

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

УДК 615

РАЗРАБОТКА МОДЕЛЕЙ НЕГОМОГЕННОСТИ ПРОЦЕССОВ РЕПОЛЯРИЗАЦИИ ДЛЯ СКРИНИНГА БОЛЬНЫХ С ВЕРОЯТНЫМИ ПРЕДИКТАМИ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА

**О.В. МАСЛОВА
Ф.А. ПЯТАКОВИЧ
Т.И. ЯКУНЧЕНКО**

*Белгородский государственный
национальный исследовательский
университет*

e-mail: piatakovich@mail.ru

В работе представлены модели и алгоритмы для автоматической классификации негомогенности процессов реполяризации. Реализованы разработанные модели и алгоритмы посредством программно-управляемого электрокардиографического модуля, который агрегатирован с информационной системой, направленной на отбор больных с возможными предиктами фатальных нарушений ритма сердца.

Рассмотрен алгоритм вычисления коэффициента негомогенности процессов реполяризации, основанный на отношении текущей меры хаоса к ее максимальному значению и отличающийся показателями нормированной энтропии.

Ключевые слова: негомогенность реполяризации, макроструктурная модель, микроструктурная модель, нормированная энтропия.

Сердечно – сосудистые заболевания имеют широкое распространение среди населения развитых стран. Из причин смертности на первом месте стоит инфаркт миокарда и его осложнения [3]. В литературе дискутируется вопрос о патологических механизмах внезапной смерти, однако все авторы сходятся во мнении, что наиболее важное место занимают фатальные нарушения ритма сердца [4, 12]. В последние годы интенсивно ведутся поиски неинвазивных электрофизиологических методов имеющих прогностическую значимость относительно аритмогенности нарушенных процессов деполаризации и реполяризации миокарда. Негомогенность процессов реполяризации в миокарде изучают посредством анализа длительности интервала QT ЭКГ и его дисперсии [14, 15]. Для ее анализа в литературе указывают разные способы регистрации: только стандартные или только грудные отведения и стандартные и грудные отведения и, наконец, запись 100 ЭКГ комплексов во втором стандартном отведении. Каждый исследователь приводит не только свой способ регистрации, но и анализа вариативности QT [5, 6, 8]. При этом одни авторы под дисперсией понимают разницу между максимальным и минимальным значением величины QT в записи ЭКГ (ΔQT). Другие под дисперсией понимают варьирование интервала QT в виде центрального момента второго порядка и приводят классическую формулу дисперсии как квадрат среднеквадратического отклонения (σ^2), однако в анализируемом материале оперируют именованными значениями, но не возведенными в квадрат (мс). Третьи предлагают относительные показатели в виде отношения QT/RR при этом для нормирования предлагают формулу Базетта, которая как известно из-за больших разбросов является не корректной.

Неоднозначна и трактовка полученных результатов: в одних случаях предлагают принимать во внимание средние значения, в других максимальные отклонения интервала QT, в третьих только сочетания наличия поздних желудочковых потенциалов (ПЖП) и $QT_d > 30$ ms.

В литературе имеются единичные указания на то, что негомогенность процессов реполяризации может иметь место как отражение синусовой аритмии. Следовательно, вопрос о возможности появления негомогенности процессов реполяризации как физиологического явления в нормально работающем сердце остается открытым [7].

Наджелудочковые тахикардии, характерные для врожденных аномалий проводящих путей, потенциально опасны сверхбыстрыми желудочковыми ответами, которые обуславливают нарушение



показателей гемодинамики, что является фактором риска внезапной смерти у лиц молодого возраста [1, 9, 11, 13].

В научной периодике все чаще ставятся вопросы об определении факторов, позволяющих прогнозировать нарушения ритма сердца у подростков с синдромом предвозбуждения желудочков [1, 2, 11].

Следовательно, разработка электрофизиологических моделей для решения задач классификации негомогенности процессов реполяризации желудочков для отбора больных с предиктами фатальных нарушений ритма сердца, является актуальной задачей.

Настоящее исследование выполнено в соответствии с планами проблемной комиссии по хронобиологии и хрономедицине РАМН, а также с одним из основных научных направлений ГОУВПО «БелГУ»: «Разработка универсальных методологических приемов хронодиагностики и биоуправления на основе биоциклических моделей и алгоритмов с использованием параметров биологической обратной связи».

Целью проводимого исследования является разработка моделей, алгоритмов, которые позволяют оптимизировать автоматическое формирование групп риска по фатальным нарушениям ритма сердца.

Задачи исследования:

1. Разработать модели макроструктуры и микроструктуры, деполяризации и реполяризации миокарда у здоровых и больных.
2. Осуществить параметризацию моделей с выбором адекватных электрофизиологических показателей.
3. Изучить влияние адренергических и холинергических механизмов регуляции на динамику параметров макро- и микроструктуры, деполяризации и реполяризации миокарда.
4. Сформировать алгоритм отбора с риском фатальных нарушений ритма сердца на основе изучения негомогенности процессов реполяризации миокарда.
5. Разработать алгоритм вычисления коэффициента негомогенности процессов реполяризации миокарда.

Материалы и методы исследования. Методы исследования базируются на использовании основных положений системного анализа, теории управления в медицине, моделирования, теории вероятностей и математической статистики, методах регистрации и анализа электрофизиологической информации в виде ЭКГ, межпульсового интервала и интеллектуального анализа данных.

В качестве объектов исследования были изучены 90 здоровых и 215 больных, включавших ИБС, синдром мерцательной аритмии, гипертоническую болезнь, сахарный диабет, 60 больных составили группу верификации автоматического распознавания синдрома CLC и WPW. Возраст практически здоровых студентов составлял 18-23 года. Больные были в возрасте 33-75 лет.

Для решения сформулированных задач использовалась, разработанная нами ранее, компьютерная методика обработки данных о вариабельности ритма сердца, интервала QT у конкретного больного, позволяющая осуществлять не только запись 500 указанных интервалов, но и вычислять достоверность динамики изучаемых параметров распределения. Помимо известных статистических показателей в виде математического ожидания (M), ошибки математического ожидания (m), среднеквадратического отклонения (σ), коэффициента вариации ($CV\%$), были также изучены корреляционные и спектральные характеристики, как ритма сердца, так и интервала QT, а также информационные параметры с изучением энтропии ритма сердца (H).

Функция автоматизма сердца оценивалась нами на основании показателя, разработанного Э.Ш.Халфеном в 1980 году: $A_{\alpha} = (\sum RR_{\max}/RR_{\min})/RR_{\min}(N-1)$.

Где A_{α} – аритмичность выборки, оцениваемая как отношение в смежной паре большего RR_i к меньшему с последующим делением суммы всех отношений на произведение величины наименьшего RR интервала всей выборки и количества слагаемых в числителе.

Для расчета степени разброса всей выборки (A_{β}) использовалось следующее отношение: $A_{\beta} = RR_{\max}/RR_{\min}$.

В исследованиях для вычисления должных значений интервала QT мы использовали линейную формулу В.Л. Карпмана (1965), как $QT = (0,124 RR + 0,256) \pm 0,006$, полученную автором для нормальных данных покоя при ритме сердца от 0,60 до 1,29.

Показатель общей энтропии вычислялся по формуле: $H = -\sum P_i \log_2 P_i$. Нормированная энтропия рассчитывалась по формуле: $H_n = -\sum P_i \log_2 P_i / \log_2 500$

Необходимо отметить, что вычисление максимальной энтропии в макроструктурной модели QT всегда осуществлялось для постоянного числа классов с учетом нулевых значений и равного 15. Отсюда максимальная энтропия макроструктуры паттерна интервала QT составляла: $H_0 = \log_2 15 = 3,90$.

В работе также использована суточная запись электрокардиограммы, полученная с прибора Holter и пакета программ производства АО «Инкарт», города Санкт-Петербург, поставляемого в

комплекте с оборудованием. Модельная обработка информации производилась в программе MatLAB с использованием формализованных методов математической статистики и спектрального анализа по предложенным авторами алгоритмам.

Показатели детерминированной макроструктурной модели негомогенности процессов реполяризации рассмотрены в табл. 1.

Таблица 1

Параметры макроструктурной модели паттерна QT

Алфавит системы паттерна QT 15 классов гистограммы	0,300-0,339 Укороченные 5 классов		0,340-0,389 Нормальные значения 5 классов		0,400-0,440 Удлиненные 5 классов
Информационные показатели модели	H_0 Макс. энтропия	H Фактич. энтропия	h Относительная энтропия	R Избыточность	S Случайность
Функциональные показатели модели	$H_0 = \log_2 m$	$H = -\sum P_i \log_2 P_i$	$h = H / H_0$	$R = 1 - h$	$H / H_0 - H$
Мера процесса	Максим. мера хаоса	Фактическая мера хаоса	Непредсказуемость	Репродуктивность	Стохастичность

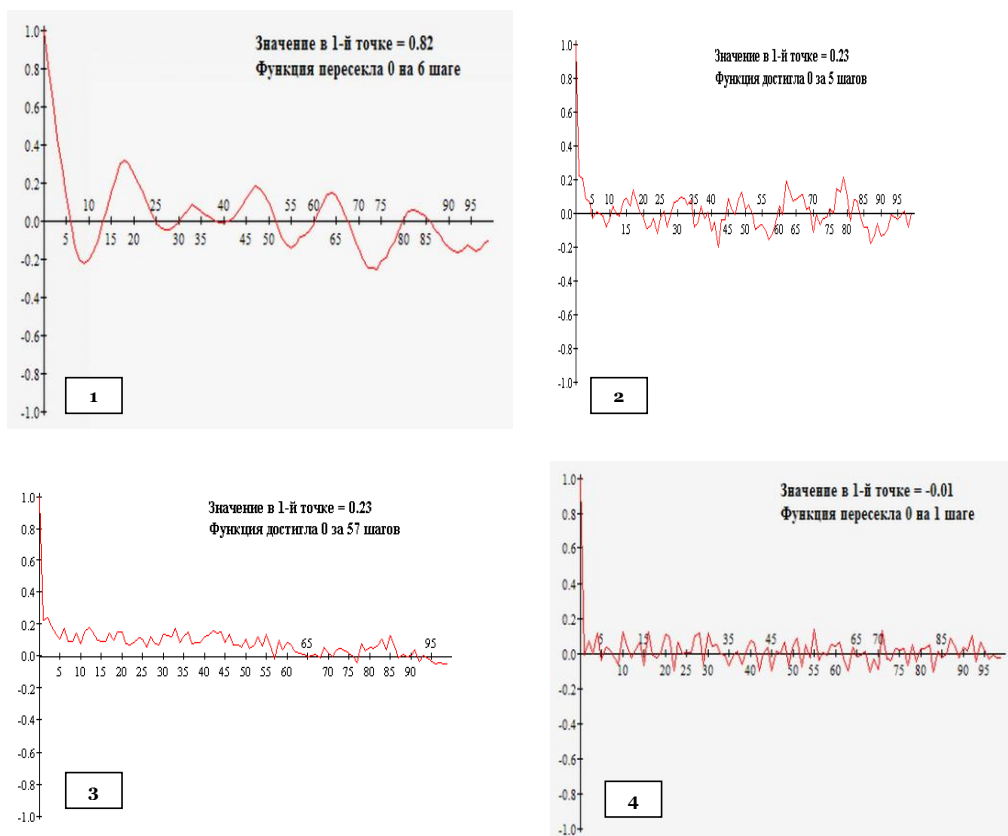


Рисунок 1. Графики автокорреляционной функции (АКФ) интервала QT здоровых и больных.

1. АКФ QT здорового человека.
2. АКФ QT больного гипертонической болезнью.
3. АКФ QT больного сахарным диабетом II ст.
4. АКФ QT больного с синдромом фибрилляции предсердий.

Из табл. 1 следует, что составляющие компоненты макроструктурного паттерна QT включают:

1. Циклический паттерн спектра интервала QT, содержащий дыхательные волны, медленные волны первого порядка, медленные волны второго порядка.



2. Временной паттерн, состоящий из вектора значений с периодом меньше, чем 10 секунд, с периодом равным диапазону 10-30 секунд и с периодом >30 секунд.

3. Информационный компонент паттерна QT, который включает параметры энтропии, отражающей меру хаоса, непредсказуемости и репродуктивности паттерна негомогенности процессов реполяризации в миокарде.

4. Алфавит паттерна QT, включающий 15 классов гистограммы, соответствующей нормальному закону распределения. Волновая природа колебаний длительности электрической систолы у здоровых, больных гипертонической болезнью, сахарным диабетом и с синдромом мерцательной аритмии может быть выявлена при анализе автокорреляционной функции (рис.1).

При исследовании автокорреляционной функции здорового (график 1 рисунка 1) отмечается длинная периодическая составляющая колебаний длительностей интервала QT.

На графике 2 рисунка 1 представлена динамика автокорреляционной функции интервалов QT у больного гипертонической болезнью.

Из графика 2 следует, что у больного гипертонической болезнью прослеживаются высокоамплитудные медленные колебания (18 секунд) модулированные более частыми дыхательными ритмами.

Период основного ритма здесь примерно в два раза короче, чем у здорового человека.

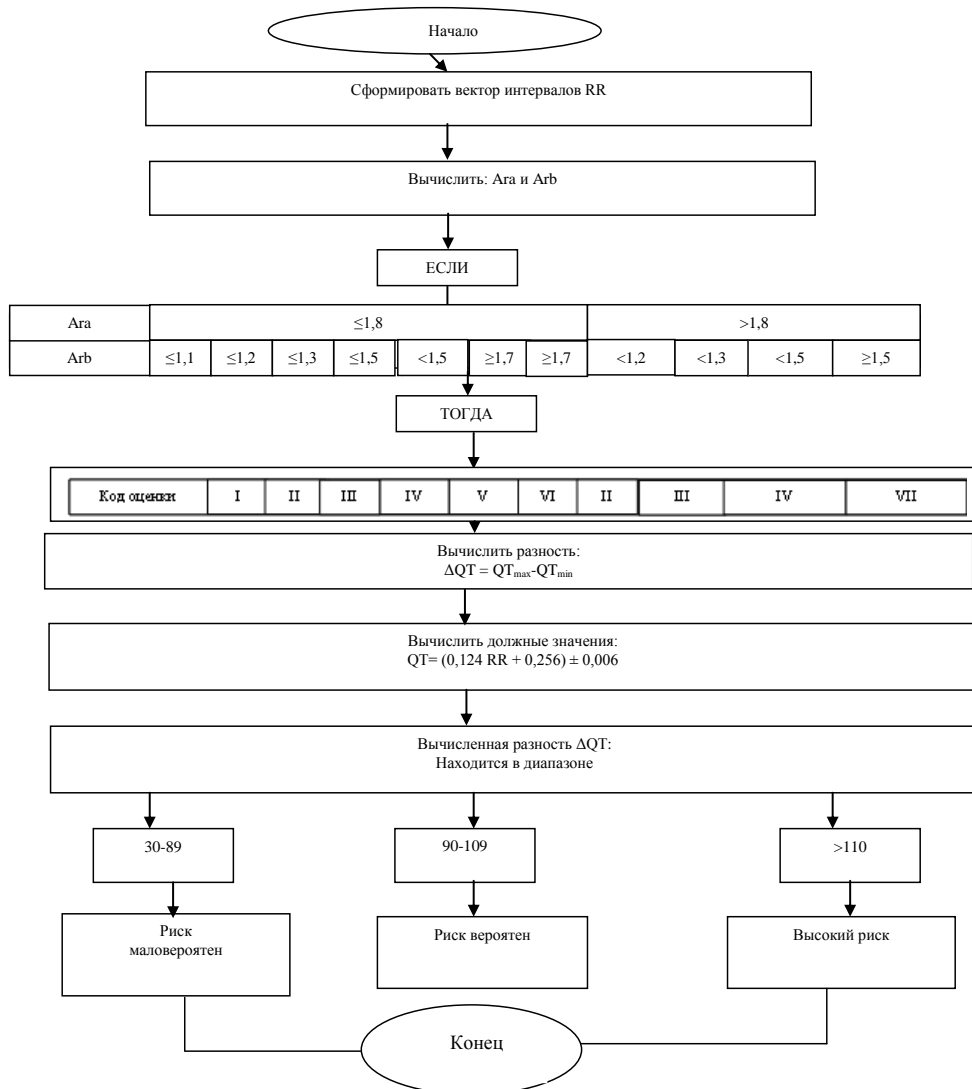


Рисунок 2. Алгоритм отбора групп риска на основе оценки variability интервала RR и интервала QT ЭКГ

На графике 3 рисунка 1 представлена автокорреляционная функция интервалов QT у больного сахарным диабетом II ст.

График показывает, что автокорреляционная функция достигает нулевого значения только после 55 шага, а колебательный процесс представлен в основном низкоамплитудными дыхательными колебаниями.

Отсутствие медленных вазомоторных волн (период более 10 секунд) в спектре, по-видимому, связано с наличием автономной вегетативной нейропатии, которая и обуславливает необходимость мобилизации надсегментарных уровней управления.

На графике 4 рисунка 1 представлена динамика автокорреляционной функции интервала QT у больного с синдромом мерцательной аритмии.

Из графика 4 следует, что у больного синдромом мерцательной аритмии автокорреляционная функция интервалов QT на первом шаге достигает отрицательных значений и имеет слабовыраженную периодичность с тремя периодами 6, 22, 32 секунды.

Рассмотренные автокорреляционные функции свидетельствуют о том, что колебания длительностей интервала QT зависят не только от состояния тонуса автономной нервной системы, но и от управляющих влияний вазомоторного центра и надсегментарных уровней регуляции. Полученные факты указывают на то, что при тестировании способности миокарда менять уровень неомогенности процессов реполяризации по длительности интервала QT необходимо учитывать также и их периодические составляющие.

Нами рассмотрен алгоритм формирования групп риска на основе комплексных оценок интервала QT ЭКГ. Алгоритм имеет два основных решения. Один из них связан с отбором больных имеющих различные отклонения в виде аритмий и второй направлен на формирование трех групп риска с возможными фатальными нарушениями ритма сердца (рис.2).

Заключение формируется на основании соответствующих кодов оценки, представленных ниже:

1. стабильный ритм;
2. синусовый ритм;
3. синусовая аритмия;
4. выраженная синусовая аритмия;
5. умеренные нарушения автоматизма;
6. выраженные нарушения автоматизма;
7. мерцательная аритмия.

Вторая часть алгоритма основана на изучении вариативности интервала QT, точнее сказать, на изучении его вариационного размаха у практически здоровых студентов, больных ИБС, с синдромом экстрасистолии, с сахарным диабетом, гипертонической болезнью и синдромом мерцательной аритмии.

При этом, если вычисленная разность ΔQT составляет 30-89 миллисекунд, то риск маловероятен, если интервал QT попадает в диапазон 90-109 миллисекунд, тогда риск фатальных нарушений ритма сердца вероятен, если интервал QT попадает в диапазон больше чем 109 миллисекунд в таком случае определяют высокий риск фатальных нарушений ритма сердца.

Для изучения микроструктуры паттерна QT использовали условно-вероятностный анализ для чего сравнивали последующий и предыдущий интервалы QT. Полученный ряд распределения аппроксимировали дифференциальным законом распределения. При этом алфавит системы удваивался на плюс одно значение ($m=31$):

1. нулевой класс составляет значения интервала QT, находящиеся внутри диапазона 0,01 с;
2. 40 классов со значениями QT отличающимися на значения меньше чем 0,01 секунды;
3. 40 классов со значениями QT отличающимися на значения больше чем 0,01 секунды.

Следовательно, максимальная энтропия, вычисленная как двоичный алгоритм от алфавита системы из 31 «буквы» ($H_0 = \log_2 m = \log_2 31$), будет равна 4,95. Для построения микроструктурной модели паттерна QT нами был использован информационный анализ с вычислением всех параметров энтропии, отражающей фактическую и максимальную меру хаоса, непредсказуемость и воспроизводимость паттерна реполяризации желудочков.

Показатели детерминированной микроструктурной модели неомогенности процессов реполяризации рассмотрены в табл. 2.



Таблица 2

Параметры микроструктурной модели паттерна QT

Алфавит системы аттерна QT: 31 класс дифференциальной гистограммы	Положительные коррекции удлиняют интервал QT		Нулевые коррекции не изменяют длительности интервала QT		Отрицательные Коррекции Укорачивают интервал QT
Информационные показатели модели	H_0 Макс. энтропия	H Фактич. энтропия	h Коэффициент сжатия	R Коэффициент избыточности	S Случайность
Функциональные показатели модели	$H_0 = \log_2 m$	$H = -\sum P_i \log_2 P_i$	$h = H / H_0$	$R = 1 - h$ $(H_0 - h) / (H_0)$	$H / H_0 - H$
Мера процесса	Максим. мера хаоса	Фактическая мера хаоса	Непредсказуемость	Репродуктивность	Стохастичность

Составляющие компоненты микроструктурного паттерна QT включают:

1. Вектор повторяющихся значений предыдущего и последующего интервалов QT, состоящий из 500 таких значений.
2. Временной паттерн, включающий структуру, которая соответствует трем условиям:
 - 2.1. последующий интервал равен предыдущему;
 - 2.2. последующий интервал больше предыдущего;
 - 2.3. последующий интервал меньше предыдущего и определяет три класса: а) нулевых коррекций; б) удлиняющих коррекций; в) укорачивающих коррекций.
3. Алфавит паттерна QT, включающий 31 класс дифференциальной гистограммы и который определяет форму авторегрессионного облака.

На основании рассмотренных микроструктурных моделей был разработан алгоритм для вычисления коэффициента нарушений негомогенности процессов реполяризации (рис.3).

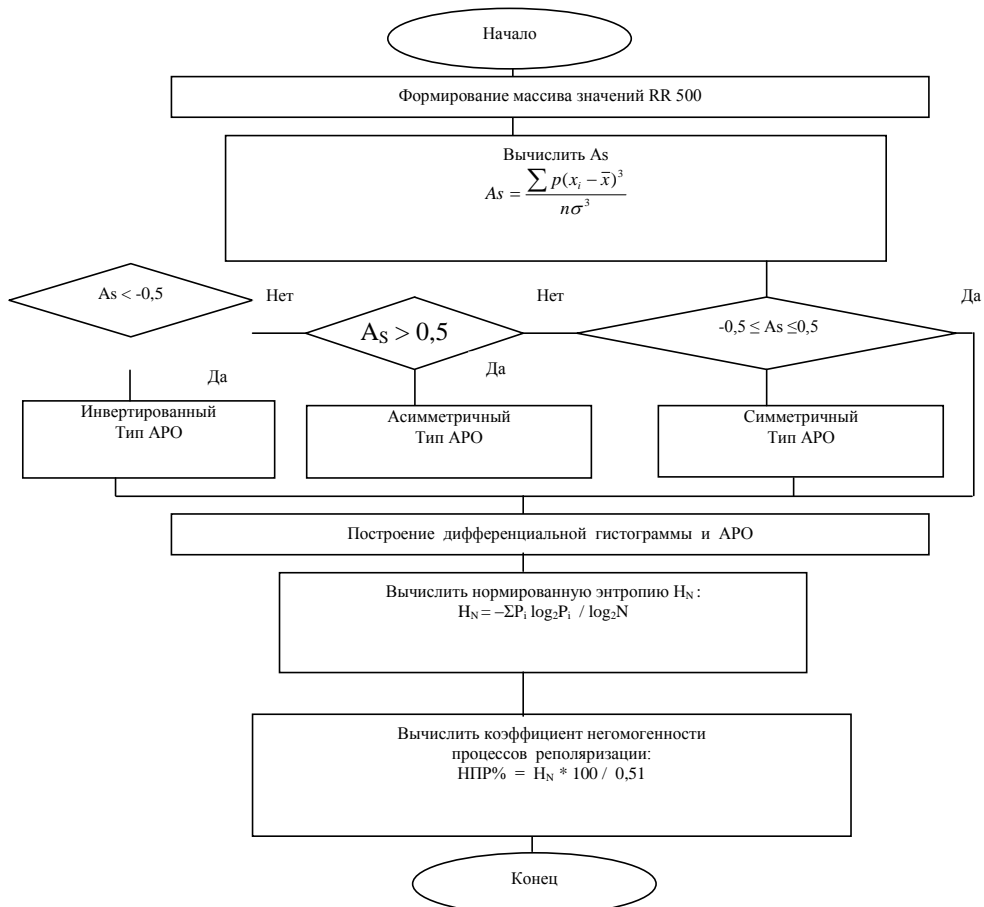


Рисунок 3. Алгоритм вычисления коэффициента негомогенности процессов реполяризации

Этот алгоритм состоит из трех частей:

1) построение дифференциальной гистограммы распределения интервала QT с графическим представлением авторегрессионных облаков (АРО), которые могут распознаваться автоматически по показателю асимметрии ряда распределения, при этом, если $As < -0,5$ (инвертированный тип), если $As > 0,5$ (асимметричный тип), если $-0,5 \leq As \leq 0,5$ (симметричный тип);

2) на основе дифференциальной гистограммы распределения интервалов QT вычисляются показатели энтропии. Для наших целей использована нормированная энтропия в виде отношения фактической энтропии к двоичному логарифму от числа классов (31 класс);

3) вычисление коэффициента нарушения негомогенности процессов реполяризации миокарда, выраженного в процентах, как $ННПР\% = H_N * 100 / 0,51$.

В основе формулы лежит отношение нормированной энтропии к такому же показателю, имеющему самое большое значение у больных мерцательной аритмией при амодальном АРО, соответствующим абсолютному хаосу ритма сердца и негомогенности процессов реполяризации миокарда.

Если коэффициент нарушения негомогенности процессов реполяризации (ННПР) меньше 40%, то риск появления фатальных нарушений ритма маловероятен.

Если коэффициент нарушения негомогенности процессов реполяризации (ННПР) больше 40%, то риск появления фатальных нарушений ритма имеет высокую вероятность.

Обсуждение результатов. Резюмируя представленный в статье материал, следует отметить, что стратегические механизмы управления средней длительностью электрической систолы за относительно продолжительный промежуток времени могут быть изучены на основе анализа волновой природы колебаний интервала QT.

При этом было показано, что показатель электрической систолы самый длинный у больных гипертонической болезнью и с синдромом мерцательной аритмии и самый короткий у больных с сахарным диабетом. По сравнению со здоровыми лицами у больных отмечается удлинение показателя на 0,02-0,03 секунды, что выше пределов допустимой ошибки измерения. Показатель вариационного размаха ΔQT самый длинный у больных с синдромом мерцательной аритмии и у здоровых. У больных гипертонической болезнью, ИБС, сахарным диабетом он оказался равным 50 миллисекундам.

Самые низкие значения показателей нормированной энтропии негомогенности процессов реполяризации миокарда зарегистрированы у больных гипертонической болезнью, у больных ИБС и сахарным диабетом. А самые длинные значения данного показателя отмечались у больных мерцательной аритмией.

Важно подчеркнуть, что на основе данных подходов были рассмотрены макроструктурные модели и алгоритмы негомогенности процессов реполяризации миокарда у здоровых и больных.

Для первого пункта алгоритма колеблемость межпульсового интервала находится в диапазоне равном, или менее 0,05 секунды. При этом возникает необходимость проведения дифференциальной диагностики между стабильным и ригидным ритмом.

Ригидный ритм всегда связан с частотой пульса более 80 ударов в 1 минуту. Ригидный ритм при ИБС является предиктором фатальных нарушений ритма вследствие снижения порога фибрилляции желудочков на фоне ишемии. Ригидный ритм может встречаться при гипертенузе желчного пузыря, при обострении язвенной болезни, тяжелых физических и психических перегрузках, сахарном диабете.

При стабильном синусовом ритме частота пульса всегда менее 80 ударов вплоть до брадикардии (такой парасимпатический ритм может быть у спортсменов в момент тяжелых физических нагрузок, или у больных с передозировкой бета-блокаторами).

Наряду с этим, алгоритм позволяет сформировать три группы больных: 1) риск фатальных нарушений ритма маловероятен; 2) риск вероятен; 3) группа лиц, у которых прогнозируется высокая вероятность фатальных нарушений ритма сердца.

Подобный алгоритм выполняет функции скрининговых исследований, когда на первом этапе организованных медицинских осмотров населения, работающих в определенной сфере производства, декретированных контингентов, студентов, не требуется установить конкретный диагноз, а необходимо лишь определить группы, которые требуют уточнения диагноза с проведением дополнительных исследований, дальнейшего их наблюдения, профилактики и лечения.

Им может быть определен выбор метода обследования для установления диагноза, установлен маршрут с указанием методов диагностики и сроков их проведения.

На наш взгляд негомогенность процессов реполяризации в миокарде, связанная этиологическими факторами электрофизиологии с оперативными механизмами управления ритмом сердца, может быть оценена по микроструктуре распределения интервала QT. Анализ полученных результатов исследований показывает, что параметры системы, обеспечивающие реализацию конкретной функции, например, взаимосвязь длительности последующей и предыдущей электрической систолы, зависят от управляющих воздействий квазидетерминированных и детерминированных систем управления негомогенностью процессов реполяризации в миокарде [10].



Представленные данные свидетельствуют о необходимости проведения дальнейших и углубленных клинических исследований, направленных на оценку эффективности рассмотренных алгоритмов по выявлению группы лиц, у которых прогнозируется высокая вероятность фатальных нарушений ритма сердца.

Выводы:

1. Разработан способ формализации информационных ресурсов, включающий кодирование параметров циклических колебаний ритма сердца посредством информационного анализа, включающего регистрацию параметров энтропии сигналов пульса, отличающийся возможностью анализа динамики макроструктуры паттернов негомогенности процессов реполяризации и преэкситации миокарда.

2. Способ формализации информационных ресурсов, включающий кодирование параметров последовательных колебаний ритма сердца, посредством условно – вероятностного и авторегрессионного законов распределений предыдущего и последующего значений сигналов пульса и отличающийся возможностью анализа динамики микроструктуры паттернов негомогенности процессов реполяризации и преэкситации миокарда.

3. Реализован алгоритм отбора больных, имеющих нарушения в виде негомогенности процессов реполяризации и преэкситации миокарда, основанный на автоматической классификации синусовой аритмии, нотонопных и гетеротопных нарушений автоматизма, синдрома удлинения интервала QT, отличающийся детерминированной и вероятностной логикой распознавания.

Литература

1. Бокерия, Л. А. Особенности процесса реполяризации миокарда желудочков у больных с синдромом Вольфа-Паркинсона-Уайта / Л. А. Бокерия, И. П. Полякова, А. Ш. Ревешвили // Кардиология. – 2000. – Т. 40, № 12. – С. 72-81.
2. Гнусаев, С. Ф. Эхокардиографические критерии диагностики и классификации малых аномалий сердца у детей / С. Ф. Гнусаев, Ю. М. Белозеров // Ультразвуковая диагностика. – 1997. – № 3. – С. 21-27.
3. Какорина, Е. П. Особенности возрастной структуры смертности населения России / Е. П. Какорина, А. Г. Роговина // Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. – 2001. – № 3. – С. 18-24.
4. Красноперов, П. В. Оценка риска внезапной смерти у больных с наджелудочковыми тахикардиями / П. В. Красноперов, С. М. Яшин, Л. А. Кофаль // Первая Северо-Западная научно-практическая конференция по проблемам внезапной смерти : сб. тр. – СПб., 1996. – С. 73.
5. Лебедь, А. Н. Кардиоинтервалограф / А. Н. Лебедь // Математические методы анализа сердечного ритма : докл. симпозиум, Москва, 26-27 апр. 1966 г. / отв. ред. В. В. Парин, Р. М. Баевский. – М., 1968. – С. 147-155.
6. Макаров, Л. М. Сравнение способов измерения интервала Q-T и их клиническое значение / Л. М. Макаров, С. Н. Чупрова, И. И. Киселева // Кардиология. – 2004. – Т. 44, № 5. – С. 71-73.
7. Маслова О.В. Разработка макро- и микроструктурных моделей преэкситации миокарда и электрической систолы для информационной системы формирования групп риска / О.В. Маслова // Фундаментальные исследования. – 2006. – №1. – С. 30-32.
8. Недоступ, А. В. Анализ структуры сердечного ритма при мерцании предсердий с помощью специализированной ЭВМ / А. В. Недоступ, Э. А. Богданов, Е. И. Михновский // Кардиология. – 1975. – № 1. – С. 64-69.
9. Переточилина, Т. Ф. Аритмогенное значение аномальных хорд сердца / Т. Ф. Переточилина, С. А. Иорданиди, В. Ф. Антюфьев // Доктор Лэндинг. – 1995. – № 3. – С. 23-25.
10. Пятакович Ф.А. Иерархия режимов управления ритмом сердца на основе анализа энтропийной функции. / Ф.А. Пятакович, Т.И. Якунченко // Проблемы ритмов в естествознании. Материалы второго международного симпозиума. 1-3 марта.- Москва.- 2004.-с.341-344.
11. Ревешвили, А. Ш. Особенности электрофизиологической диагностики при синдроме предвозбуждения: Множественные дополнительные предсердно-желудочковые соединения / А. Ш. Ревешвили, К. В. Давтян, Е. З. Лабарткава // Вестник аритмологии. – 2008. – № 51. – С. 61-68.
12. Частота пульса и смертность от сердечно-сосудистых заболеваний у российских мужчин и женщин. Результаты эпидемиологического исследования / С. В. Шальнова, А. Д. Деев, Р. Г. Оганов [и др.] // Кардиология. – 2005. – Т. 45, № 10. – С. 45-50.
13. Шубик, Ю. В. Неинвазивное электрофизиологическое исследование при аномалиях проводящей системы сердца : атлас / Ю. В. Шубик. – СПб : Инкарт, 1999. – 84 с].
14. Якунченко Т.И. Хронобиологические модели управления процессами реполяризации миокарда / Т.И. Якунченко, О.В. Маслова // Хрономедицина-практике: материалы Междунар. науч.-практ. конф. – Белгород, 2003. – С. 100-102.
15. Sensitivity and specificity of QTc dispersion for identification of risk of cardiac death in patients with peripheral vascular disease / D. Darbar [et al.] // Br. Med. J. – 1996. – Vol. 312 (7035). – P. 874-878.

DEVELOPMENT OF THE MODELS OF HETEROGENEITY OF THE PROCESSES OF REPOLARIZATION FOR SCREENING OF THE PATIENTS WITH PROBABLE PREDICTORS OF CARDIAC RHYTHM DISORDERS

**O.V. MASLOVA
F.A. PYATAKOVICH
T.I. YAKUNCHENKO**

*Belgorod National
Research University*

e-mail: piatakovich@mail.ru

In the article are presented the models and algorithms for automatic classification of the processes of inhomogeneity of repolarization. Implemented models and algorithms by means of software-controlled ECG module, which is aggregated with the information system aimed at the selection of patients with possible predictors of fatal cardiac arrhythmias. An algorithm for calculating the coefficient of repolarization inhomogeneity based on the ratio of the current measure of chaos to its maximum value and different indicators normalized entropy was considered.

Keywords: inhomogeneity of repolarization, macrostructural model, microstructural model, normalized entropy.