

Capítulo 3

INFLUENCIA DE LA FRECUENCIA CARDÍACA EN LOS INTERVALOS DE ACTIVIDAD VENTRICULAR

3.1 Introducción

La prolongación del intervalo QT y el incremento en la variación de su duración en el ECG de 12 derivaciones, definida como dispersión (QTd), son índices de inestabilidad eléctrica y están considerados como factores de riesgo de arritmias ventriculares malignas [Schwartz y Wolf 1978, Peters et al. 1990, Day et al. 1990, Oikarinen et al. 1998]. Por ello, es importante conocer otros posibles factores que alteran la duración del intervalo QT y de otros intervalos de actividad ventricular para determinar si conviene establecer un procedimiento de corrección para definir valores normales. Aunque varios factores tales como trastornos en electrolitos, fármacos y el tono autonómico influyen en el intervalo QT [Funck-Brentano y Jaillon 1993, Browne et al. 1982, Schwartz y Malliani 1975], la frecuencia cardíaca (f_c) es el principal factor que altera su duración [Ahnve 1985, Seed et al. 1987, Davey y Bateman 1999]. Para describir esta relación y corregir el intervalo QT, se han propuesto varias fórmulas basadas en el ECG de 12 derivaciones en reposo o en la prueba de ejercicio, con la característica de que correlacionan la duración del intervalo QT con el intervalo RR precedente.

La adaptación del tiempo de repolarización a un cambio abrupto en la f_c no es instantánea, ya que se han observado dos clases de respuesta del intervalo QT a un cambio súbito y sostenido en el período cardíaco: una adaptación rápida, que revela la dependencia del intervalo QT de la duración del ciclo cardíaco previo, y una adaptación más lenta, de 2 a 3 minutos de duración, que evidencia claramente un

mecanismo de memoria en el intervalo QT [Franz et al. 1988]. Debido a este mecanismo de memoria, ninguna de las fórmulas propuestas hasta ahora para ajustar el intervalo QT con la f_c proporciona una corrección completa de todas las influencias involucradas, pues dichas fórmulas sólo consideran el efecto de la duración del ciclo cardíaco precedente (influencias estáticas). Una manera de resolver este problema es utilizar estimulación auricular a una longitud de ciclo constante hasta que el intervalo QT alcance su estado estacionario [Cappato et al. 1991], pero debido a que es un procedimiento invasivo no es apropiado para el estudio de grandes poblaciones y tiene cierto riesgo. Por lo tanto, cualquier corrección del intervalo QT podría no ser válida en periodos donde la f_c no es constante por lo menos durante 3 minutos [Franz et al. 1988].

Entre las principales fórmulas para la corrección del intervalo QT basadas en el ECG en reposo se tienen: (1) la de Bazett (1920) que es la más utilizada, obtenida de 39 varones normales (ec.1) y (2) la ecuación de la raíz cúbica propuesta por Fridericia (1920), basada en 50 sujetos normales (ec.2). En las dos ecuaciones se realiza una corrección no-lineal y el intervalo QT corregido (QT_c) está dado respectivamente por:

$$QT_c = \frac{QT}{RR^{1/2}} \quad (1)$$

$$QT_c = \frac{QT}{RR^{1/3}} \quad (2)$$

En 1983, Hodges et al. propusieron una corrección lineal y demostraron que la fórmula de Bazett subcorrige el intervalo QT en frecuencias cardíacas menores de 60 latidos por minuto y sobrecorrige en frecuencias mayores de 60 latidos por minuto. La fórmula de Hodges es:

$$QT_c = QT + 1.75(f_c - 60) \quad (3)$$

En otro estudio, Puddu et al. (1988) comparó 10 fórmulas de corrección del intervalo QT en 881 varones (rango de intervalos RR de 420 ms a 1280 ms), y concluyó que la ecuación de la raíz cúbica de Fridericia es la que mejor describe la relación QT/RR. También confirmó los resultados de Hodges et al. (1983), en

cuanto a las deficiencias de la fórmula de Bazett en la corrección del intervalo QT en altas y bajas frecuencias.

Otra forma de estudiar la relación entre los intervalos QT y RR en un rango más amplio de intervalos RR es mediante pruebas de ejercicio, ya que el aumento de la f_c es uno de los cambios circulatorios más importantes y constantes en relación con el desarrollo de ejercicio. Este aumento de la f_c es lineal a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo y está determinado por factores nerviosos de regulación y catecolaminas circulantes que actúan sobre el nodo sinusal [Férez y Shapiro 1996].

Los problemas relacionados con la corrección del intervalo QT en descanso se incrementan durante ejercicio, ya que se mezclan los cambios debidos a la f_c y el aumento de las respuestas de las variables autonómicas y neurohumorales al esfuerzo cardiovascular, lo que afecta la manera de acortamiento del intervalo QT exhibiendo un comportamiento no lineal [Rickards y Norman 1981, Sarma et al. 1984, 1987, Coughlan et al. 1992]. En un estudio reciente en sujetos con marcapasos de demanda bicamerales (DDD), Davey y Bateman (1999) observaron que los cambios en los niveles de catecolaminas circulantes no estuvieron estrechamente relacionados a cambios en el intervalo QT en ejercicio, ya que dos terceras partes del acortamiento del intervalo QT inducido por el ejercicio son debidos a un incremento de f_c y una tercera parte a otros efectos. La ec. 4 muestra la fórmula exponencial de tres parámetros propuesta por Sarma et al. (1984, 1987) para describir la relación QT/RR durante ejercicio, con excepción de la etapa de recuperación, en donde se presenta un fenómeno de histéresis.

$$QT = A - Be^{-kRR} \quad (4)$$

Evidentemente, una ecuación de tres parámetros para describir la relación QT/RR en ejercicio es superior a la de un parámetro como han demostrado Funck-Brentano y Jaillon (1993). Sin embargo, es necesario tener varios pares QT-RR en un amplio rango de intervalos RR y ésto requiere variar la f_c , lo que limita la utilidad de estas fórmulas en la práctica clínica. Además de su simplicidad, la ventaja de las ecuaciones de un parámetro (ecs. 1,2,3) para la corrección del intervalo QT con respecto a f_c , es que proporcionan el valor del intervalo QT si se hubiera medido a una f_c de 60 latidos por minuto. De lo anterior se deduce que la dependencia entre la

duración del intervalo QT y la f_c ha sido bien establecida con varias fórmulas y es considerada como una propiedad intrínseca del miocardio ventricular [Ahnve y Vallin 1982]. Los cambios en el tono autonómico podrían influir en el intervalo QT indirectamente, modulando la f_c basal y directamente afectando la cinética de la depolarización y repolarización de las células del miocardio a través de mecanismos nerviosos de regulación y catecolaminas circulantes. Cappato et al. (1991), mostraron que el tono vagal incrementa la dependencia intrínseca del intervalo QT al aumentar la longitud de ciclo, mientras que el tono simpático no interfiere significativamente.

Otros intervalos de actividad ventricular que pueden ser útiles como predictores de riesgo de arritmias ventriculares malignas se muestran en la fig. 3.1. Respecto a la influencia de la f_c en estos intervalos en sujetos normales y pacientes, se ha encontrado que, en reposo, los intervalos QTp, JT y JTp dependen de f_c , mientras que Tpe es independiente de f_c [Merri et al. 1989, Savelieva et al. 2000]. En ejercicio, los intervalos QTp y JTp dependen de f_c , mientras que Tpe muestra una relación con f_c que es baja pero estadísticamente significativa [Lax et al. 1994, Davey 1999]; sobre los intervalos JT y QRS no se conocen estudios publicados.

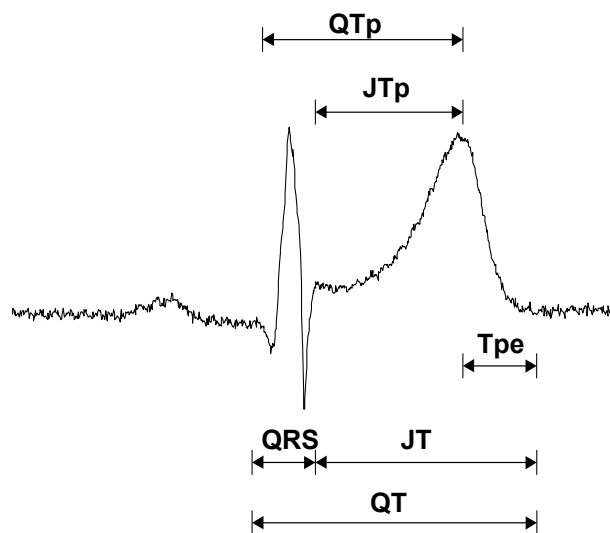


Fig. 3.1 Intervalos de actividad ventricular.

Sobre la dispersión de la repolarización QTd existe una controversia respecto a la necesidad de efectuar una corrección similar a la del intervalo QT [Malik y Camm 1997]. Estudios experimentales en perros han mostrado que la QTd puede aumentar a bajas frecuencias y disminuir a altas frecuencias, con longitudes de ciclo

(CL) entre 700 ms y 300 ms respectivamente [Han y Moe 1964, Han et al. 1966, Kuo et al. 1983]. Sin embargo, este comportamiento no ha sido observado en estudios recientes. Zabel et al. (1997a) encontraron que en corazones de conejo aislados, la QTd no cambia significativamente con estimulación inducida de CL entre 300 ms y 1200 ms.

Esta independencia de la QTd y f_c se ha comprobado, tanto en reposo como en ejercicio, en varios intervalos de repolarización ventricular. En reposo, en sujetos normales con la dispersión del intervalo JTp (JTpd) [Merri et al. 1989] y la dispersión del intervalo Tpe (Tped) [Savelieva et al. 2000], y en pacientes isquémicos con la dispersión del intervalo JT (JTd) [Zareba et al. 1994]. En pruebas de ejercicio, en sujetos sanos con la dispersión del intervalo QTp (QTpd) [Hodges et al. 1995] y JTpd [Lax et al. 1994], y en pacientes con QTd [Zabel et al. 1997b]. Por lo que respecta a la dinámica de la dispersión de los intervalos JT, Tpe y QRS en ejercicio, no se conocen estudios publicados.

Uno de los métodos para analizar la relación de la duración de los intervalos de actividad ventricular y sus dispersiones con la f_c es mediante la prueba de ejercicio. Sin embargo, en estas condiciones es difícil medir el final de la onda T (Te), debido a la presencia de electromiograma, interferencia eléctrica y derivas de la línea de base causadas por la respiración y el movimiento. Además, durante ejercicio intenso existe una fusión entre Te y el inicio de la siguiente onda P, que impide detectar exactamente Te [Lax et al. 1994, Hodges et al. 1995, Kligfield et al. 1996].

Los objetivos de este capítulo son: estimar Te durante ejercicio intenso y analizar la influencia de la f_c durante ejercicio en la duración y dispersión de seis intervalos de actividad ventricular (QT, QTp, JT, JTp, Tpf y QRS) en sujetos sanos.

3.2 Métodos

3.2.1 Sujetos y adquisición de señales

El grupo de estudio fueron 12 sujetos sanos cuya edad media era 29 años (SD 9, rango 18 – 47). Las pruebas de ejercicio se realizaron en una banda sin fin (Technogym Run Race HC1200), que tiene programados varios protocolos médicos y permite monitorizar la f_c por medio de un pulsómetro inalámbrico. La banda sin fin

fue programada conforme al Protocolo de Bruce [Bruce et al. 1973], que consta de 7 etapas con incrementos en elevación y velocidad cada 3 minutos. Como medida de protección, los sujetos utilizaron un pulsómetro de tal manera que, cuando se alcanzaba la máxima f_c teórica recomendable ($220 - \text{edad}$) o se experimentaba fatiga, se suspendía la prueba.

Para adquirir el ECG se utilizó la modificación del registro del ECG de 12 derivaciones para ejercicio propuesta por Mason y Likar (1966), que consiste en mover los electrodos de extremidades al tórax como se muestra en la fig. 3.2. Por recomendaciones de la sociedad americana ACC (American College of Cardiology) en su informe sobre electrocardiografía óptima [Sheffield et al. 1978], el electrodo de tierra de la pierna derecha se coloca en la región de la fosa iliaca derecha. Para obtener cada una de las 12 derivaciones se utilizaron circuitos mezcladores basados en el amplificador operacional OPA2111 de bajo ruido [Rueda 1997]. Tres circuitos proporcionan los terminales centrales de Goldberger (CTg) y un circuito el terminal central de Wilson (CTw), estos terminales son referencias para obtener las derivaciones aumentadas y precordiales respectivamente, como se muestra en el apéndice 1.

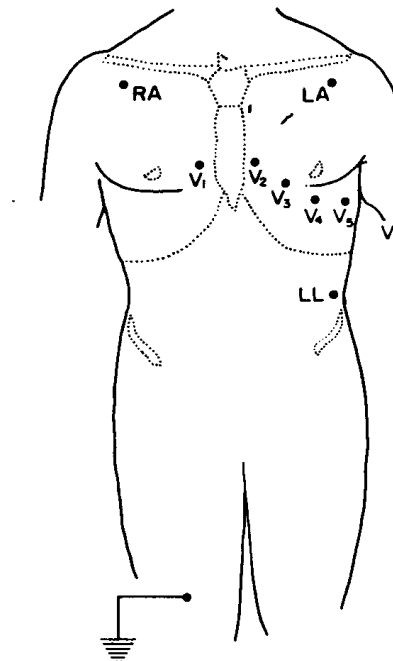


Fig. 3.2 Posiciones modificadas de electrodos de extremidades del ECG de 12 derivaciones para ejercicio propuestas por Mason y Likar (1966).

Las 12 derivaciones simultáneas fueron amplificadas (ganancia programable de 500 a 2500, ancho de banda 0,025 – 500 Hz) por un sistema de adquisición para electrocardiografía de alta resolución (HRECG) de 16 canales [Ramos 1997]. Se utilizaron las ocho derivaciones siguientes: II, aVF, aVL, V2 – V6. La adquisición se realizó mediante una tarjeta comercial para PC (Data Translation DT21EZ) de 12 bits y el programa Asyst con una frecuencia de muestreo de 1 kHz y una duración del registro de 30 minutos. Para medir los intervalos se utilizaron los algoritmos de detección de los puntos de interés del complejo QRS y la onda T basados en la transformada wavelet (WT) descritos en el capítulo 2.

3.2.2 Estimación del final de la onda T

Para estimar T_e cuando se presenta la fusión con la onda P (f_c mayores de 150 latidos/minuto), se propone el método de estimación siguiente. Se detectan dos puntos en el par de módulos máximos (Pmm) de la WT de la onda T que corresponden al cruce por cero entre el Pmm (T_p) y el valor pico del máximo positivo (T_m). Estos puntos corresponden a la parte inicial y media del intervalo de la segunda mitad de la onda T respectivamente, y serán utilizados para calcular la estimación T_e . Análogamente los puntos T_i y T_n corresponden a los mismos puntos del intervalo de la primera mitad de la onda T, como se muestra en la fig. 3.3.

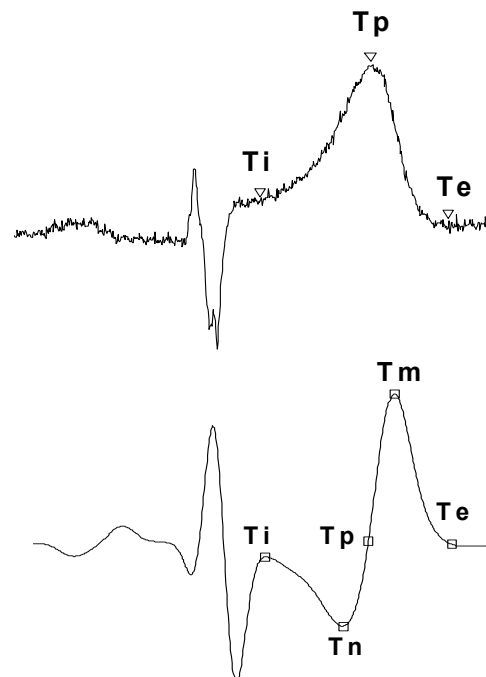


Fig. 3.3 ECG y puntos característicos de la WT de la onda T en reposo en derivación V3.

Uno de los cambios más importantes que ocurren durante el ejercicio es el aumento de la f_c , ya que ésta es proporcional a la intensidad del esfuerzo. Durante ejercicio intenso, la onda T se mezcla con la onda P; en estas circunstancias T_e se estima habitualmente extrapolando la pendiente de bajada de la onda T, o utilizando el punto de inflexión (nadir) entre las dos ondas, pero en ambos métodos hay un error por defecto [Kautzner y Malik 1997]. En el método propuesto, la división de la onda T en cuatro partes por la WT permite utilizar puntos intermedios bien definidos (T_n y T_m) que proporcionan información de las pendientes de subida y bajada de la onda T.

La estimación de T_e en ejercicio intenso (T_{ei}) está basada en la pendiente de bajada de la onda T y, debido a que es la parte inicial del intervalo T_{pe} , tiene una dependencia baja con f_c [Davey 1999] y es más robusta a ruido y artefactos que la basada en la pendiente de subida de la onda T propuesta anteriormente [Alvarado et al. 2000]. La estimación propuesta para T_{ei} es:

$$T_{ei} = T_m + F_t \times (T_m - T_p) \quad (5)$$

donde F_t es un valor experimental que define un porcentaje del intervalo $T_m - T_p$. En esta estimación sólo se consideran dos clases de ondas T, normal e invertida, que son las más habituales.

3.2.3 Procesamiento y análisis de datos

Para cada sujeto y para cada derivación se midieron los siguientes intervalos: QT, QT_p , JT, JT_p , T_{pe} y QRS, durante las cuatro primeras etapas del protocolo de Bruce. Para detectar T_e cuando se presenta la fusión con la onda P durante ejercicio intenso (f_c mayores de 150 latidos/minuto), se utilizó el método de estimación de T_e propuesto. La relación entre las duraciones del intervalo QT y f_c y el intervalo RR se estudió mediante un análisis de regresión lineal por el método de mínimos cuadrados, utilizando la derivación V3 en un sujeto sano. Para el análisis de las dispersiones del intervalo QT, las mediciones se efectuaron en 11 latidos de referencia posteriores a los latidos correspondientes a las f_c de 80 a 180 latidos por minuto en pasos de 10. Los latidos de referencia con baja amplitud de la onda T y afectados por artefactos fueron descartados.

La dispersión se midió para cada sujeto como la diferencia entre el máximo y mínimo intervalo de las ocho derivaciones. Los datos de dispersión globales para cada intervalo se han expresado como medias y la relación lineal entre los intervalos y f_c y el intervalo RR se ha evaluado con el coeficiente de correlación de Pearson (r).

3.3 Resultados

3.3.1 Método de estimación del final de la onda T

El método de estimación de T_e ha sido aplicado en registros de pruebas de ejercicio con el protocolo de Bruce en sujetos sanos. Para cada sujeto, en la derivación V3 se ha evaluado F_t promedio para $T_{ei} = T_e$, en 10 latidos de la parte final de la etapa 2 del protocolo de Bruce, en donde no se presenta la fusión de las ondas T y P. En el grupo de sujetos estudiado se ha obtenido un valor promedio total de $F_t = 1,2 \pm 0,3$ en $f_c = 116 \pm 16$ Hz.

En la fig. 3 se muestran dos registros de ECG (parte superior) y su correspondiente WT (parte inferior) de un sujeto durante la etapa 4 en ejercicio intenso, con los resultados del método de estimación dados por T_{ei} .

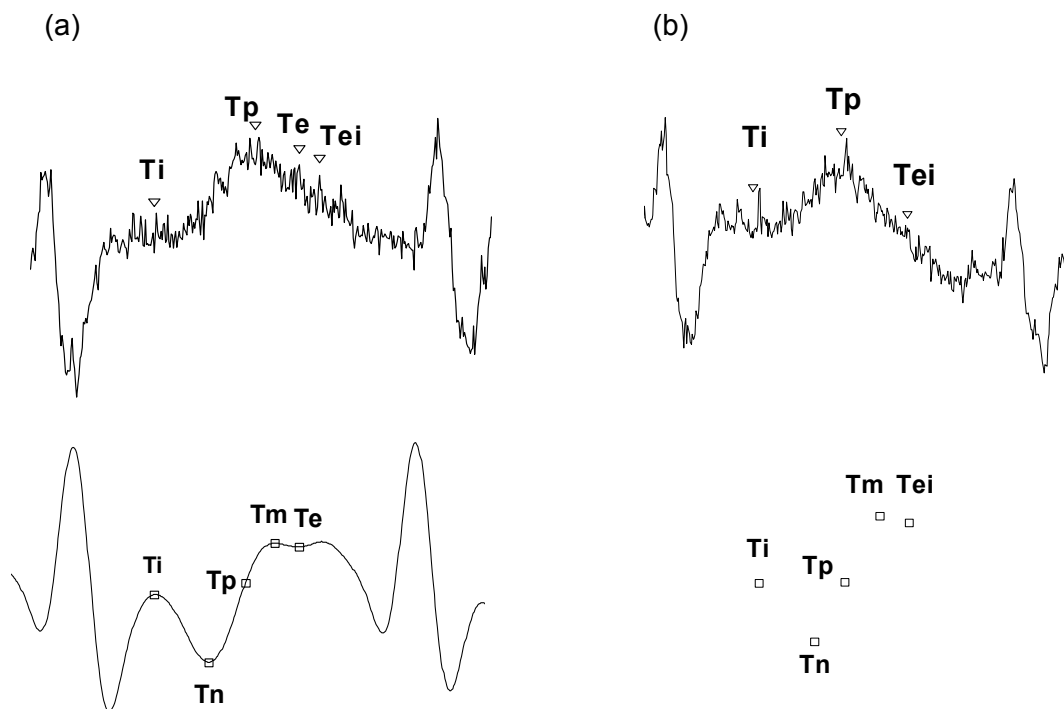


Fig. 3.4 ECG y puntos característicos de la WT de la onda T y estimaciones T_{ei} durante la etapa 4 del protocolo de Bruce, a) y b) representan dos mezclas diferentes de T y P.

En esta etapa la f_c oscila entre 150 y 180 latidos por minuto aproximadamente y se observan dos mezclas diferentes de la parte final de la onda T con la onda P. Para detectar T_e cuando las ondas se fusionan, el algoritmo de detección de T_e utiliza el criterio de la mínima derivada para encontrar el nadir entre las dos ondas, que se considera como la frontera de la onda. En la fig. 3.4 (a) el nadir está bien definido en la WT y T_{ei} mejora la estimación de T_e . En la fig. 3.4 (b) el nadir no está bien definido debido a una deriva de la línea de base, por lo que, de acuerdo con la estimación propuesta se obtiene T_{ei} . En ambas situaciones, el método propuesto permite eliminar el error en la estimación de T_e .

3.3.2 Duraciones de los intervalos de actividad ventricular

La relación de la duración de los intervalos de actividad ventricular con la f_c y el intervalo RR, se ha analizado en dos rangos de f_c : el bajo hasta 100 lat/min que equivale al rango de f_c en reposo, y el alto desde 100 lat/min hasta una f_c máxima de 185 lat/min. La relación de los intervalos QT, JT, QTp y JTp con f_c se muestra en las figs. 3.5 y 3.6. En la tabla 3.1, se muestran los resultados obtenidos con el análisis de regresión lineal de la relación de los intervalos QT, JT, QTp y JTp con f_c y el intervalo RR en los dos rangos de frecuencia analizados.

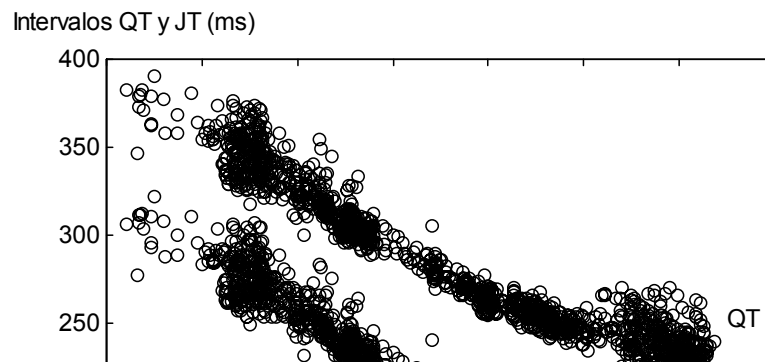


Fig. 3.5 Relación de los intervalos QT y JT con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

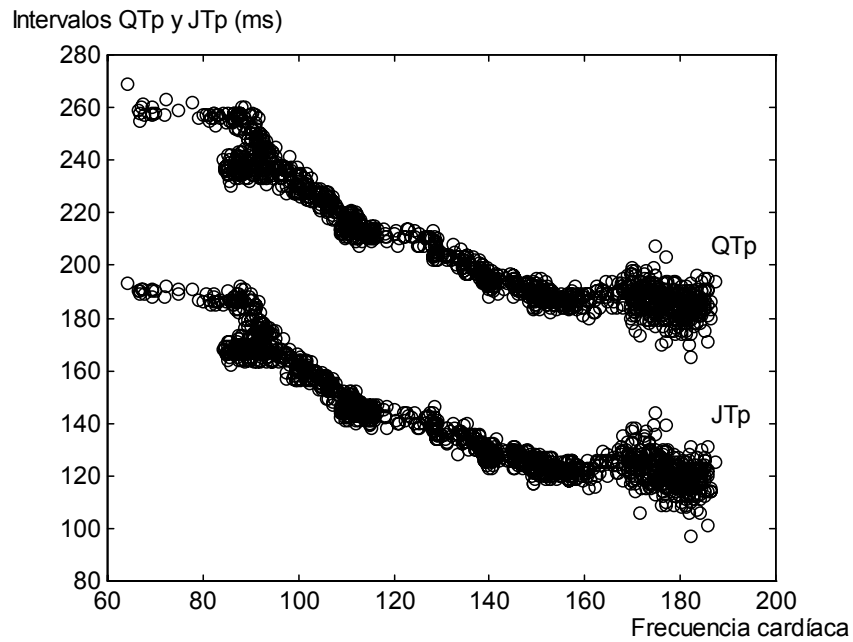


Fig. 3.6 Relación de los intervalos QTp y JTp con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

Intervalo	$f_c < 100$ lat/min				$f_c > 100$ lat/min			
	f_c		RR		f_c		RR	
	m	r	m	R	m	r	m	r
QT	-1,21	-0,52	0,14	0,52	-1,06	-0,94	0,34	0,96
JT	-1,21	-0,53	0,14	0,53	-1	-0,94	0,32	0,96
QTp	-0,84	-0,58	0,09	0,57	-0,49	-0,91	0,16	0,95
JTp	-0,84	-0,58	0,09	0,57	-0,42	-0,9	0,14	0,93

Tabla 3.1 Relación de intervalos QT, JT, QTp y JTp con f_c y el intervalo RR. (m = pendiente, r = coeficiente de correlación)

Se observa que las pendientes y coeficientes de correlación son similares entre los intervalos QT y JT, y entre los intervalos QTp y JTp [Lax et al. 1994, Kligfield et al. 1996]. También se observa que la dependencia con f_c y el intervalo RR es menor en f_c menores de 100 lat/min y está concentrada principalmente en el intervalo QTp y JTp en los dos rangos de f_c [Merri et al. 1989].

La relación de f_c con los intervalos QTp, JTp, representados como una proporción de los intervalos QT y JT, se ha analizado mediante las relaciones QTp/QT y JTp/JT respectivamente, y se muestran en las figuras 3.7 y 3.8.

En la tabla 3.2, se muestran los resultados obtenidos del análisis de regresión lineal de estas relaciones con f_c y el intervalo RR en dos rangos de frecuencia.

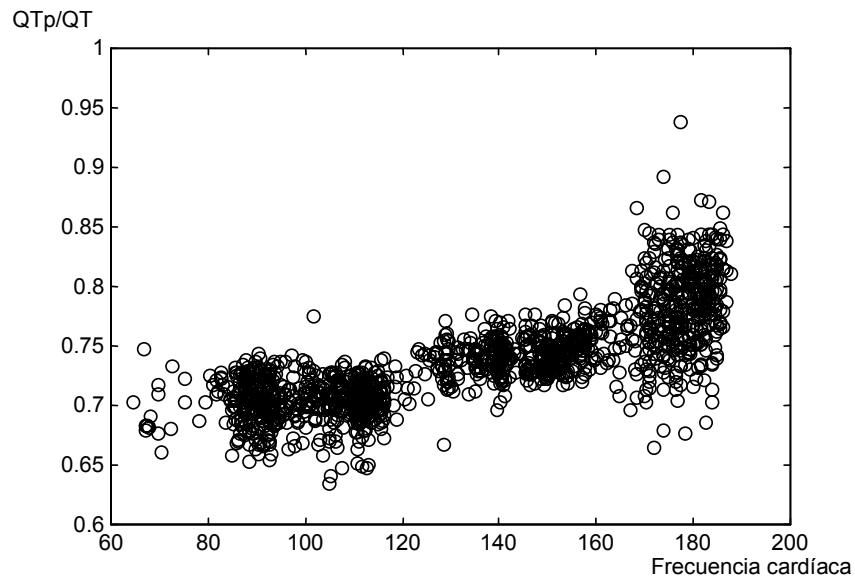


Fig. 3.7 Relación de la proporción entre el intervalo QTp y el intervalo QT (QTp/QT) con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

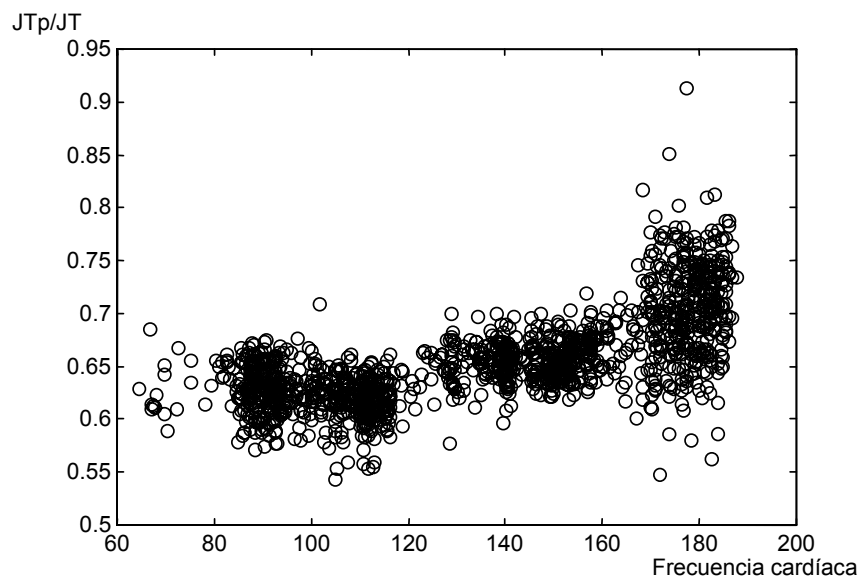


Fig. 3.8 Relación de la proporción entre el intervalo JTp y el intervalo JT (JTp/JT) con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

Relación	$f_c < 100$ lat/min				$f_c > 100$ lat/min			
	f_c		RR		f_c		RR	
	m	r	m	r	m	r	m	r
QTp/QT	0	0,01	0	-0,02	0,001	0,77	-0,0004	-0,75
JTp/JT	-0,0003	-0,07	0	0,06	0,001	0,71	-0,0004	-0,69

Tabla 3.2 Relación de QTp/QT y JTp/JT con f_c y el intervalo RR.

(m = pendiente, r = coeficiente de correlación)

Ambas relaciones tienen un comportamiento similar, ya que no existe dependencia con f_c y el intervalo RR en f_c menores de 100 lat/min y se observa un incremento a partir de una f_c de aproximadamente 120 lat/min, en donde la correlación es alta.

Respecto al intervalo Tpe, se ha analizado su relación con f_c , además de su representación como una proporción de los intervalos JT y JTp mediante las relaciones Tpe/JT y Tpe/JTp respectivamente. En las figuras 3.9, 3.10 y 3.11 se muestran estas relaciones y en la tabla 3.3, se muestran los resultados obtenidos del análisis de regresión lineal de estas relaciones con f_c y el intervalo RR en los dos rangos de frecuencia.

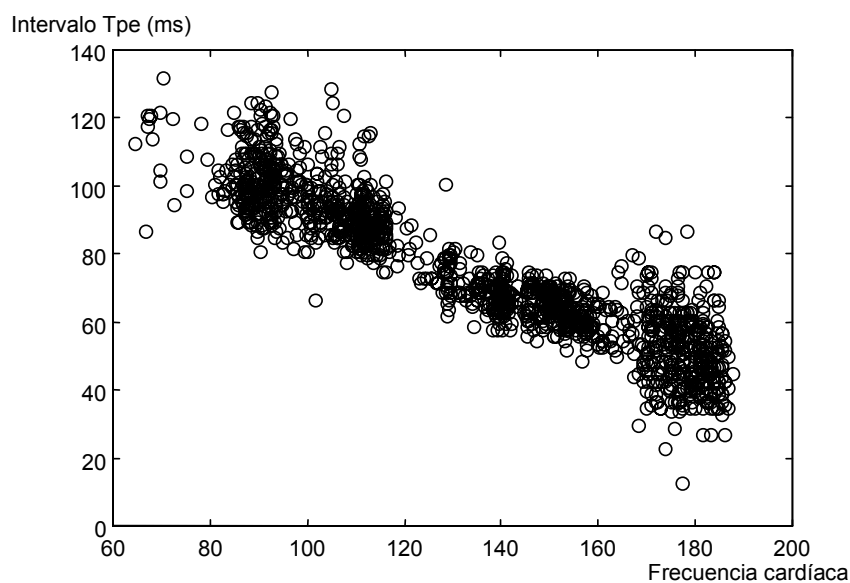


Fig. 3.9 Relación del intervalo Tpe con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

En el intervalo Tpe se observa una dependencia baja con f_c y el intervalo RR aproximadamente hasta una f_c de 100 lat/min [Merri et al. 1989], y una disminución a partir de esta frecuencia en donde la correlación es alta [Viitasalo et al. 1996]. Un comportamiento similar se observa también en las relaciones Tpe/JT y Tpe/JTp, pero con una dependencia muy baja en f_c menores de 100 lat/min, y una disminución a partir de una f_c de 120 lat/min con una correlación alta.

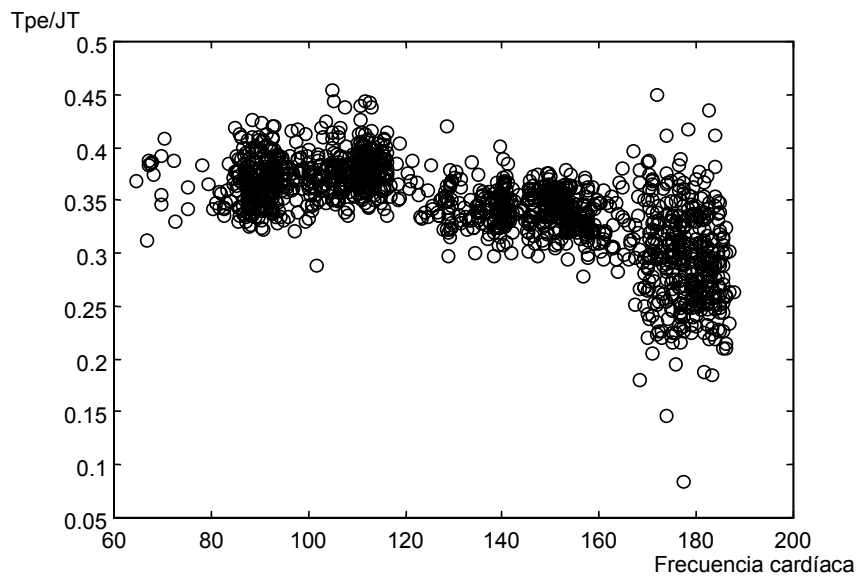


Fig. 3.10 Relación de la proporción entre el intervalo Tpe y el intervalo JT (Tpe/JT) con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

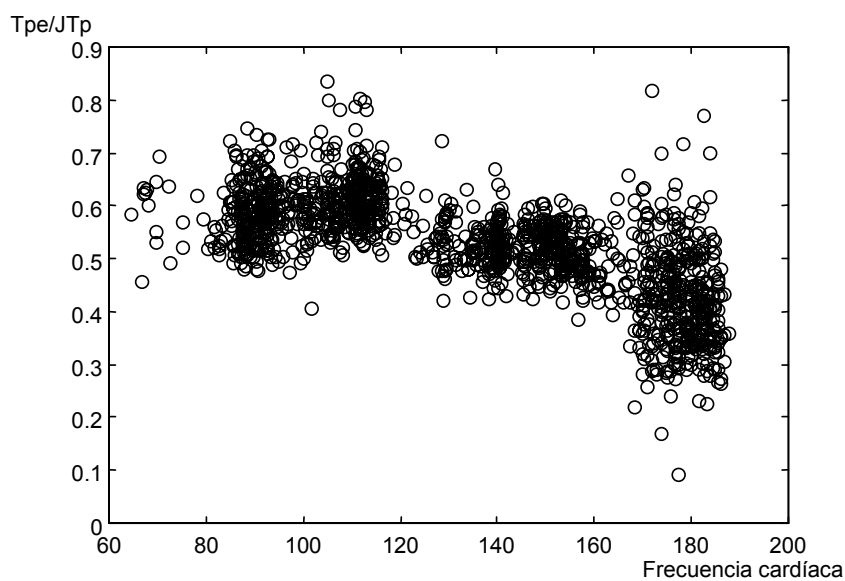


Fig. 3.11 Relación de la proporción entre el intervalo Tpe y el intervalo JTp (Tpe/JTp) con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

Intervalo / Relación	$f_c < 100$ lat/min				$f_c > 100$ lat/min			
	f_c		RR		f_c		RR	
	m	r	m	r	m	r	m	r
Tpe	-0,37	-0,24	0,04	0,25	-0,57	-0,89	0,18	0,89
Tpe/JT	0,0003	0,07	0	-0,06	-0,001	-0,71	0,0004	0,69
Tpe/JTp	0,0007	0,07	0,0001	-0,06	-0,002	-0,72	0,0008	0,7

Tabla 3.3 Relación del intervalo Tpe, Tpe/JT y Tpe/JTp con f_c y el intervalo RR. (m = pendiente, r = coeficiente de correlación)

La relación del intervalo QRS con f_c se muestra en la fig. 3.12. En la tabla 3.4, se muestran los resultados obtenidos del análisis de regresión lineal de este intervalo con f_c y el intervalo RR en los dos rangos de frecuencia.

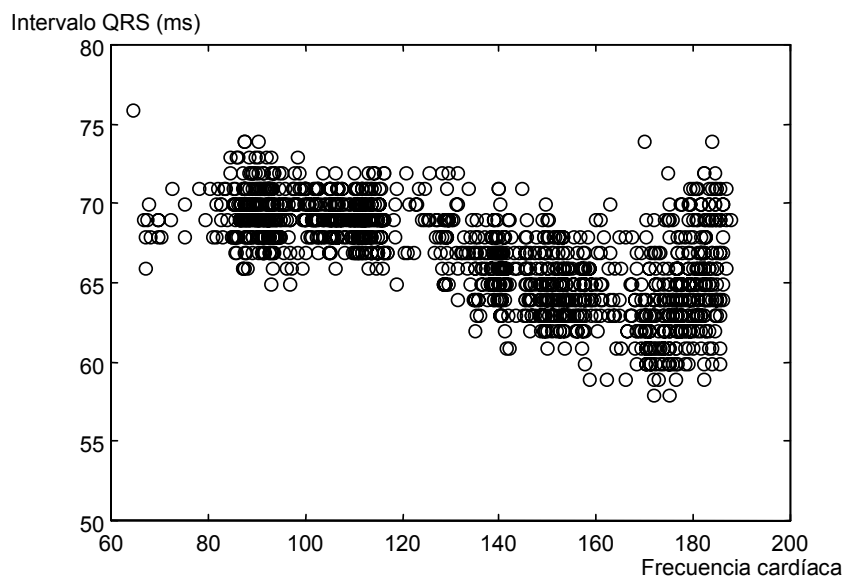


Fig. 3.12 Relación del intervalo QRS con f_c durante prueba de ejercicio en un sujeto sano.

Intervalo	$f_c < 100$ lat/min				$F_c > 100$ lat/min			
	f_c		RR		f_c		RR	
	m	r	m	R	m	r	m	r
QRS	-0,002	-0,008	-0,0002	0,006	-0,06	-0,59	0,02	0,61

Tabla 3.4 Relación del intervalo QRS con f_c y el intervalo RR. (m = pendiente, r = coeficiente de correlación)

En este intervalo se observa una dependencia baja con f_c y el intervalo RR aproximadamente hasta una f_c de 100 lat/min, y una disminución a partir de una f_c de 120 lat/min, donde la correlación es alta.

3.3.3. Dispersiones de los intervalos de actividad ventricular

La relación de la dispersión de los intervalos de actividad ventricular con f_c también se ha analizado en los rangos de f_c bajo y alto anteriormente definidos. En las tablas 3.5 y 3.6 se muestran las medias de las dispersiones globales de los intervalos (en milisegundos) con sus coeficientes de correlación (r) y niveles de significación (p) en los rangos bajo y alto de f_c respectivamente.

En los dos rangos de f_c se observa que en todos los intervalos existen correlaciones bajas no significativas tanto con f_c como con el intervalo RR. Los intervalos que tienen mayor dependencia con f_c son, en el rango bajo los intervalos QTp (0,47), JTp (- 0,61) y Tpe (0,52), y en el rango alto los intervalos QT (0,49) y JTp (- 0,33), pero estas relaciones no son significativas. Los intervalos que tienen la menor dependencia en los dos rangos de f_c son el intervalo JT (- 0,16 y - 0,05) y el intervalo QRS (0,1 y 0,13).

RR	f_c	QT	QTp	JT	JTp	Tpe	QRS
953	63	26	34	32	33	12	28
809	74	22	33	24	29	42	15
738	80	36	25	41	18	30	19
666	90	31	20	21	20	37	31
599	100	21	31	30	25	32	23
$r(f_c)$		- 0,07	- 0,47	- 0,16	- 0,61	0,52	0,1
$p(f_c)$		0,9	0,42	0,79	0,27	0,37	0,87
$r(RR)$		- 0,01	0,54	0,16	0,69	- 0,61	- 0,02
$p(RR)$		0,98	0,34	0,79	0,19	0,27	0,97

Tabla 3.5 Dispersiones medias de los intervalos de actividad ventricular (en milisegundos), correlaciones (r) y niveles de significación (p) en el rango bajo de f_c (< 100 latidos/min).

RR	f_c	QT	QTp	JT	JTp	Tpe	QRS
546	110	23	18	29	29	16	25
499	120	17	24	29	18	30	31
459	130	27	42	20	22	37	20
428	140	25	20	39	26	15	34
400	150	35	19	32	20	30	27
374	160	27	19	18	20	12	21
353	170	28	12	37	29	20	28
334	180	26	29	23	14	32	31
$r(f_c)$		0,49	-0,16	-0,05	-0,33	0	0,13
$p(f_c)$		0,21	0,69	0,89	0,41	0,99	0,75
$r(RR)$		-0,54	0,14	0,04	0,34	-0,02	-0,11
$p(RR)$		0,16	0,74	0,91	0,41	0,96	0,79

Tabla 3.6 Dispersiones medias de los intervalos de actividad ventricular (en milisegundos), correlaciones (r) y niveles de significación (p) en el rango alto de f_c (> 100 latidos/min).

3.4 Conclusiones

La relación de la duración y dispersión de los intervalos de actividad ventricular con la f_c y el intervalo RR se han analizado mediante pruebas de ejercicio, debido a que durante su desarrollo el aumento de la f_c es uno de los cambios circulatorios más importantes y se puede considerar lineal a medida que aumenta la intensidad del esfuerzo. Las pruebas de ejercicio se han realizado conforme al protocolo de Bruce en sujetos sanos analizando dos rangos de f_c : el bajo hasta 100 lat/min que equivale al rango de f_c en reposo, y el alto desde 100 lat/min hasta una f_c máxima de 185 lat/min.

Durante ejercicio intenso existe una fusión entre Te y el inicio de la siguiente onda P que impide detectar exactamente Te, por lo que se ha propuesto un método de estimación basado en la pendiente de bajada de la onda T que permite eliminar el error en la determinación de Te. Este método ha sido aplicado en la evaluación de las duraciones y dispersiones de la actividad ventricular en f_c mayores de 150 lat/min.

La dinámica de la duración de los intervalos de actividad ventricular durante ejercicio muestra que existe una relación lineal entre los intervalos QT, JT, QTp y

JTp, tanto con f_c como con el intervalo RR. Esta dependencia es mayor en f_c altas y está concentrada principalmente en la parte temprana de la repolarización correspondiente a los intervalos QTp y JTp. Las pendientes y coeficientes de correlación son similares entre los intervalos QT y JT, y entre los intervalos QTp y JTp. En consecuencia, los intervalos QT, JT, QTp y JTp requieren corrección.

Para los intervalos Tpe y QRS y las relaciones QTp/QT, JTp/JT, Tpe/JT y Tpe/JTp, se observa una dependencia alta en el rango alto de f_c , pero tienen una baja dependencia en el rango bajo de f_c , por lo que en este rango no requieren corrección. Con respecto a la dinámica de las dispersiones de los intervalos de actividad ventricular, también se observa que en todos los intervalos existe una correlación baja no significativa tanto con f_c como con el intervalo RR en los dos rangos de f_c , por lo que tampoco requieren corrección.