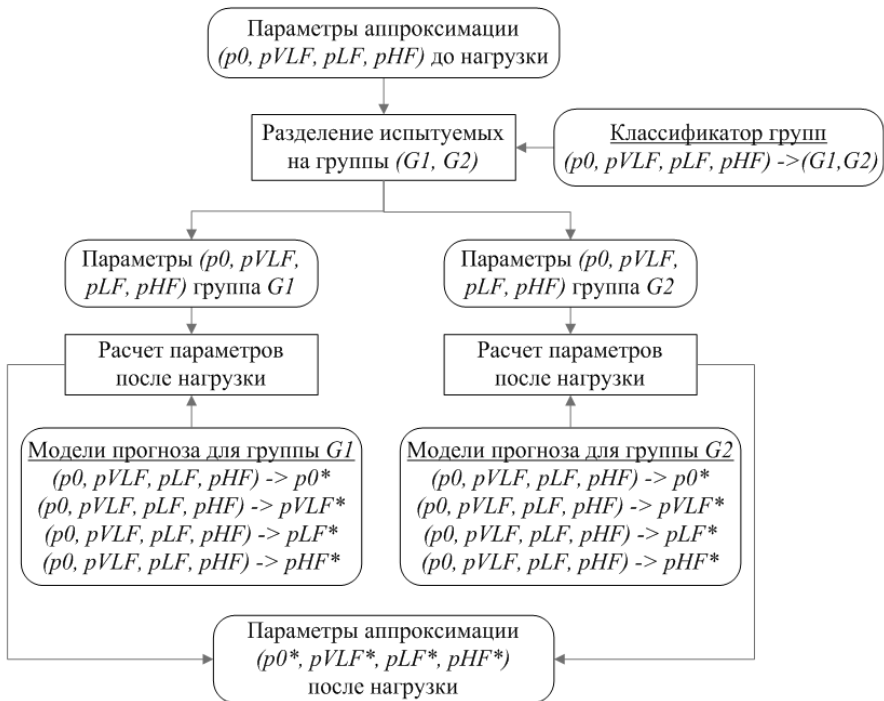


Рис. 6. Структурная схема системы прогноза параметров аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы

В качестве моделей прогноза для каждой из групп и для каждого параметра ($p0^*$, $pVLF^*$, pLF^* , pHF^*) использовались системы нечеткого логического вывода Мамдани. Синтез и настройка этих моделей производилась по методике [6].

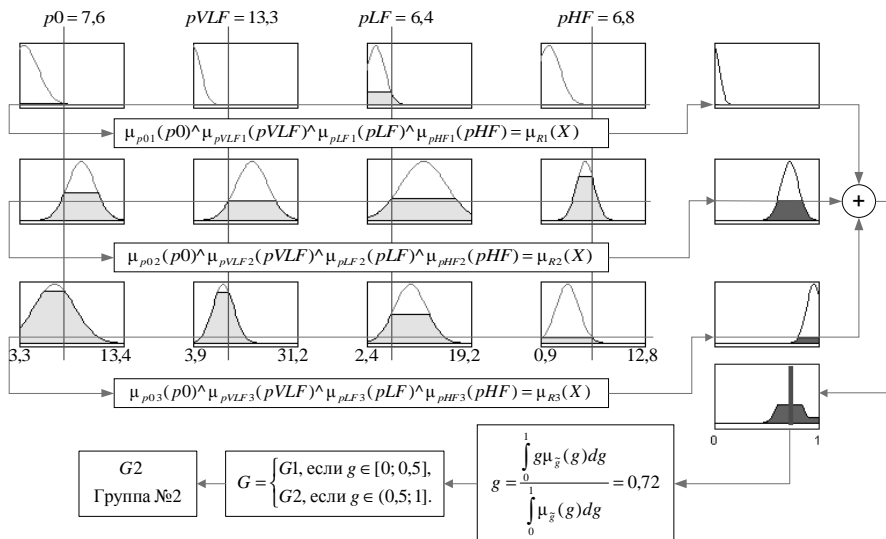


Рис. 7. Модель классификатора групп

Модель разработанного классификатора групп представлена на рис. 7. Для определения группы испытуемого ($G1$, $G2$) осуществляется фаззификация данных испытуемого: расчет значения функции принадлежности для каждого из правил. Полученные значения подставляются в соответствующие логические уравнения. Операция обозначенная символом « \wedge » в уравнениях отвечает треугольной t -норме, которая реализуется операцией минимума. Результат логического вывода по всей базе знаний находят агрегированием нечетких множеств, которое реализуется операцией максимума. Далее полученное значение дефаззифицируется методом центра тяжести. Затем это значение анализируется, и если оно больше порога равного 0,5, то испытуемый относится ко второй группе, а если меньше — то к первой.

Модели прогноза параметров аппроксимации ($p0$, $pVLF$, pLF , pHF) для обеих групп имеют точно такой же вид, как и модель разработанного классификатора, с той лишь разницей, что на выходе мы получаем значения спрогнозированных показателей.

Выбор описанного подхода к созданию системы прогноза параметров аппроксимации обусловлен значительным изменением исследуемых показателей как от человека к человеку, так и от ФС до нагрузки к ФС после нагрузки для большинства испытуемых. При этом среднегрупповые значения показателей слабо изменяются. Таким образом, разработанный классификатор групп позволяет учитывать разнонаправленные изменения исследуемых показателей.

Применение нечеткой кластеризации обусловлено тем, что этот метод позволяет работать с данными со слабо выраженными различиями. Условно называемые четкие методы кластеризации, например k -средних, не допускают получения устойчивых кластеров. Также исследования показали, что разбиение на две группы позволило получить приемлемые результаты. В то же время технология предоставляет возможность создавать и большее

количество кластеров, что, по-видимому, может дать лучшие результаты, поскольку в каждом новом классе более полно учитывались бы особенности развития утомления каждого человека.

Результаты и их обсуждение. В табл. 2 сведены ошибки прогнозирования показателей ВСП при использовании системы прогноза параметров аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы (см. рис. 6). Рассчитаны средняя абсолютная ошибка прогнозирования ($\bar{\Delta}$), средняя относительная ошибка ($\bar{\delta}$) и коэффициент детерминации для каждого показателя. Доверительный интервал для среднего значения определялся с 95%-м уровнем надежности по Стьюденту.

Таблица 2

Ошибки прогнозирования показателей ВСП при использовании системы нечеткого логического вывода Мамдани

Показатель	Ошибка			Показатель	Ошибка		
	$\bar{\Delta}$	$\bar{\delta}, \%$	R^2		$\bar{\Delta}$	$\bar{\delta}, \%$	R^2
<i>RRNN</i>	39,6±11,8 мс	5,35±1,67	0,83	<i>VLF</i>	114±32,4 мс ²	36,3±23,1	0,96
<i>SDNN</i>	5,59±1,60 мс	12,6±4,11	0,92	<i>LF</i>	196±57,7 мс ²	31,2±12,2	0,88
<i>RMSSD</i>	7,88±2,56 мс	23,8±8,23	0,89	<i>HF</i>	166±68,2 мс ²	57,6±22,8	0,94
<i>pNN50</i>	7,10±2,27 %	58,3±18,5	0,76	<i>LFnorm</i>	8,56±2,21 %	15,1±4,87	0,56
<i>Moda</i>	48,8±15,9 мс	6,50±2,23	0,77	<i>HFnorm</i>	8,56±2,21 %	36,5±15,1	0,56
<i>AM0</i>	6,13±1,58 %	14,7±3,02	0,68	<i>LF/HF</i>	1,31±0,68	43,1±13,4	0,23
<i>deltaX</i>	40,7±13,1 мс	14,8±5,16	0,79	<i>CC1</i>	0,07±0,02	15,1±7,62	0,75
ИН	34,9±14,7 %/с ²	25,3±6,80	0,64	<i>CC0</i>	3,30±1,02	30,2±6,41	0,64
<i>TP</i>	336±105 мс ²	22,7±7,09	0,95				

Из табл. 2 следует, что мы имеем высокий коэффициент детерминации для всех показателей кроме *LF/HF*. Это свидетельствует о том, что разработанная система хорошо предсказывает абсолютные значения спектральной плотности, но при этом может утрачиваться информация о соотношении спектральной плотности в разных частотных диапазонах. Сравнение абсолютной и относительной ошибки прогнозирования всех показателей с соответствующими ошибками из табл. 1 показывает, что основная ошибка прогноза обуславливается неточностью прогнозирования параметров спектра кардиоинтервалограммы. Сложность прогнозирования параметров связана со значительным их изменением до и после нагрузки ($\pm 200\%$) при малом изменении их среднего значения по группе в целом ($\pm 10\%$).

Выводы.

На основании проведенных исследований можно сделать следующие выводы:

- разработанная методика обработки кардиоритмограммы, основанная на преобразовании дискретного спектра сигнала, позволяет прогнозировать

статистические, геометрические (индексы Баевского), частотные и корреляционные (кроме $CC0$) показатели ВСР с относительной ошибкой до 12,8 %;

- представленная информационная технология позволяет прогнозировать кардиоинтервалограмму после нагрузки целиком, поэтому она может применяться для прогноза других известных либо новых показателей ВСР;

- применение аппарата нечеткого логического вывода Мамдани, позволило получить достаточную точность прогнозирования параметров аппроксимации спектра кардиоинтервалограммы (коэффициент детерминации более 0,83).

1. *Попов В.В., Фрицше Л.Н.* Вариабельность сердечного ритма: возможности применения в физиологии и клинической медицине / Украинський медичний часопис. — 2006. — № 2 (52). — С. 24–31.
2. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) / Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. и др. // Вестник аритмологии. — 2001. — № 24. — С. 65–87.
3. *Швайченко А.А., Ленок В.А., Сакович В.А.* Новые возможности обеспечения безопасности профессиональной деятельности контингента РВСН / Военная теория и практика. — 2009. — № 11. — С. 35–38.
4. *Єна А.І., Кальниш В.В.* Система психофізіологічного забезпечення професійної діяльності фахівців, що працюють в умовах підвищеної небезпеки // Гигиена труда. — 2002. — № 33. — С. 137–142.
5. *Глинченко А.С.* Цифровая обработка сигналов [Ч. 1]. — Красноярск: Изд-во КГТУ, 2001. — 199 с.
6. *Штовба С.Д.* Проектирование нечетких систем средствами MATLAB — М.: Горячая линия-Телеком, 2007. — 288 с.
7. *Kasabov N.K.* Foundations of Neural Networks, Fuzzy Systems and Knowledge Engineering. — Cambridge, Mass: MIT Press, 1996. — 581 p.
8. *Сергиенко А.Б.* Цифровая обработка сигналов. — СПб.: Питер, 2003. — 604 с.

Харьковская медицинская академия
последипломного образования

Харьковский национальный
университет радиоэлектроники

Военно-врачебная комиссия
Крымского региона

Получено 15.11.2012