

QT-ДИСПЕРСИЯ В ОРТОГОНАЛЬНЫХ И ПСЕВДООРТОГОНАЛЬНЫХ СИСТЕМАХ ОТВЕДЕНИЙ

* Институт теоретической и экспериментальной биофизики РАН (Пуцино), ** ГосНИЦентр профилактической медицины МЗ РФ (Москва)

Вопросы генеза, измерения и информативности дисперсии QT-интервала в ортогональных отведениях рассмотрены в терминах биофизических моделей электрической активности сердца. Для группы практически здоровых лиц (221 мужчина и 22 женщины) получены средние значения основных параметров QT-интервала при автоматических и ручных методах измерений в системе Франка.

Ключевые слова: дисперсия QT-интервала, ортогональные системы отведений, моделирование электрической активности сердца, измерение параметров ЭКГ.

Problems of the QT-interval genesis, measurement, and informativity have been considered in terms of biophysical models of the cardiac electric activity. Mean values of the main QT-interval parameters have been obtained for the healthy population (221 males and 22 females) under automatic and manual measurements in the Frank system.

Key words: QT-interval dispersion, orthogonal lead systems, simulation of the cardiac electric activity, measurement of ECG parameters.

Одной из основных причин электрической нестабильности миокарда, приводящей в некоторых случаях к возникновению серьезных нарушений ритма сердца, является негомогенность процессов реполяризации в желудочках. Эта негомогенность определяется, в свою очередь, разной длительностью трансмембранных потенциалов действия (ТМП), генерируемых по мере распространения по сердцу процесса деполяризации во время очередного кардиоцикла.

Для неинвазивной оценки степени разновременности протекания фаз процесса реполяризации в различных областях желудочков (большей, чем электрофизиологическая разновременность, вызываемая конечной скоростью охвата миокарда возбуждением) в настоящее время широко используется такой параметр обработки ЭКГ, как дисперсия QT-интервала (QTD) [1]. За меру пространственной QTD предложено брать разницу между максимальным и минимальным значениями длительности интервала QT по всем отведениям используемой системы отведений: $QTD = QT_{\max} - QT_{\min}$. Обычно, это общепринятая система 12 стандартных отведений, для которой и была предложена подобная оценка [1, 2].

Существует широкий спектр мнений как о самой возможности существования явления QT-дисперсии и границах ее нормы, так и об информативности этого параметра [3, 4, 5, 10]. Теоретическое рассмотрение [6] показало, что длительности QT в разных отведениях, $tQT(I)$, должны быть, строго говоря, равны друг другу за исключением, может быть, некоторых особых случаев. Наблюдаемые же на практике различия в $tQT(I)$ можно объяснить только используемыми алгоритмами определения конца зубца Т, способами проведения изоляции, введением порогов идентификации в связи с принятыми правилами кодирования наличия зубцов или с реальными значениями отношения сигнал/шум, а также ошибками измерения. В то же время, именно измерения длительности QT-интервала с некоторым порогом делают, вероятно, возможным (в силу особенностей генеза конечной части зубца Т) использование тако-

го параметра как QTD в качестве показателя существующей негомогенности длительности ТМП в миокарде желудочков, а, следовательно, и прогностического индекса. Заметим, однако, что количественная связь между существующим распределением ТМП в сердце и наблюдаемым распределением $tQT(I)$ на торсе остается предметом обсуждений и дальнейших научных исследований [4, 5, 6, 7, 8, 9].

Что касается измерений длительности QT-интервала, то определение конца зубца Т на ЭКГ является довольно сложной, неоднозначно трактуемой и потому плохо воспроизводимой по результатам измерений процедурой [11, 12]. Ситуация усугубляется наличием в некоторых отведениях низкоамплитудных плохо распознаваемых зубцов Т и неизбежных в практических измерениях артефактов. Это приводит к вынужденному сокращению числа отведений, участвующих в расчете QTD, и возможному уменьшению ее значения. Предложенную формулу для нормализации QTD по числу используемых отведений N (см. в [3]) нельзя признать адекватной.

Метод определения QT-дисперсии, не требующий нормализации QTD по N и использующий измерение tQT только в трех отведениях, был предложен в [14]. Опираясь по умолчанию на верную в первом приближении идею об информационной полноте ортогональных отведений X, Y, Z по отношению к 12 общепринятым отведениям [13], а также на факт большей распространенности стандартной системы отведений по сравнению с ортогональной, авторы [14] апробировали простой метод расчета QTD по трем «квазиортогональным» отведениям: I, aVF, V_2 .

Несколько измененный «квазиортогональный» набор из стандартных отведений (I, aVF, V_1) был использован в [15] для расчета QTD при построении простого алгоритма для предсказания желудочковых тахикардий.

Для оценки величины QTD в разных исследованиях использовались также и классические ортогональные отведения X, Y, Z по Франку [16, 17, 18]. Учи-

тывая гипотезу о том, что QTД является атрибутом морфологии векторной петли Т [19], подразумевает, что измерения в рамках этих троек отведений должны охватить все пространственные изменения tQT. Идея кажется, на первый взгляд, перспективной, но требует проверки с целью разработки критериев QTД₃ для нормы и порогов для определения риска развития аритмий.

Дело в том, что в работах с использованием для расчета QTД ортогональных и квазиортогональных отведений наблюдается разброс значений, полученных разными авторами. В то же время, при сравнении QTД, рассчитанных по трем и двенадцати отведениям [15, 17, 18], во всех работах отмечается, что QTД₃ оказывается в несколько раз меньше чем QTД₁₂, что, согласно приведенным доводам, не может быть следствием одного только уменьшения числа рассматриваемых отведений. Этот факт не получил своего объяснения. Вопрос о возможности использования QTД₃ для оценки степени негетерогенности процессов реполяризации в желудочках остается открытым и требует рассмотрения в терминах моделей электрической активности сердца и моделей измерения электрокардиосигналов.

Цель данной работы: 1) получить экспериментальные оценки параметров реполяризационной части кардиоцикла, включая QTД, для ортогональной системы отведений по Франку на выборке практически здоровых субъектов при ручных и компьютерных методах измерений; 2) сравнить полученные оценки с аналогичными оценками для 12 общепринятых отведений и рассмотреть модель измерений ЭКС в системе Франка для объяснения наблюдаемых различий величин QTД₃ и QTД₁₂; 3) провести компьютерные эксперименты по исследованию зависимости tQT (X, Y, Z) и QTД₃ от распределения ТМП по длительностям на поверхности эпикарда и эндокарда желудочков с помощью биофизической модели генеза ЭКС при ее разной ориентации относительно осей отведений.

МАТЕРИАЛИ МЕТОДЫ

Экспериментальная оценка параметров QT-интервала реальных кардиосигналов выполнена с помощью пакета компьютерных программ «Уран» для синхронной регистрации и автоматической обработки ЭКГ в 12 стандартных и 3 ортогональных отведениях. Пакет разработан в Институте теоретической и экспериментальной биофизики РАН, адаптирован, в частности, к компьютерному электрокардиографу ИДК - ЭКГ 12-1.1 (фирма «Геолинк») и в такой версии эксплуатируется в Отделе массовых обследований ГосНИЦентра профилактической медицины МЗ РФ.

В качестве материала к данной работе из общей базы данных были отобраны записи X, Y, Z отведений ортогональной системы по Франку у 243 практически здоровых лиц, включая 221 мужчину и 22 женщины (возраст, соответственно, 37±10 и 37±7 лет). Одновременно с ортогональной системой у данной группы регистрировались 12 общепринятых отведений, результаты обработки которых были использованы в работе [6], а в данном исследовании служили материалом для объективного сравнения QTД₃ и QTД₁₂.

Для определения длительности QT-интервала использовались два способа определения конца зубца Т: 1) автоматический способ разметки с предварительным определением обобщенных границ [6] интервалов кардиоцикла по вспомогательной интегральной кривой [20] и последующей идентификацией конца зубца Т с шумовым порогом 20 мкВ относительно изолинии; 2) ручная разметка конца Т при помощи курсоров на экране компьютера по крупномасштабной ЭКГ (КМ ЭКГ). Для КМ ЭКГ использовались масштабы по усилению и скорости развертки, соответственно, 100 мм/мВ и 250 мм/с. Компьютерная обработка записей и определение параметров tQT (X, Y, Z) и QTД₃ велась по методикам, описанным ранее [6].

С целью принятия во внимание позиционных экстракардиальных факторов, рассчитывалось положение электрической оси сердца aQRS по проекциям интегрального вектора QRS [21].

В компьютерных экспериментах с биофизической моделью желудочков использовалась система компьютерного моделирования, основу которой составляет программная реализация модели электрической активности сердца [22]. Параметрами модели, суть которой кратко описана в [6], являются электрофизиологические и анатомо-физиологические характеристики сердца: геометрия желудочков и специализированной проводящей системы, скорости распространения процесса деполяризации по миокарду, ножкам пучка Гиса и волокнам Пуркинью, форма ТМП на эпикарде и эндокарде желудочков, ориентация собственных анатомических осей сердца относительно исходной системы координат и некоторые другие биофизические характеристики миокарда.

Для одного из возможных наборов параметров модели, отвечающих их среднефизиологическим значениям и принятым за условную норму [6], генерировалось и «измерялось» электрическое поле желудочков моделируемого сердца за время одного цикла процессов деполяризации и реполяризации. Измерения проводились в точках, соответствующих положению электродов ортогональной и стандартной систем отведений. Полученное множество модельных ЭКГ обрабатывалось, как и множество реальных ЭКГ, алгоритмами для получения параметров QT-интервала с целью сравнительного анализа модельных и экспериментальных результатов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Табл. 1 и табл. 2 содержат результаты автоматических (с фиксированным значением порога идентификации конца зубца Т, равным 20 мкВ) и ручных (по КМ ЭКГ) измерений средних значений длительности (табл. 1) и скорректированной по RR длительности (табл. 2) QT-интервалов в каждом из трех отведений ортогональной системы Франка для мужчин и для женщин.

Во всех отведениях значения tQT и tQTс, полученные в автоматических измерениях с порогом, оказались меньше, чем в случае ручных измерений по КМ ЭКГ. Это объясняется наличием часто наблюдаемых подпороговых «хвостов» у зубцов Т [6], хорошо заметных во время разметки при большом усилении и низком уров-

Таблица 1.

Распределение $tQT(X, Y, Z) \pm s, \text{мс}$.

Отв.	Автомат. измерения		Ручные измерения	
	М	Ж	М	Ж
X	381 ± 24	389 ± 23	396 ± 25	400 ± 27
Y	381 ± 24	395 ± 22	394 ± 24	402 ± 24
Z	371 ± 23	379 ± 26	394 ± 23	400 ± 23

Таблица 2.

Распределение $tQTc(X, Y, Z) \pm s, \text{мс}^{1/2}$.

Отв.	Автомат. измерения		Ручные измерения	
	М	Ж	М	Ж
X	399 ± 21	413 ± 15	415 ± 21	429 ± 18
Y	398 ± 22	420 ± 20	413 ± 21	430 ± 19
Z	388 ± 22	402 ± 18	413 ± 22	428 ± 17

не шумов. Автоматические измерения обладали, естественно, большей стабильностью и воспроизводимостью чем измерения ручные. Средние значения tQT и $tQTc$ для мужчин оказались меньше, чем для женщин.

В табл. 3 представлены рассчитанные средние величины дисперсии и скорректированной дисперсии QT-интервала по результатам автоматических и ручных измерений длительностей QT-интервалов (раздельно для мужчин и для женщин) для ортогональной системы Франка в сравнении с величинами тех же параметров, полученных для данной выборки здоровых индивидуумов по измерениям tQT в рамках стандартной системы. Сравнимые дисперсии QT-интервала, QTD_3 и QTD_{12} , для каждого индивидуума вычислялась как разница $tQT_{\max} - tQT_{\min}$ среди, соответственно, трех и двенадцати отведений, причем сигналы обеих систем регистрировались раздельно, но практически одновременно. Сигналы всех отведений каждой из систем регистрировались, естественно, строго синхронно.

Как видно из табл. 3 (для каждой из ее строк), не было обнаружено достоверной разницы между величинами QTD для мужчин и женщин. Следует отметить также, что при ручном методе измерения по КМ ЭКГ QTD оказывается меньше, чем при автоматическом измерении. Это связано с тем, что за счет ручного поиска «истинного» окончания зубца Т измеренные QT-интервалы становятся, как правило, длиннее, но их значения предполагаются более кучно [6].

Сравнение средних значений дисперсии и скорректированной дисперсии QT-интервала, рассчитанных по 12 стандартным и 3 ортогональным по Франку отведениям.

Показатели	Автомат. измерения		Ручные измерения	
	М	Ж	М	Ж
$QTD_{12}, \text{мс}$	69 ± 18	68 ± 15	56 ± 17	54 ± 15
$QTD_3, \text{мс}$	24 ± 11	21 ± 7	18 ± 13	16 ± 11
$QTDc_{12}, \text{мс}^{1/2}$	72 ± 19	72 ± 17	59 ± 17	58 ± 17
$QTDc_3, \text{мс}^{1/2}$	22 ± 10	23 ± 8	18 ± 9	17 ± 12

В то же время, можно отметить существенное различие величин QTD , полученных в стандартной и ортогональных системах отведений: QTD_3 оказалась в среднем примерно втрое меньше чем QTD_{12} для обоих методов измерения.

Одним из факторов, способствующих уменьшению значений QTD при ее определении по длительностям QT в отведениях X, Y, Z, может являться потеря части информации, несущественной по мнению ряда авторов [13], при усечении в ЭКГ-сигналах высших мультипольных компонент (за что собственно и боролись разработчики скорректированных ортогональных систем). Электрическая активность миокарда желудочков определяется в таких системах только эквивалентным сердечным диполем, которому соответствуют пространственные векторные петли QRS и T. Но в рамках дипольной гипотезы было показано [6], что при низком уровне шума и, соответственно, низком пороге идентификации конца зубца Т трудно ожидать большого разброса измеренных значений tQT от отведения к отведению для векторных петель с конечным радиусом кривизны.

Для более глубокого понимания механизма возможного возникновения и стабильности больших различий между QTD_3 и QTD_{12} была рассмотрена модель измерения сигналов в ортогональной системе Франка (рис. 1). Потенциалы семи электродов (A, C, E, F, H, J, M), образующих входы многополюсника системы, линейно преобразуются схемой сопротивлений, которая дает на выходах ортогональные сигналы X(t), Y(t), Z(t). В компьютерных электрокардиографах это преобразование - взвешенное суммирование входных сигналов - может быть выполнено программным путем [23] по соответствующим формулам:

$$\begin{aligned} X &= 0,610*(A - J) + 0,170*(C - J); \\ Y &= 0,345*(M - E) - 0,655*(H - F) + 0,345*(E - H); \\ Z &= 0,132*(A - J) + 0,372*(M - E) + \\ &+ 0,365*(M - C) + 0,132*(C - J). \end{aligned}$$

Нами были отдельно рассмотрены три группы сигналов, образующих ортогональные отведения: J, C, A (для X), F, M, H (для Y) и E, J, M, C, A (для Z). Для всех исходных сигналов при их синхронной регистрации, а также для результирующих сигналов X, Y, Z были измерены длительности QT-интервала, $tQT(I)$. Затем, в соответствии с принятым определением QT-дисперсии, были рассчитаны QTD , как $tQT_{\max} - tQT_{\min}$, внутри групп сигналов, образующих X, Y, Z, и внутри всей группы исходных сигналов, а также стандартным образом, т.е.

внутри группы {X, Y, Z}, с которой имеют дело пользователи системы Франка.

Рассмотрим в качестве примера ручные измерения $tQT(I)$ в группе исходных сигналов для одного конкретного пациента (пац. П., муж., 52 года) из общей выборки: $tQT(A, C, E, F, H, J, M) = 431, 420, 401, 378, 309, 364, 364 \text{ мс}$, $tQT(X, Y, Z) = 391, 366, 404 \text{ мс}$. По этим данным легко подсчитать дисперсии QT-интервала для каждой из групп сигналов: $QTD\{J, C, A\} = 67 \text{ мс}$, $QTD\{F, M, H\} = 69 \text{ мс}$, $QTD\{E, J, M, C, A\} = 56 \text{ мс}$, $QTD\{A, C, E, F, H, J, M\} = 122 \text{ мс}$, в то время как $QTD\{X, Y, Z\} = 38 \text{ мс}$. Для сравнения укажем также QTD , подсчитанную у данного пациента в стандартной системе отведений:

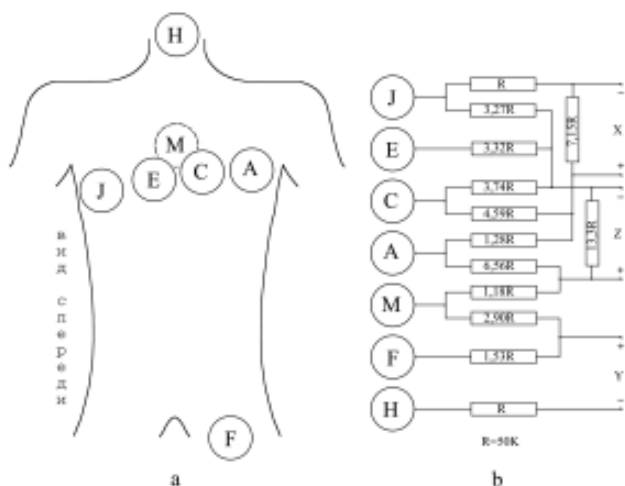


Рис. 1. Схема измерения сигналов в коррелированной ортогональной системе отведений по Франку [13]: а - положение измерительных электродов (А, С, Е, F, H, J, М) на торсе; б - сеть весовых сопротивлений, преобразующая путем взвешенного суммирования потенциалы семи измерительных электродов в три результирующие разности потенциалов X, Y, Z таким образом, что каждый из сигналов X(t), Y(t), Z(t) оказывается пропорциональным только одной из трех дипольных компонент эквивалентного генератора сердца.

$QTD_{12} = 67$ мс. В среднем, у рассмотренной части выборки величина $QTD \{A, C, E, F, H, J, M\}$ была одного порядка с QTD_{12} .

Таким образом, разброс значений длительностей QT-интервала, реально существующих на торсе (конечно, при выбранном способе определения конца зубца Т!) под электродами стандартной системы и под электродами, образующими систему Франка, может быть значительно большим, чем разброс между значениями $tQT \{X, Y, Z\}$, определяющими в конечном итоге QTD_3 по Франку. Кардиолог не видит реальный разброс tQT под семью электродами ортогональной системы, который, возможно (пока эта гипотеза не отвергнута), несет объективную информацию о пространственной негомогенности процессов реполяризации в желудочках, а видит только результат алгебраической взвешенной суммы исходных, часто разнополярных в своей реполяризационной части сигналов. Такая сумма может вносить еще больший, теперь уже «машинный» субъективизм в результаты измерений при пороговом методе определения конца зубца Т.

Сравнительная оценка дисперсий QT-интервала, рассчитанных для ортогональной (X, Y, Z по Франку) и псевдоортогональной (общепринятые I, aVF, V_2) систем отведений, показала, что в среднем, но не обязательно индивидуально, $QTD_3 \{X, Y, Z\}$ несколько меньше, чем $QTD_3 \{I, aVF, V_2\}$. Так, например, расчеты QTD_3 для 221 мужчины при ручных методах измерения с помощью КМ ЭКГ дали следующие результаты: $QTD_3 \{X, Y, Z\} = 18 \pm 9$ мс^{1/2}, $QTD_3 \{I, aVF, V_2\} = 25 \pm 16$ мс^{1/2}.

QTD_3 для псевдоортогональной системы у конкретных пациентов часто оказывается меньше, чем QTD_{12} (но никогда не больше) за счет меньшего количества рассматриваемых отведений (см. в [6] таблицы

распределения по отведениям случаев достижения tQT_{max} и tQT_{min}). Что касается QTD_3 для ортогональной системы Франка, то ее величина чаще оказывалась меньше, чем величина QTD_3 для псевдоортогональной системы (таких случаев в выборке оказалось 101), но могла и превосходить ее (55 случаев), причем абсолютная величина их разности достигала иногда $10 \div 40$ мс. Такая ситуация объясняется «беспристрастностью» описанного выше алгоритма синтеза сигналов X, Y, Z системы Франка по отношению к распределению длительностей интервала QT и полярностей зубца Т под электродами системы (задачей алгоритма является по определению лишь подавление всех мультипольных компонент сигнала, кроме трех дипольных), в результате чего информация об истинном распределении tQT на торсе размывается и рассчитываемое значение QTD_3 приближается к случайной величине.

Не исключено, что увеличение негомогенности реполяризационных процессов в желудочках может повлечь, при прочих равных условиях, и увеличение QTD_3 в системе Франка (эту гипотезу следовало бы проверить, что практически можно сделать только с помощью моделей, см. ниже), но говорить о каких-либо преимуществах этого параметра обработки ЭКГ перед QTD_{12} , тем более, о его перспективах для топической диагностики негомогенностей реполяризации в желудочках, кажется необоснованным.

Если QT-дисперсия связана с негомогенностью процессов реполяризации в желудочках, то, даже с учетом вышеприведенных оговорок, распределение $tQT \{X, Y, Z\}$ должно в какой-то степени зависеть от распределения ТМП по длительностям на поверхности эпикарда и эндокарда, а также, учитывая векторную интерпретацию эквивалентного дипольного генератора, от поворотов желудочков относительно измерительных электродов, например, при ротации сердца относительно собственных анатомических осей. Такую зависимость, если она существует, можно попытаться проследить на упомянутой выше компьютерной модели электрической активности сердца.

Среднефизиологические значения параметров модели, выбранные в качестве исходных данных для компьютерных экспериментов, соответствуют в основном значениям, использованным в работе [6]. Для распределения ТМП по поверхности электрически активного миокарда была принята физически справедливая гипотеза о том, что для здорового сердца это распределение, в первом приближении, может быть представлено двумя формами ТМП - на поверхности эндокарда, ТМП_{endo}, и на поверхности эпикарда, ТМП_{epi}, - причем в норме на эндокарде генерируется более длинный ТМП, чем на эпикарде [22, 24].

На рис. 2 показана полученная на модели исходная ЭКГ (желудочковые комплексы) в трех ортогональных отведениях X, Y, Z, а также соответствующие ВКГ во фронтальной, горизонтальной и левой сагиттальной плоскостях. Исходное соотношение длительностей ТМП_{endo} / ТМП_{epi} составляло 300 мс / 250 мс. Выбранное в модели значение «RR» $\approx 0,7$ с. «Измеренные» для модельных ЭКГ параметры: обобщенная длительность QRS комплекса, $tQRS_g \approx 60$ мс, положение элект-

трической оси сердца, $aQRS = 51^\circ$. Длительности QT-интервала и значения QT-дисперсии, полученные при ручных и автоматических методах измерения для одного из исходных вариантов значений параметров модели, сведены в табл. 4.

Полученные значения длительности tQT соответствуют времени охвата моделируемых желудочков возбуждением и выбранным длительностям генерируемых ТМП. Значения QT_D в модели получаются меньше реальных величин в связи с практическим отсутствием шума в модельных ЭКГ.

В табл. 5 представлены результаты компьютерных экспериментов по исследованию зависимости длительности QT-интервала в отведениях X, Y, Z и величины QT-дисперсии от длительности двух ТМП,

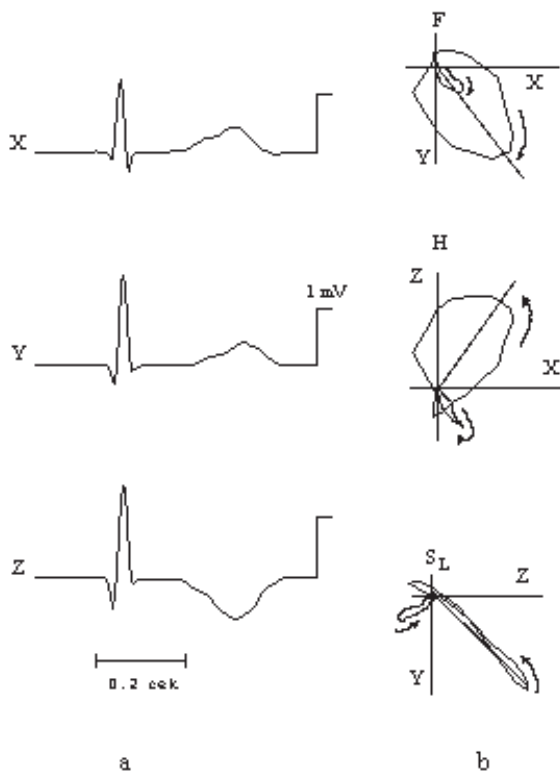


Рис. 2. Модельные ЭКГ в трех ортогональных отведениях X, Y, Z (a) и соответствующие им ВКГ во фронтальной (F), горизонтальной (H) и левой сагиттальной (S_L) плоскостях (b) для одного из исходных наборов параметров модели (описание модели и численные значения ее среднефизиологических параметров см. в [6]).

TAP_{endo} и TAP_{epi} , которые характеризовали электрическую активность элементов модели, расположенных на поверхностях, соответственно, эндокарда и эпикарда. Каждый элемент возбуждался в моменты времени, определяемые последовательностью охвата желудочков процессом деполяризации, и проходил затем последовательные фазы процесса реполяризации, соответствующие одному из двух типов ТМП в зависимости от своей принадлежности к внешней или внутренней поверхности желудочков.

Таблица 4.

Распределение $tQT(X, Y, Z)$ и значения QT_D , полученные для исходных данных модели электрической активности сердца.

Показатели	Автомат. измерения			Ручные измерения		
	X	Y	Z	X	Y	Z
TQT, мс	328	330	338	344	338	342
QT _D , мс	10			6		

Длительности ТМП и варианты их распределения, выбранные несколько утрировано по сравнению с физиологической нормой, можно, однако, трактовать как аналог физиологических экспериментов по изменению температуры перфузата и окружающего раствора для препаратов анатомически изолированного сердца животного. Об этом говорят характерные для таких экспериментов изменения амплитуды и полярности зубца T, наблюдаемые на модельных ЭКГ [24], а определяющий их механизм генеза ST-T интервала в кардицикле связан с динамикой фаз процесса реполяризации в желудочках [25].

Первое, что следует отметить при анализе табл. 5, это ненулевая дисперсия QT-интервала даже в том случае, когда длительности ТМП, генерируемых на эндокарде и эпикарде, были равны (два последних столбца таблицы). Это, как уже отмечалось в [6], может определяться гипотезой о том, что в возникающем на практике распределении $tQT(l)$ определенную роль, наряду с ТМП-распределением, играют и позиционные факторы, включая геометрию миокарда. Изменения длительностей двух ТМП в модели и их распределения вызывают заметные изменения длительностей QT-интервала в отведениях X, Y, Z, которые трудно, однако, связать четкой моделью-гипотезой с наблюдаемыми значениями QT_D, соответствующими моделируемому вариантам TMP_{endo} / TMP_{epi} . В работе [26] (авторы которой, исследуя морфологию ВКГ-петли T в зависимости от трансмуральной разности длительности ТМП в стенках желудочков, использовали другую модель электрической активности сердца) изменение TMP_{endo} / TMP_{epi} вызывало поворот проекций петли T на ВКГ-плоскостях. Такие повороты могут изменять величину проекции конечной части петли T на оси отведений, приводя в некоторых случаях, при малой кривизне этой части петли, к более или менее выраженному уменьшению tQT в отдельных отведениях. Характер соответствующих изменений ве-

Таблица 5.

Изменение значений $tQT(X, Y, Z)$ и QT_D , в зависимости от распределения TAP_{endo} / TAP_{epi} для разных длительностей ТМП в модели желудочков.

Показатели	Моделируемые варианты распределения TAP_{endo} / TAP_{epi} , мс/мс				
	300/250	350/250	250/350	350/350	250/250
tQT _X , мс	328	386	372	380	280
tQT _Y , мс	330	378	388	388	290
tQT _Z , мс	338	388	392	394	296
QT _{D3} , мс	10	10	20	14	16

личины QTD остается, однако, и в рамках такой гипотезы практически случайным.

С целью проверки влияния позиционных факторов на рисунок и параметры реполяризационной части кардиоцикла в ортогональных отведениях, были исследованы изменения величин tQT (X, Y, Z) и QTD₃ при изменении положения модели желудочков за счет вращения сердца вокруг его трех анатомических осей (продольная ось - Z_н, передне-задняя - Y_н, поперечная - X_н).

В табл. 6 представлены изменения параметров QT-интервала при поворотах модели вокруг оси Y_н. Угол α_{γ} , характеризующий анатомическое положение сердца во фронтальной плоскости, отсчитывался против часовой стрелки от вертикальной оси, совпадающей с осью отведения aVF. Исходная позиция желудочков соответствовала углу $\alpha_{\gamma} = 45^{\circ}$. Для каждой анатомической позиции рассчитывалось алгоритмически положение электрической оси сердца α_{QRS} [21]. Угол между интегральным вектором QRS и осью I стандартного отведения отсчитывался по часовой стрелке. В случае совпадения интегрального вектора сердца с его продольной анатомической осью должно выполняться равенство: $\alpha_{QRS} = 90^{\circ} - \alpha_{\gamma}$.

Как можно видеть из табл. 6, сумма значений α_{QRS} и α_{γ} отличалась, как правило, от 90° . Это связано с тем, что даже в пределах нормы нет четкого соответствия между положением электрической и анатомической осей сердца в связи с физиологически нормальными вариациями

топографии системы Гис-Пуркинью [27]. Длительность tQT_Z не зависит от угла поворота α_{γ} , что естественно, так как ось отведения Z перпендикулярна к фронтальной плоскости, в которой в данном случае происходит вращение модели. В общем же случае ротаций сердца, изменение длительности QT-интервала в ортогональных отведениях при их идеальной коррелированности определяется, главным образом, как указывалось выше, изменениями величин проекций начальной части петли QRS и конечной части петли T.

Согласно основной гипотезе дипольной электрокардиографии, именно форма ВКГ-петель заключает в себе основную информацию об электрофизиологическом состоянии сердца, но изменения QTD₃, наблюдаемые в ответ на изменения параметров ТМП-распределения в условиях возможной ротации сердца, носят сложный характер, что не позволяет без дополнительных физиологических и компьютерных экспериментов подтвердить (или опровергнуть) гипотезу об информативности параметра QTD₃.

Существует, однако, и альтернативное «решение» этого вопроса. Учитывая отмеченный субъективизм измерений длительности QT-интервала, искусственный характер получения сигналов коррелированных ортогональных отведений, а также результаты обсуждения по сравнению QTD₃ и QTD₁₂ (см. выше), можно рекомендовать исследователям не «упрощать» алгоритмы оценки QT-дисперсии за счет сокращения количества отведений, а наоборот, стараться увеличивать число рассматриваемых, преимущественно однополюсных, отведений, приближаясь, насколько это возможно, к QT-мэппингу на поверхности торса [9, 28, 29, 30].

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований и правительства Московской области (проект № 01-01-97003).

Таблица 6.

Изменение значений tQT(X, Y, Z), QTD₃ и α_{QRS} при поворотах модели вокруг передне-задней оси Y_н (исходная позиция соответствует $\alpha_{\gamma} = 45^{\circ}$).

	tQT _X , мс	tQT _Y , мс	tQT _Z , мс	QTD ₃ , мс	α_{QRS} , град.
$\alpha_{\gamma} = 0^{\circ}$	392	388	392	4	100
$\alpha_{\gamma} = 45^{\circ}$	372	388	392	20	52
$\alpha_{\gamma} = 90^{\circ}$	386	390	392	6	8

ЛИТЕРАТУРА

- Day C.P., McComb J.M., Campbell R.W.F. - QT dispersion: an indication of arrhythmia risk in patients with long QT intervals - Br. Heart J., 1990, 63, 342-344.
- Higman P.D., Campbell R.W.F. QT dispersion. - Br. Heart J., 1994, 71, 508-510.
- Никитин Ю.П., Кузнецов А.А. Дисперсия интервала QT (обзор). - Кардиология, 1998, 5, 58-63.
- Malik M., Camm A.J. Mystery of QTc interval dispersion - Am. J. Cardiol., 1997, 79, 6, 785-787.
- Lux R.L., Fuller M.S., MacLeod R.S., et al. QT Interval Dispersion: Dispersion of Ventricular Repolarization or Dispersion of QT Interval? - J. Electrocardiol., 1997, 30 (suppl.), 176-180.
- Баум О.В., Попов Л.А., Волошин В.И., Муромцева Г.А. QT-дисперсия: Модели и измерения. - Вестник Аритмологии, 2000, 20, 6-17.
- Coumel P., Maison-Blanche P., Badilini F. Dispersion of ventricular repolarization. Relity? Illusion? Significance? - Circulation, 1998, 97, 2491-2493.
- Antzelevitch C., Shimizu W., Yan G.X., Sicouri S. Cellular Basis for QT Dispersion - J. Electrocardiol., 1998, 31 (suppl.), 168-175.
- Baum O.V., Popov L.A., Voloshin V.I. QT-mapping and QT-dispersion on the standard spherical surface: A model study. - XXVIII International Congress on Electrocardiology. Abstract book. San-Paolo, 2001, p. 155.
- Рыбак О.К., Довгалевский П.Я., Шамьонов М.Р., Фурман Н.В. Значение дисперсии интервалов Q-T в оценке электрической нестабильности миокарда у клинически здоровых лиц. - Вестник Аритмологии, 1998, 10, с. 21-25
- Murray A., McLaughlin N.B., Burke J.P. et al. Errors in manual measurement of QT intervals. - Br. Heart J. 1994, 71, 386-390.
- Kautzner J., Gang Y., Camm J., Malik M. Short- and long-term reproducibility of QT, QTc and QT dispersion measurement in healthy subjects. - PACE, 1994, 17, 928-937.
- Титомир Л.И., Руткай-Недецкий И. Анализ ортогональной электрокардиограммы. М.: Наука, 1990.
- Glancy J.M., Garratt C.J., Woods K.L., De Bono D.P. Three-lead measurement of QTc dispersion. - J. Cardiovasc. Electrophysiol., 1995, 6, 987-992.
- Cohen T.J., Goldner B., Merkatz K. et al. A simple elec-

- trocardiographic algorithm for detecting ventricular tachycardia. - *Pacing Clin Electrophysiol*, 1997, 20, 2412-2418.
16. Manolis A.G., Katsivas A., Koutsogeorgis D. et al. Congestive heart failure and VVI pacing mode: dynamic behaviour of the dispersion of ventricular repolarization. - *Pacing Clin Electrophysiol*, 1996, 19, 1890-1893.
17. Macfarlane P.W., McLaughlin S.C., Rodger J.C. Influence of lead selection and population on automated measurement of QT dispersion. - *Circulation*, 1998, 98, 2160-2167.
18. Burri H., Zimmermann M., Bloch A. Orthogonal leads for the measurement of QT dispersion: a comparison with conventional leads. - *Int J Cardiol*, 2000, 75, 245-248.
19. Kors J.A., van Herpen G., van Bemmel J.H. QT dispersion as an attribute of T-loop morphology. - *Circulation*, 1999, 99, 1458-1463.
20. Baum O.V., Voloshin V.I., Popov L.A., Prilutskaya S.K. Measurement and automatic classification of electrocardiograms according to the Minnesota and Washington codes. - *Measurement Techniques*, 1994, 37, 11, 1313-1319.
21. Baum O.V., Voloshin V.I., Kochetkova O.D. et al. Determination of the Electrical Axis of the Heart in EKG Automatic Processing Systems. - *Measurement Techniques*, 1994, 37, 4, 461-465.
22. Баум О.В. Моделирование электрической активности сердца. - *Биофизика сложных систем и радиационных нарушений* (под ред. Г.М. Франка), М.: Наука, 1977, 119-129.
23. Weaver C.S., von Der Groeben J., Toole J.G., Fitzgerald J.W. Цифровая фильтрация и обработка электрокардиограмм. - *Биоэлектрическое управление. Человек и автоматические системы* (под ред. В.А. Трапезникова). М.: Наука, 1970, 346-379.
24. Baum O.V. Thermal regimes of heart, myocardium repolarisation and ST-T genesis. A model study. - *Electrocardiology '97* (L. Bacharova and P.W. Macfarlane Eds.). Singapore etc.: World Scientific, 1998, 75-80.
25. Baum O.V. Peculiarities of Propagation of Repolarization Phases in Myocardium and ST-T Interval Genesis: A Model Study. - *Electrocardiology '83* (I. Ruttkay-Nedecky and P. Macfarlane Eds.). Amsterdam etc.: Excerpta Medica, 1984, 88-93.
26. Szathmary V., Ruttkay-Nedecky I. Model study of effects of different repolarization patterns in the left and right ventricles on the resultant cardiac vectors. - *Electrocardiology '2000* (L. De Ambroggi Ed.). Roma: Casa Editrice Scientifica Internazionale, 2001, 97-101.
27. Баум О.В., Попов Л.А., Волошин В.И., Кочеткова О.Д. Исследование на компьютерных моделях влияния анатомической ориентации сердца на результаты измерения его электрической оси. - *Измерительная техника*, 2001. №6, 71-75.
28. De Ambroggi L., Bertoni T., Locati E. et al. Mapping of body surface potentials in patients with the idiopathic long QT syndrome. - *Circulation*, 1986, 74, 1334-1345.
29. Tysler M., Turzova M., Filipova S. Spatial distribution of QT intervals in body surface potential maps from limited leads. - *Electrocardiology '2000* (L. De Ambroggi Ed.). Roma: Casa Editrice Scientifica Internazionale, 2001, 149-154.
30. Tobias N., Pastore C.A., Wajngarten M. et al. Body surface mapping in QT dispersion analysis of patients suffering from chronic heart failure. - *Electrocardiology '2000* (L. De Ambroggi Ed.). Roma: Casa Editrice Scientifica Internazionale, 2001, 155-157.

QT-ДИСПЕРСИЯ В ОРТОГОНАЛЬНЫХ И ПСЕВДООРТОГОНАЛЬНЫХ СИСТЕМАХ ОТВЕДЕНИЙ

О.В.Баум, Л.А.Попов, В.И.Волошин, Г.А.Муромцева

Рассмотрены вопросы генеза QT-дисперсии (QTD) в ортогональных системах отведений. Основные цели работы: 1) получение экспериментальных оценок реполяризационных параметров кардиоцикла, включая QT_D, в X, Y, Z отведениях по Франку для здоровых субъектов в условиях автоматических и ручных методов определения конца зубца T на фоне аналогичных измерений в стандартной (12 отведений) и псевдоортогональной (I, aVF, V₂) системах отведений; 2) компьютерное моделирование генеза ST-T интервала в ортогональных системах отведений и «измерения» длительностей QT-интервала, tQT(X, Y, Z). Измерения и анализ реальных ЭКГ были выполнены с помощью компьютерной системы для синхронной регистрации, распознавания и интерпретации ЭКГ сигналов в системах 12 общепринятых и 3 ортогональных отведений. Автоматические и ручные (с помощью крупномасштабной ЭКГ) измерения были выполнены для 243 здоровых субъектов с нормальной ЭКГ, включая 221 мужчину (М) и 22 женщины (Ж); возраст, соответственно, 37 ± 10 и 37 ± 7 лет. Компьютерные эксперименты проводились на системе моделирования прямых и обратных задач электрокардиологии в терминах биофизических моделей. Для реальной ортогональной ЭКГ в норме получены следующие значения параметров QT-интервала: tQT(X, Y, Z)_М = 381 ± 24, 380 ± 24, 371 ± 23 мс (авт.) и 396 ± 27, 394 ± 25, 394 ± 23 (руч.); tQT(X, Y, Z)_Ж = 389 ± 23, 395 ± 22, 379 ± 26 мс (авт.) и 403 ± 26, 402 ± 24, 401 ± 26 мс (руч.); QTD(М, Ж) = 17 ± 9, 22 ± 12 мс^{1/2} (авт.) и 18 ± 13, 16 ± 11 мс^{1/2} (руч.). Получены также RR-корректированные значения этих параметров. Значения QTD для ортогональных и псевдоортогональных отведений оказались близки друг другу в среднем, но не индивидуально. Для выяснения причин существенного различия значений QTD для ортогональных и стандартных отведений рассмотрены tQT и QTD для групп отведений, порождающих 3 ортогональные отведения: J, C, A (для X), F, M, H (для Y), E, J, M, C, A (для Z). QTD по всем семи исходным сигналам, QTD{F, J, E, C, A, M, H}, была, как правило, больше, чем QTD{X, Y, Z}. Эту разницу можно объяснить пороговыми эффектами и алгебраической взвешенной суммой исходных сигналов. В компьютерных экспериментах исследованы изменения tQT(X, Y, Z) и QTD для разных (допустимых и гипотетических) вариантов распределений длительностей трансмембранного потенциала действия (ТМП) на эпикарде и эндокарде при поворотах сердца вокруг его анатомических осей. Принимая во внимание субъективность измерений длительности QT-интервала, QT-дисперсия, определенная на множестве однополюсных отведений, представляется более информативной, чем QTD для усеченной группы «сконструированных» отведений.

QT-DISPERSION IN ORTHOGONAL AND PSEUDO-ORTHOGONAL LEAD SYSTEMS

O.V.Baum, L.A.Popov, V.I.Voloshin, G.A.Muromtseva

QT-dispersion (QTD) genesis problems in the orthogonal lead system by Frank have been considered. The main objectives of the present study are: (i) experimental evaluation of the cardiocycle repolarization parameters, including QTD in X, Y, Z leads, for healthy persons measured by means of manual and automatic methods determining the T-wave end compared to similar measurements in the standard (12 leads) and pseudo-orthogonal (I, aVF, V₂) lead systems; (ii) computer simulation of the ST-T interval genesis in orthogonal lead systems and the «measurements» of the QT interval durations, tQT(X, Y, Z). Measurements and analysis of the real ECGs have been performed with the help of a computer system for synchronous recording, signal parameters pattern recognition, and interpretation of ECG signals in the 12 conventional and 3 orthogonal lead systems. Computerized and manual (with the help of the large-scale ECG performance) measurements have been obtained from 243 healthy persons with the normal ECG. Computer experiments have been carried out with the aid of a system for computer simulating the direct and inverse problems of electrocardiology in terms of biophysical models of the cardiac electrical activity. For the real orthogonal ECGs in norm the following values of the QT-interval parameters have been obtained for male (M) and female (F) groups (221 and 20 persons, accordingly): tQT(X, Y, Z)_M = 381±24, 380±24, 371±23 ms (automat) and 396±27, 394±25, 394±23 ms (manual); tQT(X, Y, Z)_F = 389±23, 395±22, 379±26 ms (automat) and 403±26, 402±24, 401±26 ms (manual); QTD(M, F) = 21±11, 21±7 ms^{1/2} (automat) and 18±13, 16±11 ms^{1/2} (manual). RR-corrected values of the parameters have been also obtained. QTD values in the orthogonal and pseudo-orthogonal lead systems have appeared to be rather close on the average but not individually. In order to reveal the causes of the significant difference between QTD values in the orthogonal and standard lead systems we have considered tQT and QTD for lead groups forming 3 orthogonal leads: J, C, A (for X), F, M, H (for Y), and E, J, M, C, A (for Z). QTD over all the initial leads, QTD {F, J, E, C, A, M, H}, as well as QTD for the three groups of leads forming the electrocardiosignals in X, Y, Z leads, are more, as a rule, than QTD over the resulting orthogonal leads, QTD {X, Y, Z}. This difference is accounted for by the threshold effects and algebraic composition of the initial signals. In our computer experiments we have examined as well tQT(X, Y, Z) and QTD alterations for various, warrantable and hypothetical, distributions of the transmembrane action potential (TAP) duration along the epicardium and endocardium surfaces of the model under heart rotations around the cardiac anatomical axes. Taking into account some subjectivity of the QT-duration measurement, QT-dispersion over a set of single-pole leads should be more informative than QTD over the leads designed by weighting some groups of the initial leads.