

соответственно; то первый фонд будет сформирован за 242 дня (для создания второго потребуется 216 дней). Разница в сроках накопления (менее 2-х недель) в данном примере невелика, но в условиях длительного накопления (в течение нескольких лет), может значительно возрасти.

#### Библиографический список

1. Л.С.Понtryгин, В.Г. Болтынский, Р.В. Гамкредидзе, Е.Ф.Мищенко. Математическая теория оптимальных процессов.-4-е изд.-М.: «Наука»,1983.-392 с.
2. Болтынский В.Г., Гамкредидзе Р.В., Понtryгин Л С. К теории оптимальных процессов, ДАН СССР, 110, №1 (1956), стр.7-10.
3. Гамкредидзе Р.В. Теория оптимальных по быстродействию процессов в линейных системах, Изв. АН СССР, серия матем., 22, №4 (1958), стр.449-474.
4. Б.А. Лагоша. Оптимальное управление в экономике. М.: «Финансы и статистика», 2003.

УДК 004.9

## ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ИСХОДОВ СИНДРОМА ФИБРИЛЛЯЦИИ ПРЕДСЕРДИЙ

*Ф. А. Пятакович, С. Л. Дударева, А.С. Солдаткин*

### Введение

Любая задача прогнозирования должна быть обусловлена внутренней сложностью проблемы и ее социальной значимостью [А.В.Миролюбов,1995].

Как известно синдром фибрилляции предсердий или мерцательной аритмии (МА) представляет серьезную финансовую проблему для органов здравоохранения [Д.Ф. Егоров, 1997], поскольку встречается у 0,4% людей во взрослой популяции [А.А. Обухова, О.А. Бабанина, Г.Н. Зубеева, 1986].

Появление в течение основного заболевания фибрилляции предсердий отрицательно сказывается на параметрах качества жизни больных, уменьшается переносимость физической нагрузки, возникает сердечная недостаточность, при МА у больных в 5-7 раз чаще наблюдаются инсульты мозга. По данным института мозга во Франции, 50% инсультов мозга возникают вследствие кардиоэмболии, при этом в 40% случаев имеется постоянная или пароксизмальная мерцательная аритмия, 30% таких больных умерли в течение последующих 6 мес [G. Runcural, 1994].

Лечение мерцательной аритмии проводится с учетом электрофизиологических характеристик механизмов ее развития на основе классификации "Сицилианский гамбит". Принципы медикаментозной терапии содержатся в последних рекомендациях Европейского кардиологического общества [ЕКО1999].

В терапии мерцательной аритмии используют медикаментозные приемы коррекции ритма сердца, электроимпульсную терапию (ЭИТ) и хирургические методы лечения синдрома МА, связанные с прерыванием «порочного круга» проведения возбуждения [А.В. Недоступ, 1997].

Для каждого из способов восстановления синусового ритма необходим прогноз возможности восстановления и сохранения синусового ритма на протяжении не менее чем шести последующих месяцев. Для реализации этих двух задач необходим прогноз полезности восстановления синусового ритма над риском эмболических осложнений и возможных рецидивов мерцания.

Решение проблемы полезности восстановления синусового ритма основанное на общеклинических критериях исследования относится к трудоемким и субъективным

методам, обеспечивающим маловоспроизводимые результаты в силу отсутствия разработанных стандартов в критериях оценок.

Для целей классификации нарушений синусового ритма известны способы корреляционной ритмографии, скатерографии [М.Ноорен, I.P.M.Bongaurts, 1969; А.П.Немирко, Л.П.Мамонтова, 1974]. Известны и модификации данного способа, использующие вычислительные машины, когда предварительно обработанную информацию в виде авторегрессионных облаков (АРО) предъявляют врачу-эксперту, который и дает заключение о конечном прогнозе. В 1995 г. Ф.А. Пятаковичем был описан алгоритм дифференциации авторегрессионных облаков (АРО) на основании нечетких множеств. В 2000 г. аспирантка кафедры Л.В. Хливненко, используя генератор случайных чисел для формирования скатерограмм получила в эксперименте удовлетворительные результаты автоматического распознавания АРО на основе алгоритма нечетких множеств. Однако эти исследования носили больше экспериментальную и методологическую направленность нежели клиническую.

Следовательно, актуальными являются поиски математических критериев и способов прогнозирования восстановления синусового ритма.

Объектом исследования являются пациент с синдромом мерцательной аритмии различного генеза и его объективные данные, основанные на физических и электрофизиологических методах исследования. Детерминированные и вероятностные модели изучаемых патологических процессов. Информационные показатели variability ритма сердца (общая и максимальная энтропия, показатели избыточности и стохастичности).

Цель работы — разработка автоматизированной телемедицинской системы прогнозирования исходов синдрома фибрилляции предсердий и классификации осложняющих патологических состояний, направленной на оптимизацию принятия диагностических и прогностических решений, реализуемая посредством разработанных алгоритмов автоматической кластеризации авторегрессионных облаков.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

Разработать автоматизированный дифференциально-диагностический модуль способов классификации степени тяжести сердечно-сосудистой недостаточности, ревматизма, ИБС и диффузного токсического зоба.

Сформировать систему алгоритмов прогнозирования степени утраты функции концентрации синусового узла, основанную на изучении различных уровней иерархии управляющих систем, отличающаяся анализом микроструктуры variability ритма сердца.

Реализовать автоматический модуль прогнозирования вероятности восстановления синусового ритма у больных с фибрилляцией предсердий, предназначенная для решения консультативных задач выбора оптимальных методов лечения, работающая в реальном режиме времени с передачей информации по модемным линиям связи.

Методы исследования основаны на использовании основных положений системного анализа, теории моделирования, теории вероятностей и математической статистики, методов для автоматической регистрации и анализа электрофизиологической информации, работающих в режиме on - line.

Методология системного анализа предполагает построение и исследование модели.

Для решения задач распознавания патологических процессов нами были использованы детерминированные модели с дискретным пространством и временем (логические) включая различные методы кодирования, а также таблицы принятия решений.

Исходя из этого, для получения наиболее близких к реальному диагностическому процессу количественных соотношений между дифференциально-диагностической значимостью различных признаков была использована параболическая система оценок первично-кодированной симптоматики, описываемая кривыми третьего порядка  $Y =$

X<sup>3</sup>/. Из литературы известно, что полином третьей степени наилучшим образом согласуется с практикой, отвечая требованиям решаемой задачи [Якунченко Т.И.1990; Сидоренко А.В.,2002; С.Н. Хорошилов 2004].

Таблица 1

**Схема кодирования диагностической информации в модели классификации степени недостаточности кровообращения**

№ п/п	Клиническая характеристика диагностической информации	Этапы кодирования	
		Первичное кодирование /Y=X/	Параболическая оценка /Y=X <sup>3</sup> /
1.	Специфическая информация для диагноза	3	27
2.	Условно специфическая информация для диагноза	2	8
3.	Неспецифическая информация для диагноза	1	1
4.	Информация безразличная для диагноза	0	0

При этом варианте кодирования специфический симптом, согласно правилам математических преобразований, получил оценку в 27 баллов, условно-специфический - в 8 баллов и т.д. (таблица 1). Параболическое кодирование привело к значительному увеличению различий в дифференциально-диагностических весах отдельных симптомов и способствовало уточнению весовых характеристик.

В качестве диагностических порогов был взят уровень информации в симптомокомплексах с различной степенью обоснования диагноза. Здесь в соответствии с известными принципами построения диагностического процесса были выделены порог достоверного диагноза и порог вероятного диагноза.

Вероятность заболевания определялась по формуле:

$$P_j = \frac{S_j \cdot 100}{D_j} \%$$

где: P<sub>j</sub> - вероятность заболевания j или показатель степени близости выявленного симптомокомплекса S<sub>j</sub> к порогу достоверного диагноза (D<sub>j</sub>).

Для решения задачи дифференциальной диагностики диффузного токсического зоба и вегето-сосудистой дистонии была использована детерминированная модель тиреотоксикоза и вегетососудистой дистонии в виде кодифицированной матрицы синдромов, содержащей 19 симптомов (таблица 2).

Таблица 2

**Таблица решений для разграничения тиреотоксического зоба и вегето-сосудистой дистонии**

ВХОД СОБЫТИЙ		ВХОД СИТУАЦИЙ-ПРИНЯТИЕ РЕШЕНИЙ	
1	2	3	4
10	Увеличение щитовидной железы -нет -есть	+	+
12	Экзофтальм -нет -есть	+	+
ВХОД РЕШЕНИЙ		ВЫХОД РЕШЕНИЙ	
	Диффузный токсический зоб	+	
	Вегето-сосудистая дистония		+

В правом верхнем квадранте таблицы решений по столбцам перечислены ситуации, представляющие собой комбинации элементарных событий; его называют входом ситуации.

В каждой ситуации некоторые элементарные события обязательно должны присутствовать, что обозначается словом «да» или каким-либо условным знаком (+) на пересечении строки, соответствующей данному событию, и столбца, соответствующего ситуации. Некоторые события обязательно должны отсутствовать, что означает наличие противоположного события. Это обозначается словом «нет» или другим условным знаком. Если событие не влияет на какую-либо ситуацию в том смысле, что оно не имеет значения для принимаемого решения, то на пересечении соответствующих строки и столбца ставят прочерк или другой условный знак.

В правом нижнем квадранте таблицы решений указывают для каждого столбца условным знаком (например, «+») то решение, которое следует принять при наличии ситуации, записанной в данном столбце. Этот квадрант называют выходом решений. Каждый столбец правой части таблицы решений представляет собой одно правило: «если—то». Часть «если» записана в верхней части столбца, а часть «то» — в нижней.

В реальную таблицу решений включено универсальное правило «а также». Оно указывает решение, которое следует принимать во всех ситуациях, не предусмотренных остальными правилами таблицы. В автоматизированных системах такое правило позволяет выдавать сообщение врачу-пользователю о наличии сбоя, или необходимости изучения дополнительной информации.

Таким образом, рассматриваемый алгоритм содержал четырехпольную таблицу, основанную на продукционной логике решений. Верификация алгоритма реализована при исследовании 88 больных. Алгоритм правильно отобрал 86,4% больных. Неправильно распознано- 13,6%. Из них гипердиагностика составила 8,1% и гиподиагностика 5,5%.

На основе вероятностных моделей ревматизма и ИБС, включавших анализ отношений правдоподобия признаков заболевания и ранжирования симптомов по дифференциальной их информативности был разработан алгоритм неоднородной последовательной процедуры распознавания. Алгоритм анализирует 20 симптомов.

Для разработки таблицы были использованы 300 архивных историй болезни с верифицированными диагнозами при помощи общеклинических и лабораторно-инструментальных методов, включая ЭКГ, УЗИ сердца.

Решение частных задач моделирования с определением информативности признаков  $J(x_{ij}) = \sum J(x_{ij}) = \sum 10 \lg [P(x_{ij}/A_1)] / [P(x_{ij}/A_2)]$  0,5 [  $P(x_{ij}/A_1) - P(x_{ij}/A_2)$  ] показало, что значительное их число оказалось высокоинформативными. Как известно, к ним относят признаки с величиной  $J(x_i) \geq 3$ , поскольку трех-четырёх таких признаков достаточно для достижения порога  $\pm 30$  (обеспечивающего не более 0,1% ошибок). Порог для  $A_1 = (1-\alpha) / \beta$  и порог для  $A_2 = \alpha / (1-\beta)$ , где  $\alpha$  и  $\beta$  уровни ошибок первого и второго рода (гипо- и гипердиагностика).

Верификация алгоритма реализована при исследовании 93 больных. Алгоритм правильно отобрал 92,8% больных. Неправильно распознано- 7,2%. Из них гипердиагностика составила 3,9% и гиподиагностика 3,3%.

Для решения задачи автоматической классификации авторегрессионных облаков (АРО) были последовательно изучены одномерные вероятностные модели представленные дифференциальным и интегральным законами распределений и оценками значимости их различий.

Эффективность распознавания при сравнении формы распределения разных типов АРО представлена в таблице 3.

Результаты анализа эффективности распознавания при сравнении формы распределения разных типов АРО

ПОКАЗАТЕЛИ	ТИПЫ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ				
	Мономодальные			Не мономодальные	
	Симметричный	Асимметричный	Инвертированный	Полимодалный	Амодальный
1	2	3	4	5	6
	2 – 3	2 – 4	4 – 5	3 – 6	5 – 6
$D(x_i)$	65%	47,5%	78%	39,5%	70%
$E(x_i)$	17%	26%	11%	30,2%	15%
$V(x_i)$	83%	74%	89%	69,8%	85%
P	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,001$	$P < 0,05$	$P < 0,0001$

В таблице 3:  $D(x_i)$  – Показатель дивергенции распределений;  $V(x_i)$  – доля правильных ответов;  $E(x_i)$  – доля ошибочных ответов.

Как видно из рассматриваемой таблицы распределения пяти типов АРО отличаются достоверно. Однако, система распознавания, построенная на общестатистическом подходе не может рассматриваться как корректная процедура, поскольку при достаточно высоком диапазоне правильных ответов (69,8% - 89%), исследователя не может удовлетворять достаточно высокий процент ошибочных ответов, которые находятся в диапазоне 26%-30,2% (асимметричный-инвертированный и асимметричный-амодальный).

Анализ аритмичности АРО различных типов представлен в таблице 4.

Показатели асимметрии  $AS = 1/n * \sum P_i (X_i - \bar{X})^3 / \sigma^3$  могут четко разделить испытуемых лишь на два класса-это симметричный и инвертированный. Показатель  $Ar_a (\sum RR_{max}/RR_{min})/RR_{min}^{n(n-1)}$  свидетельствует о том, что самую высокую аритмичность имеют амодальный и полимодалный типы АРО. Наименьшая аритмичность встречается при симметричном типе АРО и примерно одинаковую аритмичность имеют инвертированный и асимметричный типы АРО.

Степень разброса всей выборки  $Ar_b = RR_{max}^n/RR_{min}^n$  самая большая при амодальном и полимодалном типах и самая небольшая наблюдаются при симметричном типе.

Таблица 4

Показатели характеризующие степень аритмичности различных типов АРО при синдроме МА ( $\bar{x} \pm 2\sigma$ )

Показатели	МОНОМОДАЛЬНЫЙ ТИП			НЕ МОНОМОДАЛЬНЫЙ ТИП	
	Симметричный	Асимметричный	Инвертированный	Полимодалный	Амодальный
As	0,11±0,02	1,39±0,04	-0,78±0,03	1,2±0,05	1,07±0,04
Ar-a	2,22±0,06	3,58±0,04	3,83±0,08	4,64±0,26	3,87±1,16
Ar-b	2,23±0,09	5,61±0,10	5,2±0,34	4,64 ±0,51	4,42±0,6
RMSSD	0,15±0,009	0,27±0,01	0,20±0,008	0,32±0,02	0,56±0,018
$\Delta x / \bar{x}$	0,78±0,08	1,62±0,4	1,06±0,42	2,1±0,44	1,32±0,54

Показатель  $rMSSD = \sqrt{\sum(RR_i - RR_{i+1})^2 / n}$  (Root Mean Sum Successive Differences)-корень квадратный из среднего значения суммы квадратов разностей последовательных межпульсовых интервалов, отражает функциональную способность синусового узла к концентрации ритма сердца, свидетельствует о том, что наибольшая утрата этой функции отмечается у амодального и полимодального типов АРО, а наименьшая - у симметричного типа АРО. Промежуточное положение занимают инвертированный и асимметричный типы АРО. Степень утраты концентрационной функции синусовым узлом у больных с полимодальным типом АРО в два раза меньше, нежели у больных с амодальным типом АРО. Следовательно, алгоритм классификации авторегрессионных облаков должен быть комплексным и включать распознавание синдрома мерцательной аритмии, гетерогенных нарушений синусового ритма в виде отклонений от автоматической функции, скошенность ряда распределения и степень утраты синусовым узлом функции концентрации ритма (рис. 1).

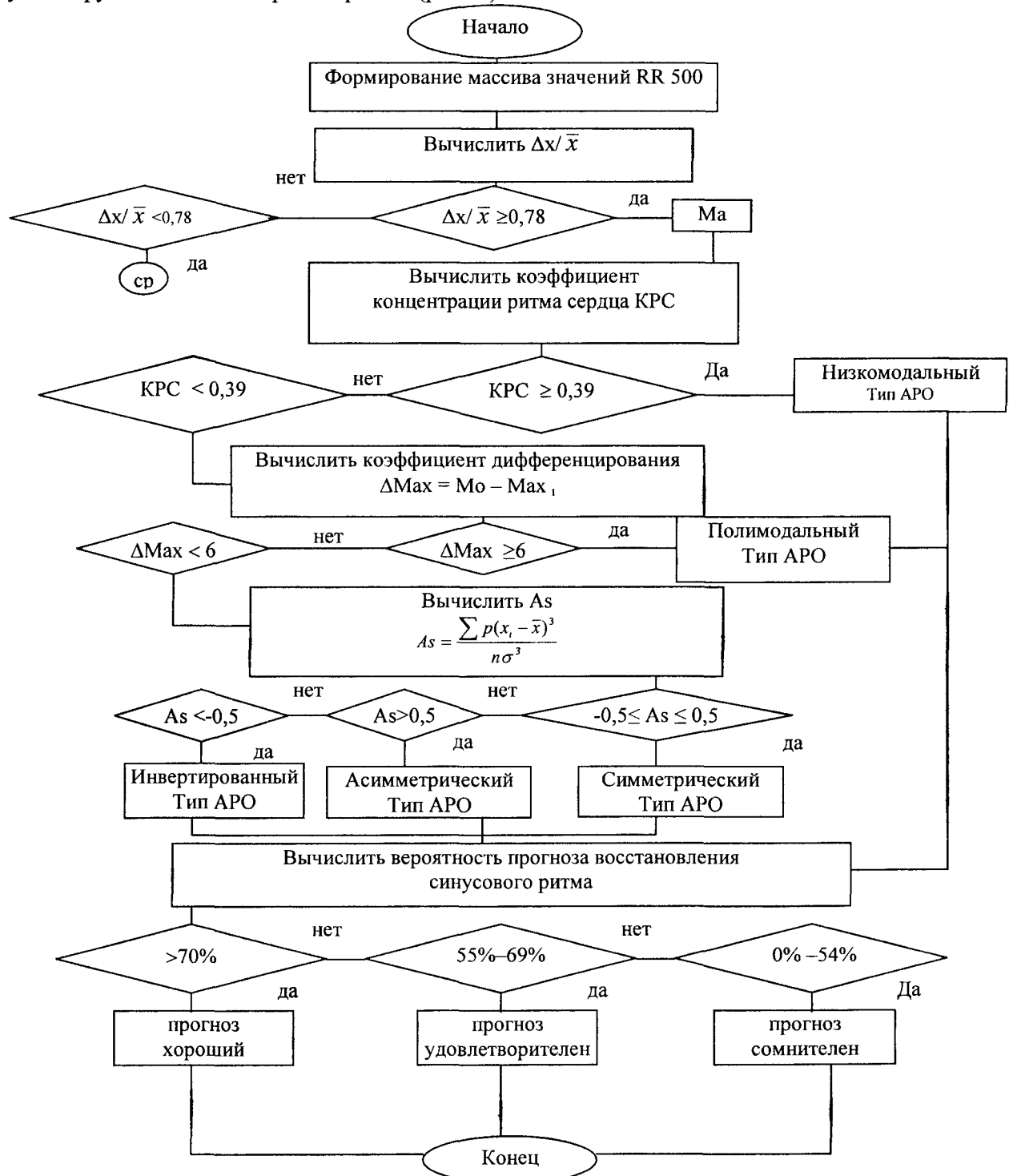


Рис 1. Комплексный алгоритм классификации АРО

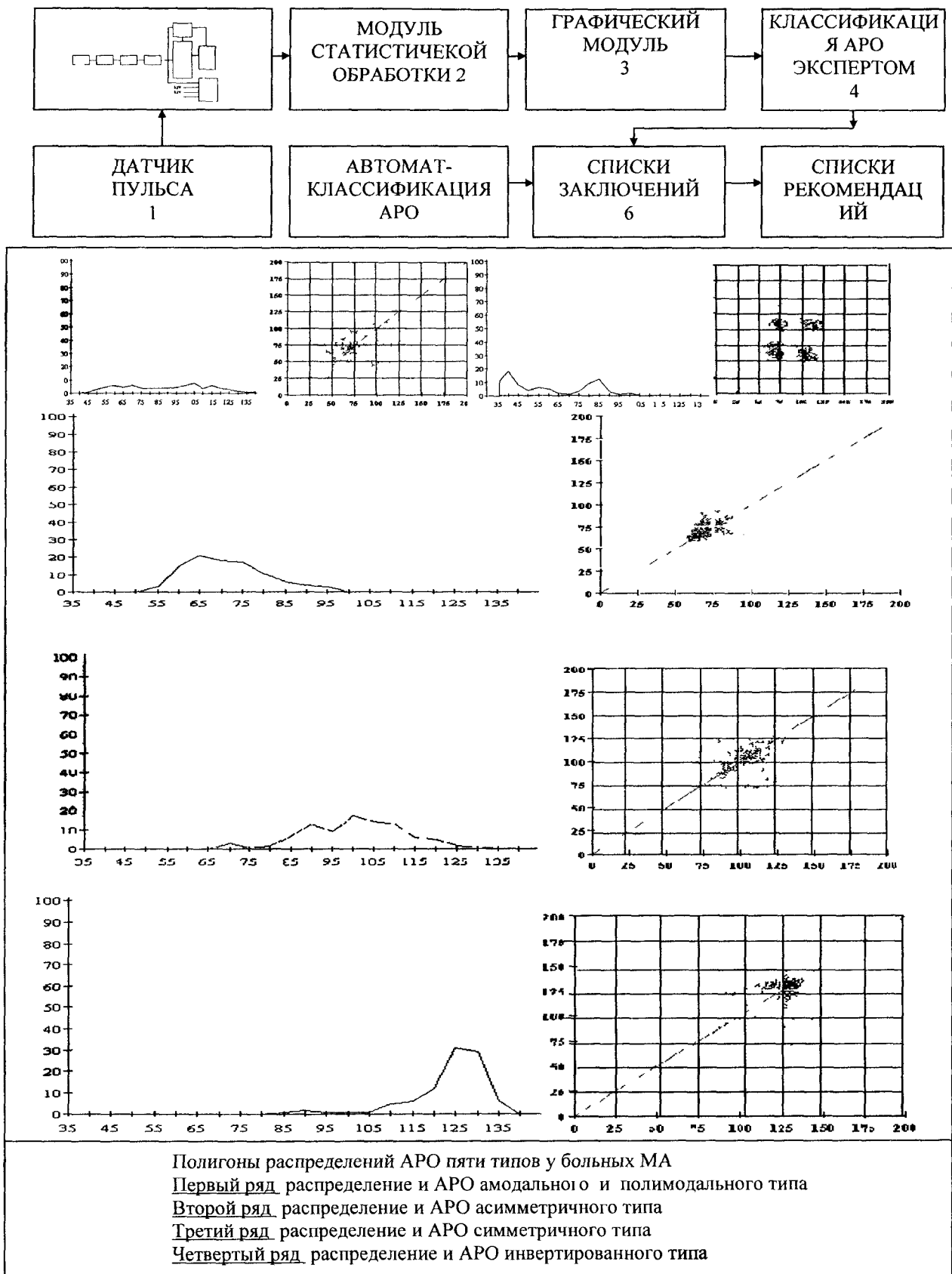


Рис 2 Структура системы автоматической классификации АРО

Автоматизированная система (рис 2) включает автоматический модуль ввода межпульсового интервала, структуру управляющей оболочки системы, классификатор болезней, базу знаний в виде модуля графики и статобработки, списков заключений и рекомендаций.

Блок ввода пульсометрической информации выполнен в виде внешнего устройства на базе однокристального микроконтроллера фирмы Atmel. Он не требует какой-либо специальной аппаратной настройки и корректно работает со всеми операционными системами семейства Windows, используя стандартные имена портов COM1 или COM2. Из-за малой потребляемой мощности не требуется отдельный источник питания – устройство использует для питания дополнительные сигнальные линии интерфейса RS-232 и имеет свой высокочастотный фильтр и стабилизатор напряжения на 5 вольт. Необходимо отметить, что блок можно отключать и подключать в горячем режиме, то есть не производя выключение системного блока компьютера. Собственно датчик пульса выполнен в виде пары светодиод-фототранзистор, работающей в инфракрасном диапазоне.

Блок работает следующим образом. После включения устройства в последовательный порт компьютера начинается выполнение встроенный в микроконтроллер микрокод. После завершения процесса инициализации устройство переходит в режим ожидания команд. По запросу программного модуля микроконтроллер подает постоянный ток на светодиод датчика. Инфракрасное излучение, испускаемое светодиодом, проходит через живую ткань пациента (ногтевая фаланга пальца или мочка уха). За счет наполнения капилляров кровью «прозрачность» живой ткани для излучения, испускаемого светодиодом изменяется и, следовательно, фототранзистор принимает «искаженное» излучение. Отфильтрованный от высокочастотных помех и усиленный с помощью блока фильтрации-усиления (БФУ) аналоговый сигнал подается на вход аналогово-цифрового преобразователя микроконтроллера. Используя работу с контроллером прерываний, встроенным в микроконтроллер, микрокод запускает процесс преобразования аналогового сигнала в цифровой десятибитный сигнал. После окончания преобразования микроконтроллер выключает излучающий светодиод датчика пульса.

Эти значения передаются по асинхронному каналу обмена стандарта RS-232 в последовательный порт компьютера, где при помощи стандартных аппаратных средств поступают в оперативную память компьютера и далее обрабатываются программным модулем, а устройство снова переходит в режим ожидания.

Программный модуль написан на языке высокого уровня (Delphi 6) и не зависит от версии установленной операционной системы Windows. Программный модуль в совокупности с аппаратным модулем позволяет вводить потоковые данные в компьютер со скоростью до 1000 опросов в секунду при загрузке процессора не более 25% (в случае выбора скорости обмена 115200 боделей в секунду). Данные могут отображаться на экране в режиме on-line и сохраняться непосредственно в файл на жестком диске компьютера для последующей статистической обработки.

Кроме этого возможно подключение к устройству датчиков ЭКГ сигнала, дыхания и температуры, что в совокупности позволит расширить возможности диагностики.

АРМ врача (программа mclient.exe) обеспечивает сбор данных о пациентах как паспортных и антропометрических, так и полученных с датчика пульса, а также отображение и печать экспертных заключений.

Размещается на удаленном компьютере, подключенном к серверу по локальной сети или через Internet по коммутируемым или выделенным линиям, в каталоге MEDEXPERT\CLIENT.

По окончании обследования одного или более пациентов полученные данные отправляются для хранения и обработки на сервер. Это действие обеспечивает пункт *Синхронизировать списки*. До отправки данных на сервер они хранятся в виде XML-файлов в подкаталоге MEDEXPERT\CLIENT\DATA\TEMP.

Третья составляющая системы – АРМ эксперта обеспечивает доступ к серверу для анализа собранных данных, а также формирования экспертного заключения и рекомендаций по ведению больного.



На закладке *Заключение* формируется экспертное заключение.

Для оценки эффективности системы распознавания при решении отдельных диагностических задач были использованы общепринятые критерии предложенные J.Yerushalmy :

**Чувствительность** (sensitivity),  $Se=A/(A+C)$ , где А - истинно положительные результаты, С - ложноотрицательные, когда алгоритм, заведомо известный по мнению эксперта тип АРО, относил к категории сходных с ним

**Специфичность** (specificity),  $Sp=D/(B+D)$ , где D-истинно отрицательные результаты, В - ложноположительные результаты, или число случаев гипердиагностики.

**Прогностичность** положительного результата или точность =  $(A/A+B)$ , где А - истинно положительные результаты, а В - число случаев гипердиагностики.

Верификация алгоритма дифференциальной диагностики авторегрессионных облаков, проведена на группе 230 человек: 130- лечившихся в стационаре и 100 – наблюдавшихся в поликлинике. Результаты верификации алгоритма представлены в таблице 5.

Таблица 5

**Оценка эффективности комплексного алгоритма классификации авторегрессионных облаков**

№ п/п	Тип АРО	Общее число	Правильно распознано		Неправильно распознано	
			Ист+	Ист-	Гиподиагностика	Гипердиагностика
1	2	3	4	5	6	7
1.	Симметричный	4%	2,6%	1%	0,3%	0,1%
2.	Асимметричный	50%	33,4%	15%	0,2%	1,4%
	Инвертированный	6%	6%	0%	0%	0%
	Неопределенный	30%	15,5%	11%	1%	2,5%
3.	Низкомодальный	10%	9,5%	0%	0,5%	0%
4	Итого: Человек %	230-100%	154-67%	62-27%	5-2%	9-4%

Из представленных в таблице 10 данных следует, что рассматриваемый алгоритм демонстрирует высокую эффективность, поскольку позволяет правильно распознать АРО в 94% случаев. Ошибки распознавания составили 6% из которых 4% приходилось на гипердиагностику и всего 2% - на гиподиагностику. Способность алгоритма к захвату патологии или чувствительность оказалась 97,1% (Чувствительность=  $67/67+2$ ), а способность алгоритма реализовать функцию дифференциальной диагностики или специфичность составила 87,1% (Специфичность =  $27 / 27 + 4$  ). Прогностическая точность составила 94,4% ( $67/ 67+4$ ).

#### Библиографический список

1. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. Пер.с англ. рекомендаций рабочей группы Европейского Кардиологического Общества и Северо-американского общества стимуляции и электрофизиологии. //Вестник аритмологии №11.1999.-С.53-78.
2. Лебедь А.Н. Кардиоинтервалограф //Математические методы анализа сердечного ритма.- Москва:Наука,1968.-С.147-155.
3. Недоступ А.В. Как не надо лечить аритмии //Врач,1997 -№10.-С.5-8
4. Недоступ А.В., Богданов Э.А., Михновский Е.И. Анализ структуры сердечного ритма при мерцании предсердий с помощью специализированной ЭВМ. –Кардиология,1975.-№1.-С.64-69.
5. Миролюбов А.В. К проблеме оценки и прогнозирования функциональных состояний организма военнослужащих.//Военно-медицинский журнал,1995. -№1.
6. Пятакович Ф.А. Нечеткий алгоритм в системе прогнозирования исходов мерцательной аритмии.Сборник материалов 2-й международной конференции «Распознавание».- Курск.1995.- С.159-161.

7. Пятакович Ф.А., Мандрикова Ю.А.. Автоматическое прогнозирование восстановления номотопного ритма при синдроме фибрилляции предсердий. // Материалы 1-го Российского научного форума «МедКомТех 2003».-Москва, ЦДХ,25-28 февраля 2003. РАМН «Морга Экспо». -М.. «Авиаиздат», 2003.- С. 79-80.

8. Hoopen M,Bongaurts I.P.M. Probabalistic characterization of RR intervals-«Cardiovasc.res.»,1969,v.3,№2,p.218-226.

9. Yerushalmy J. Statistical problems in assessing methods of medical diagnosis with special reference to X-ray techniques. Publ.Health.Rep.-1947.-Vol.62,N10.-P.1432-1449

УДК 004.9

## **БИОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ МИЛЛИМЕТРОВОЙ ТЕРАПИИ, РАБОТАЮЩИЕ НА ПРИНЦИПАХ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ**

*Т.И. Якунченко, Ф.А. Пятакович, Л.А. Крупенькина*

### **Введение**

Фармакотерапия при многих заболеваниях занимает ведущее место среди всех возможных методов лечения. Однако, наличие разнообразных побочных эффектов и осложнений заставляет медиков акцентировать внимание на альтернативных методах терапии, и в частности, экологически чистых электромагнитных излучениях.

В последние годы, наряду с успешным использованием низкоинтенсивного лазерного излучения, находит применение воздействие на организм человека низкоинтенсивного электромагнитного излучения миллиметрового диапазона длин волн.

Миллиметровая терапия (ММ-терапия, или КВЧ-терапия) в последние годы получила широкое распространение в практической медицине.

### **Методологические приемы оптимизации ММ-терапии**

В литературе по физиотерапии рассматривают следующие пути оптимизации воздействий с помощью физических факторов: 1.Подбор дозиметрических параметров, включая продолжительность, режим, частоту, интенсивность; 2.Путь комбинирования и сочетания физических факторов; 3. Использование различной локализации воздействия-местные, общие, сегментарно-рефлекторные, зоны, биологически активные точки; 4. Выбор режима воздействия- непрерывный, или импульсный; 5.Учет циркадных ритмов.

Известно, что случайный выбор фазы воздействия или воздействие при помощи, так называемого, "белого шума" дает положительный эффект в 40% случаев за счет неспецифической активации процессов регенерации, у 50% пациентов этот эффект статистически недостоверен, а у 10% отмечают ухудшение состояния. Таким образом, путь подбора со случайным угадыванием селективных частот обрекает физиотерапевтов на бесконечный их поиск.[1].

Кроме того, все биохимические процессы, обеспечивающие выполнение разнообразных физиологических функций в организме человека совершаются циклически, повторяясь с присущими им индивидуальными периодами, непрерывно изменяясь по абсолютным значениям. Все это указывает на то, что практически невозможно подобрать набор резонансных частот пригодных для всех случаев жизни у различных пациентов [2].

Наиболее перспективным следует признать направление работ рассматривающих оптимизацию воздействия физическим фактором в соответствии с принципами биоритмологии: синхронизация с пульсом воздействия импульсными токами низкой частоты [3], биосинхронизация пульса и ультразвукового способа