

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de algoritmos de medición automática de la actividad eléctrica auricular del ECG para el análisis de la dinámica del intervalo PR y de la frecuencia cardíaca en pruebas de ejercicio

Tesis que presenta:

Dalila Rivera Córdova

para obtener el Grado de

Maestra en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Carlos Alvarado Serrano

Agradecimientos

A mis padres, Jaime R. Rivera y Alma R. Córdova por siempre ver por mi futuro y bienestar, por su esfuerzo para darme la mejor educación, pero sobre todo por su infinito amor. A mis hermanos, Jaime R. Rivera y Alma A. Rivera por estar presentes en cada logro y darme su apoyo incondicional.

A mi nina, por haber estado al pendiente durante todos mis estudios y por haber sido siempre comprensiva con mis decisiones y aceptarme amorosamente en su hogar para realizar mis estudios en otra ciudad.

Al Dr. Carlos Alvarado Serrano por elegirme su estudiante, por su entera paciencia y sus sabios consejos, por haberme apoyado y orientado durante todo momento, por siempre facilitarme información valiosa durante toda la maestría.

A mis compañeros del laboratorio 16, Limón por siempre responder a mis dudas, Frank por siempre estar en la mejor disposición ante mis inquietudes y a Tony por compartir sus conocimientos conmigo.

Al CINVESTAV, principalmente a la sección de bioelectrónica y a sus doctores por sus conocimientos y enseñanzas, que continuaron aun en tiempos de pandemia. A mis sinodales, Dr. Pablo Rogelio Hernández y Dr. Lorenzo Leija por su apoyo durante la finalización de mi tesis.

Al CONACYT (México) por el apoyo económico brindado durante dos años, con el cual pude solventar mis gastos.

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en México, por lo que el desarrollo de algoritmos automatizados para la detección y medición de características de ondas, segmentos e intervalos del electrocardiograma (ECG) contribuyen a un diagnóstico y tratamiento temprano. Una arritmia común en clínica es la fibrilación auricular (FA) que es más frecuente en pacientes con cardiopatía, y causa una reducción del gasto cardíaco y la formación de trombos, por lo que se ha reportado que es un factor de riesgo de un accidente cerebrovascular isquémico, deterioro cognitivo, demencia, infarto de miocardio, muerte cardíaca súbita y toda causa de muerte. Varios estudios clínicos han demostrado que anomalías en la onda P y el intervalo PR, las cuales representan la actividad eléctrica auricular del ECG, están asociadas con la FA. Respecto al intervalo PR se ha reportado que su prolongación es un factor de riesgo de FA y mortalidad cardiovascular, además de que su variación anormal con el aumento de la frecuencia cardíaca (FC) durante COVID-19 representa un mayor riesgo de muerte.

En este trabajo se presenta el desarrollo de algoritmos basados en la transformada wavelet para la delineación automática de los puntos característicos de la onda P y la medición del intervalo PR y la FC para evaluar su dinámica durante pruebas de ejercicio en 5 sujetos normales.

Para la validación del algoritmo se utilizaron 80 registros de la base de datos QT con anotaciones manuales realizadas por expertos del inicio, final y pico de la onda P, las cuales se compararon con las mediciones del algoritmo desarrollado. Los errores obtenidos fueron: 7.51 ± 7.23 ms para el inicio de la onda P y de 7.29 ± 5.86 ms para el final de la onda P, los cuales están por debajo de los límites de tolerancia para desviaciones determinadas por los expertos de la CSE; para el pico máximo de la onda P se obtuvo una sensibilidad de 99.61% y una predictividad positiva de 99.83%. El algoritmo ha sido aplicado para evaluar la dinámica del intervalo PR y la FC durante pruebas de ejercicio en 5 sujetos normales utilizando el protocolo de Bruce. De acuerdo a estudios previos, se comprobó el acortamiento del intervalo PR al aumentar la FC.

Abstract

Cardiovascular diseases are the principal cause of death in Mexico, therefore, the development of automated algorithms, for the detection and measurement of characteristics of waves, segments and intervals of the ECG, contribute to early diagnosis and treatment.

A common arrhythmia in clinic is the atrial fibrillation (AF), that is often seen in patients with cardiopathy, it causes a reduction of cardiac output and the formation of thrombus, reported as a risk factor of an ischemic cerebrovascular accident, cognitive deterioration, dementia, heart attack, sudden cardiac death, and every cause of death. Several clinical studies have shown that abnormalities in the P wave and PR interval, which represent the atrial electrical activity of the ECG, are associated with AF. Regarding the PR interval, it has been reported that its prolongation is a risk factor of the AF and cardiac mortality, besides that its abnormal variation with respect to the heart rate during COVID-19 represents a higher risk of death.

This work presents, the development of algorithms based in the wavelet transform for the automated delineation of the characteristic points of the P wave and measurement of the PR interval and the heart rate to evaluate their dynamics during exercise tests in 5 normal subjects.

For the validation of the algorithm, 80 records from the QT database were used with manual annotations, of the start, end and peak of the P wave realized by experts, which were compared with the detections of the developed algorithm. The obtained errors were: 7.51 ± 7.23 ms for the start of P wave and 7.29 ± 5.86 ms for the end of P wave, which are below of the tolerance limits for deviations determined by the CSE; for the peak of P wave, a sensitivity of 99.61% and a positive predictivity of 99.83% was obtained. The algorithm has been applied to evaluate the dynamics of PR interval and heart rate during exercise tests in 5 normal subjects using Bruce protocol. According to previous studies, the shortening of the PR interval when increasing heart rate was proven.

CONTENIDO

1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Objetivo	5
1.2.1 Objetivos específicos.....	5
1.3 Estructura de la tesis	5
2 ANTECEDENTES	7
2.1 Anatomía del corazón.....	7
2.2 Electrofisiología cardíaca	9
2.2.1 Etapas del potencial de acción cardíaco	10
2.2.2 Velocidad de propagación en los distintos tejidos cardíacos.....	11
2.3 El electrocardiograma.....	12
2.3.1 Intervalos y segmentos.....	14
2.4 Anormalidades	16
2.5 ECG estándar de 12 derivaciones.....	16
2.5.1 Derivaciones estándar (o bipolares) de extremidades.....	17
2.5.2 Derivaciones aumentadas	18
2.5.3 Derivaciones monopolares precordiales.....	18
2.5.4 Indicaciones para la obtención de un electrocardiograma.....	19
2.6 Pruebas de ejercicio	20
2.6.1 Tipos de ejercicio	20
2.6.2 Respuestas fisiológicas	21
2.6.3 Protocolo de Bruce	22
2.6.4 Recomendaciones en una prueba de ejercicio.....	24

2.6.5 El ECG y la prueba de ejercicio.....	24
2.7 Estado del arte	27
3 Detección de los puntos característicos de las ondas P, Q y R del ECG	30
3.1 Introducción.....	30
3.2 Transformada Wavelet	31
3.3 Funciones <i>spline</i>	33
3.4 Escalamiento.....	34
3.5 Detección de la onda R	35
3.5.1 Frecuencia cardíaca.....	38
3.6 Delineación del inicio y pico de Q.....	39
3.7 Delineación del inicio, pico y final de la onda P	40
4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN	44
4.1 Interfaz gráfica.....	45
4.2 Detección del complejo QRS.....	49
4.3 Delineación del inicio, pico y final de la onda P	52
4.4 Medición del Intervalo PR.....	59
4.5 Análisis de la dinámica del intervalo PR y la frecuencia cardíaca en pruebas de ejercicio	59
4.6 Discusión.....	69
5 CONCLUSIONES	71
REFERENCIAS.....	72

Índice de figuras

1 INTRODUCCIÓN	1
Fig. 1. Tasa de defunciones registradas por enfermedades cardiovasculares por cada 10,000 habitantes, 2011 – 2020 [2].	1
2 ANTECEDENTES	7
Fig. 2. Vista frontal del corazón [26].	7
Fig. 3. Etapas del potencial de acción cardíaco [25].	11
Fig. 4. Formación de impulsos eléctricos y correlación con el ECG [29].	13
Fig. 5. Ondas, intervalos y segmentos característicos en el ECG [25].	14
Fig. 6. Ubicación de electrodos [29].	16
Fig. 7. El ECG en las 12 derivaciones [27].	17
Fig. 8. Triángulo de Einthoven [27].	18
Fig. 9. Posiciones decúbito.	20
Fig. 10. Enfermedad coronaria [34].	22
Fig. 11. Colocación de electrodos durante una prueba de ejercicio [32].	24
Fig. 12. PQRST en ejercicio [33].	25
Fig. 13. Comportamiento del segmento ST [32].	26
3 DETECCIÓN DE LOS PUNTOS CARACTERÍSTICOS DE LAS ONDAS P, Q y R DEL ECG	30
Fig. 14. Primera derivada de una <i>B-spline</i> cúbico de orden 4 expandida por un factor de 2 [29].	34
Fig. 15. Anchos de banda de los filtros equivalentes a una $f_s = 250$ Hz.	35
Fig. 16. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 3 para la detección del pico R.	36
Fig. 17. Diagrama de flujo para la detección de la onda R.	37

Fig. 18. Diagrama de flujo para la ventana de búsqueda dependiente de la FC.....	38
Fig. 19. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 3 para la delineación del inicio y pico de Q.	39
Fig. 20. Diagrama de flujo del algoritmo para la delineación del inicio y pico de Q.	40
Fig. 21. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 8 para la detección del pico de P.	41
Fig. 22. Diagrama de flujo del algoritmo de delineación del inicio, pico y final de la onda P.....	42
Fig. 23. Definición del intervalo PR.	43
4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN	44
Fig. 24. Distribución de características en los 105 registros de la base de datos QT.....	44
Fig. 25. Distribución de la FC en los 105 registros de la base de datos QT	45
Fig. 26. Registro sele0106 con detecciones del pico de la onda R. a) Registro completo. b) Segmento de registro.....	46
Fig. 27. Selección del punto característico de la onda P.....	46
Fig. 28. Registro sele0106 con anotaciones de puntos característicos de la onda P. a). Anotaciones automáticas del algoritmo. b). Anotaciones manuales de expertos.....	47
Fig. 29. Segmentos de registro sele0106 con anotaciones automáticas y manuales de puntos característicos de la onda P y comparación de diferencias. a). Anotaciones automáticas del algoritmo. b). Anotaciones manuales de expertos. c). Diferencias entre anotaciones.....	47
Fig. 30. Dinámica de la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección del pico de la onda R. b) Dinámica de la FC calculada con el intervalo RR.....	48

Fig. 31. Dinámica de la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección del pico de la onda P. b) Dinámica de la FC calculada con el intervalo PP.	48
Fig. 32. Dinámica de la relación del intervalo PR y la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección. b) Dinámica del intervalo PR y la FC.	49
Fig. 33. ECG con tipo de complejo qRs del registro sel100. a). ECG. b). TWC en escala 3.	50
Fig. 34. ECG con tipo rS del registro sel302. a). ECG. b). TWC en escala 3.	50
Fig. 35. ECG con extrasístole presente del registro sel114. a). ECG. b). TWC en escala 3.	51
Fig. 36. Segmentos de registros de ECG de la base de datos QT con detecciones del inicio, pico y final de la onda P. a). Registro sel117. b). Registro sel302. c). Registro sele0104, d). Registro sele0106.	53
Fig. 37. ECG con inicio del complejo QRS del registro sele0104.	59
Fig. 38. ECG con inicio del complejo QRS del registro sel117.	59
Fig. 39. ECG y TWC en escala 10 durante prueba de ejercicio.	60
Fig. 40. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 1 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.	61
Fig. 41. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 2 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.	62
Fig. 42. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 3 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.	63
Fig. 43. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 4 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.	64
Fig. 44. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 5 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.	65
Fig. 45. ECG de una prueba de ejercicio durante la 3ra. etapa del sujeto 2	66

Fig. 46. ECG de una prueba de esfuerzo durante la 3ra.etapa del sujeto 5.....	67
Fig. 47. Dinámica de la FC calculada con el intervalo R-R en el registro sel117.	68
Fig. 48. Dinámica de la FC calculada con el intervalo P-P en el registro sel117.....	68

Índice de Tablas

Tabla 1. Velocidad de conducción en el músculo cardíaco [25, 27].	12
Tabla 2. Voltajes y tiempos normales en un ECG [28].	15
Tabla 3. Definiciones de los distintos tipos de derivaciones [29].	19
Tabla 4. Protocolo de Bruce [35].	23
Tabla 5. Protocolo de Bruce modificado [35].	23
Tabla 6. Anchos de banda a -3 dB de los filtros digitales equivalentes.	35
Tabla 7. Evaluación del algoritmo de detección de la onda R en 11 registros de la base de datos <i>QT</i> .	52
Tabla 8. Evaluación del algoritmo de detección del pico de la onda P en 18 registros de la base de datos <i>QT</i> .	54
Tabla 9. Registros de arritmias de la base de datos del <i>MIT- BIH</i> .	55
Tabla 10. Registros de arritmias supraventriculares de la base de datos del <i>MIT- BIH</i> .	55
Tabla 11. Registros con cambios ST de la base de datos del <i>MIT- BIH</i> .	56
Tabla 12. Registros de ECG de larga duración de la base de datos del <i>MIT- BIH</i> .	56
Tabla 13. Registros con ritmo sinusal normal de la base de datos del <i>MIT- BIH</i> .	56
Tabla 14. Registros ST- T de la base de datos de la <i>ESC</i> .	57
Tabla 15. Registros de pacientes con muerte súbita de la base de datos del <i>BIH</i> .	58
Tabla 16. Promedio total de diferencias de anotaciones manuales de expertos y automáticas de algoritmos del inicio (P_i) y final (P_f) de la onda P.	58
Tabla 17. Tendencia del intervalo PR con respecto a la FC en prueba de ejercicio.	66
Tabla 18. Duración promedio del intervalo PR en la 1ra. y 3ra. etapa de la prueba de ejercicio.	67

1 INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

Actualmente las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte alrededor del mundo, tan solo en el año 2012 se llegó a la cifra de 17.5 millones de defunciones a causa de enfermedades cardiovasculares. Dichas enfermedades se deben a alteraciones en el sistema circulatorio y en el corazón, entre estas destaca la cardiopatía coronaria, las enfermedades cerebrovasculares, la hipertensión e insuficiencia cardíaca, entre otras [1].

En México, las tres principales causas de muerte son las enfermedades cardiovasculares, COVID-19 y la diabetes mellitus. En el caso de las enfermedades del corazón se registraron en el año 2020, 218 704 defunciones correspondientes al 20.1%, volviéndose la principal causa de muerte a nivel nacional [2].

Entre las enfermedades cardiovasculares se encuentran las enfermedades isquémicas del corazón, dichas enfermedades se presentan con mayor incidencia en adultos mayores a 45 años y representan el 76.3% (166 874 defunciones) de las enfermedades cardiovasculares [2].

En la figura 1, se muestra como las defunciones a causa de enfermedades cardiovasculares se han mantenido en primer lugar al paso de los años y han aumentado su tasa.

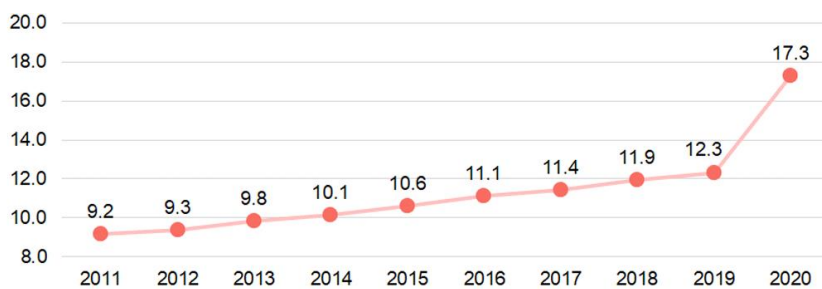


Fig. 1. Tasa de defunciones registradas por enfermedades cardiovasculares por cada 10,000 habitantes, 2011 – 2020 [2].

Una arritmia muy frecuente en la práctica clínica es la fibrilación auricular (FA), que se caracteriza por una activación auricular desorganizada, rápida e irregular, con pérdida de la contracción auricular y de su sincronía con la activación ventricular, y por una frecuencia ventricular irregular determinada por la conducción del nodo auriculoventricular (AV) [3]. Esta arritmia afecta del 1 al 2% de la población general y tanto su incidencia como su prevalencia aumentan con la edad [4,5,6]. La FA es más común en pacientes con cardiopatía, por lo que los factores de riesgo cardiovascular clínicos como la obesidad, la hipercolesterolemia, la diabetes mellitus y la hipertensión están asociados a un mayor riesgo de esta arritmia [6].

La FA causa una reducción del gasto cardíaco y la formación de trombos, por lo que es un importante factor de riesgo de presentar un evento vascular cerebral (EVC), y los pacientes con FA tienen una incidencia de isquemia cerebral del 7% anual [5]. También se ha mostrado que la FA aumenta la mortalidad hospitalaria y el número de hospitalizaciones y disminuye la calidad de vida [4,5,6].

En resumen, la FA está asociada con un mayor riesgo de accidente cerebrovascular isquémico, insuficiencia cardíaca, deterioro cognitivo, demencia, infarto de miocardio, muerte cardíaca súbita (SCD) y toda causa de muerte [7]. Por ello, la FA es un problema de salud pública con un alto costo económico asociado [5]. Para enfrentar este problema, el uso y desarrollo de técnicas no invasivas como la electrocardiografía por medio del electrocardiograma (ECG), es una herramienta útil para la evaluación, diagnóstico y tratamiento en estos pacientes.

En el ECG, la FA se caracteriza por la ausencia de la onda P y la presencia de oscilaciones rápidas u ondas fibrilatorias de 400 a 700 ciclos llamadas ondas f que varían en amplitud, forma y duración de ciclo en ciclo y que están asociadas con una respuesta ventricular irregular y frecuentemente rápida cuando la función del nodo auriculoventricular sea normal [8,9].

Algunas características anormales de la onda P y del intervalo PR correspondientes a la actividad eléctrica auricular del ECG se han asociado con la FA.

Varios índices de la onda P con valores anormales se han reportado con un mayor riesgo de FA y enfermedades cardiovasculares relacionadas: eje de la onda P, duración de la onda P (máxima, mínima y promedio), bloqueo interauricular avanzado (alAB), fuerza terminal de la onda P en la derivación V1 (PTFV1), área de la onda P (máxima, mínima y promedio), dispersión de la onda P y la señal promediada de la onda P [6,7,10,11].

Respecto al intervalo PR medido desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS, es el tiempo requerido para la despolarización auricular, el retardo normal de la conducción en el nodo auriculoventricular (AV) y el paso del impulso a través de las ramas del haz de His y las fibras de Purkinje hasta el principio de la despolarización ventricular.

El tiempo de conducción del nodo AV (TC-AV), es un componente dominante en este intervalo, debido a que es mucho más lento que los otros, por lo que, como es difícil detectar este tiempo separadamente, la variabilidad del intervalo PR (PRV) se considera como la variabilidad del TC-AV [12]. La PRV de un sujeto en descanso se ha utilizado como una herramienta no invasiva para separar la actividad auricular y la de las ramas de His y Purkinje [13]. Al igual que la variabilidad de la FC (HRV), la PRV (variabilidad latido a latido del TC-AV), se ha propuesto como otro parámetro no-invasivo para estimar la actividad del sistema nervioso autónomo (SNA) [12].

La PRV está modulada por el SNA y por procesos de recuperación eléctricos dependientes de la FC y se ha observado que la variación debida al SNA produce cambios paralelos en el TC-AV y la longitud del ciclo cardíaco, ya que ambos se prolongan con la actividad vagal y se acortan con la entrada simpática [14,15,16].

Una variación patológica en el intervalo PR representada como un aumento en su duración podría indicar un bloqueo cardíaco o preexcitación, que pueden originar una muerte súbita [17]. En varios estudios, se ha reportado que la prolongación del intervalo PR también sirve como un factor de riesgo de FA y mortalidad cardiovascular [17,18,19,20], y tiene un valor predictivo de recurrencia clínica de FA después de una ablación con catéter por radiofrecuencia [21]. En otro estudio, se ha mostrado la

naturaleza poligénica de la conducción cardiaca y la relación genética entre la duración del intervalo PR y las arritmias incluyendo la FA [22].

Respecto a la relación del intervalo PR con la FC, se ha mostrado que durante ejercicio en sujetos sanos el intervalo PR disminuye con el aumento de la FC [23]. Esta adaptación fisiológica preserva la sincronía auriculoventricular y mantiene un llenado ventricular óptimo durante la aceleración de la FC [24].

Recientemente en el año 2020 se han presentado hallazgos referentes a la relación del COVID-19 con la duración del intervalo PR [24]. En este estudio con pacientes confirmados de COVID-19, se compararon los registros de ECG de los pacientes antes y durante el padecimiento con el fin de valorar la conducción auriculoventricular mediante el análisis de la pendiente del intervalo PR con respecto a la FC. Se demostró que en el 49.3% de los pacientes hubo una prolongación o una ausencia de acortamiento en el intervalo PR con el aumento de la FC. También hubo un aumento significativo en el ritmo sinusal promedio de los ECGs durante COVID-19 en relación con los ECGs previo a la patología, consistente con un aumento del tono simpático del SNA. Finalmente, se concluyó que los pacientes que mostraron una prolongación o ausencia de acortamiento del intervalo PR al aumentar la FC tienen un mayor riesgo de muerte y necesitan la intubación endotraqueal.

Por lo mencionado anteriormente, es importante realizar un análisis de la actividad eléctrica auricular del ECG, por lo que en esta tesis se pretende desarrollar algoritmos automáticos para la detección de los puntos característicos de la onda P y la medición del intervalo PR y la FC latido a latido durante pruebas de ejercicio para caracterizar su variabilidad temporal.

1.2 Objetivo

Desarrollar algoritmos automáticos para detectar los puntos característicos de la onda P y medir el intervalo PR y la FC para evaluar la actividad eléctrica auricular del ECG durante pruebas de ejercicio.

1.2.1 Objetivos específicos

- Revisión bibliográfica sobre la actividad auricular del ECG, aplicación clínica y algoritmos de detección de la onda P y del intervalo PR.
- Desarrollar algoritmos de detección de los puntos característicos de las ondas P, Q y R del ECG, y medición del intervalo PR basados en la transformada wavelet.
- Validación y pruebas de algoritmos en registros de ECG de la base de datos QT y registros propios de ECG en pruebas de ejercicio.
- Análisis de la dinámica del intervalo PR y la FC durante pruebas de ejercicio en sujetos normales.

1.3 Estructura de la tesis

Esta tesis se encuentra dividida en cinco capítulos. En el primer capítulo se ha descrito el planteamiento del problema, haciendo énfasis en que las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el país, asimismo se ha expuesto el objetivo general y los objetivos específicos.

El segundo capítulo expone de manera detallada la anatomía del corazón y la manera en la que se origina su impulso eléctrico; se describen los conceptos más importantes del electrocardiograma (ECG) y lo que sus anormalidades significan. Igualmente se describe lo que es una prueba de ejercicio y lo que este procedimiento implica. Finalmente se analizan los estudios relevantes respecto a los algoritmos automatizados para la detección de ondas en el ECG, sobre todo para el caso de la onda P.

En el capítulo tres son presentados los fundamentos de la transformada Wavelet (TW) y el por qué de su elección para este trabajo. Se explica la solución que se ha propuesto para el problema planteado, y como se implementa la TW, así como la importancia que tiene una correcta selección del parámetro de escala. Además de lo que representan los módulos máximos generados por la TW y cómo influye el ancho de banda de frecuencia en el algoritmo a desarrollar.

El cuarto capítulo describe la base de datos QT con la que se valida los algoritmos realizados. También es presentada la interfaz realizada en *App Designer* de Matlab, así como los resultados obtenidos. Posteriormente se realiza la validación de los algoritmos desarrollados con anotaciones manuales de expertos, incluyendo la aplicación del algoritmo en pruebas de ejercicio para el análisis de la dinámica del intervalo PR y la FC. Finalmente se presenta la discusión de los resultados.

Por último, el quinto capítulo incluye las conclusiones de esta tesis.

2 ANTECEDENTES

2.1 Anatomía del corazón

El corazón es un órgano constituido por dos bombas impulsoras de sangre: el corazón derecho, que bombea sangre a los pulmones, y el corazón izquierdo, que lo hace a los demás órganos del cuerpo. Formada a su vez, cada mitad, por una unidad receptora de sangre, la aurícula, y otra eyectora de sangre, el ventrículo. Cada aurícula se comunica con su ventrículo correspondiente, a través, del orificio auriculoventricular, hallándose separadas las cavidades derechas e izquierdas por un tabique cardíaco [25].

El lado derecho del corazón, a nivel de aurícula derecha, recibe sangre venosa del organismo, y la moviliza hacia el ventrículo derecho, donde es bombeada hacia el pulmón, a través de la arteria pulmonar, para oxigenarse. Por otro lado, el lado izquierdo, a nivel de aurícula izquierda, recibe sangre oxigenada desde los pulmones, y la moviliza hacia el ventrículo izquierdo, siendo expulsada a través de la aorta, hacia la circulación sistémica (Fig. 2) [25].

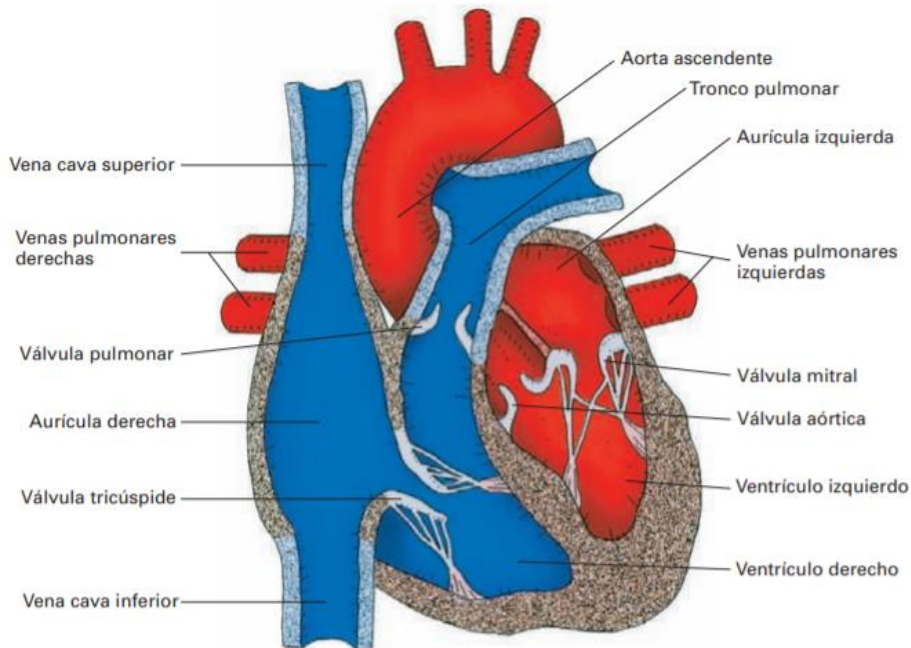


Fig. 2. Vista frontal del corazón [26].

El corazón está situado en el mediastino medio, entre los pulmones y envuelto de un saco pericárdico; encima del diafragma, detrás del área esternocostal, y delante de órganos de mediastino posterior, proyectándose dorsalmente sobre las vértebras torácicas T5 a T8 y situándose dos tercios de su superficie en la mitad izquierda y un tercio en la mitad derecha del tórax [26].

En cuanto a su configuración externa, se distinguen en su superficie tres caras, un borde derecho, una base y un vértice. La cara anterior o esternocostal, a su vez dividida en segmento inferior o ventricular y superior o auricular; donde el segmento superior presenta, en el medio, el origen de los grandes vasos arteriales que salen del corazón: la aorta y el tronco de la pulmonar. La cara diafragmática o inferior, se apoya sobre el diafragma y corresponde en totalidad a los ventrículos. La cara pulmonar o izquierda, se encuentra orientada hacia arriba y la izquierda, corresponde casi en su totalidad al ventrículo izquierdo. El borde derecho, separa las caras esternocostal y diafragmática, y está formado por el ventrículo derecho. La base cardíaca, corresponde a las aurículas y está orientada hacia atrás y hacia la derecha. El vértice, pertenece al ventrículo izquierdo y corresponde al quinto espacio intercostal izquierdo, nivel donde al tacto notamos el latido cardíaco [26].

Las cavidades cardíacas se conforman por aurículas y ventrículos. Siendo las aurículas, dos sacos receptores de sangre, separados entre sí por el tabique interauricular, contando con paredes más delgadas en comparación con ventrículos, esto por su trabajo mecánico que es menor [26].

Los ventrículos, son dos conos separados por un tabique interventricular; cada ventrículo, presenta un orificio de entrada en comunicación con la aurícula y un orificio de salida, que comunica el ventrículo derecho con la pulmonar y el ventrículo izquierdo con la aorta, encontrando a nivel de estos orificios un aparato valvular que regula el curso de la sangre [26].

2.2 Electrofisiología cardíaca

El corazón es un órgano constituido de tejido muscular, el cual produce latidos controlados por un sistema de conducción eléctrica. Este sistema está constituido principalmente por el nodo sinusal (nodo SA), el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y las fibras de Purkinje [25-27].

El nodo sinusal actúa como un marcapasos cardíaco natural, es decir que su frecuencia de activación determina la FC. Aquí es donde se origina el potencial de acción cardíaco ocasionando el latido del corazón, que en condiciones fisiológicas es de 60 a 90 lat/min. El nodo SA tiene la característica de tener automatismo, es un tejido especializado y excitable, su ubicación es en la unión de la vena cava superior y la aurícula derecha [28].

Después de que la señal eléctrica es originada en el nodo SA ésta se propaga hacia las aurículas y es conducida hacia el nodo auriculoventricular (nodo AV), donde el impulso se retrasa. Este nodo está situado en la parte posterior derecha del tabique interauricular. En caso de que el nodo sinusal falle el nodo AV manda la señal cardíaca para que lata el corazón de 30 a 60 lat/min [27].

En el nodo auriculoventricular hay un retardo de la señal eléctrica para posteriormente transmitir el impulso al haz de His, éste se propaga hacia los ventrículos a través de las fibras de Purkinje. En caso de fallo del nodo AV, las fibras de Purkinje actuarán y mandarán la señal para que el corazón lata a un máximo de 30 lat/min [27, 28].

Las células del tejido cardíaco son excitables, es decir, éstas responden eléctricamente al recibir algún estímulo externo, por lo que en el momento en que la membrana cardíaca recibe un estímulo, ésta genera una diferencia de potencial entre el medio intra y extracelular (potencial de membrana), pero si no se recibe ningún estímulo, ésta no se excitará por lo cual mantendrá un potencial en reposo [28].

2.2.1 Etapas del potencial de acción cardíaco

Durante el potencial de reposo, el potencial de membrana oscila entre los -85 mV a -90 mV, cuando el estímulo que reciben las células cardíacas supera el potencial umbral (\approx -60 mV), se desencadena el potencial de acción, pero de no ser así solo se genera una respuesta local no propagada, dicho de otra manera, es necesario superar este umbral para producir el potencial de acción cardíaco [28].

Es posible definir el potencial de acción cardíaca como una secuencia ordenada que consta de cinco etapas (Fig. 3):

La fase cero o de rápida despolarización, es donde el potencial de membrana alcanza hasta +30 mV en tan solo un tiempo de 0.5 ms a 2 ms. Esta despolarización se debe a la estimulación y seguida apertura de los canales rápidos de sodio, permitiendo el paso de sodio al interior de la célula [25].

Durante la fase uno ocurre el inicio de la repolarización. Los canales rápidos de sodio que habían sido abiertos se cierran, dando lugar a la repolarización y a la salida de los iones de potasio [25].

En la fase dos o de meseta se cierran los canales rápidos de potasio y los canales lentos de calcio se abren (ingreso del calcio por canales tipo L). Esta reducción en salida de iones potasio y el aumento de iones calcio ocasiona que el potencial de acción se refleje como una meseta [25, 28].

En la fase tres la repolarización se acelera nuevamente a causa del cierre de los canales iónicos de calcio y a la apertura de los canales de potasio lentos (los iones de potasio salen rápidamente de la célula). Se recupera la carga de -90 mV en el potencial de membrana, finalizando la meseta [25,27, 28].

Por último, la fase 4 donde la membrana recupera su potencial en reposo, está mediado por la bomba sodio- potasio [25,28].

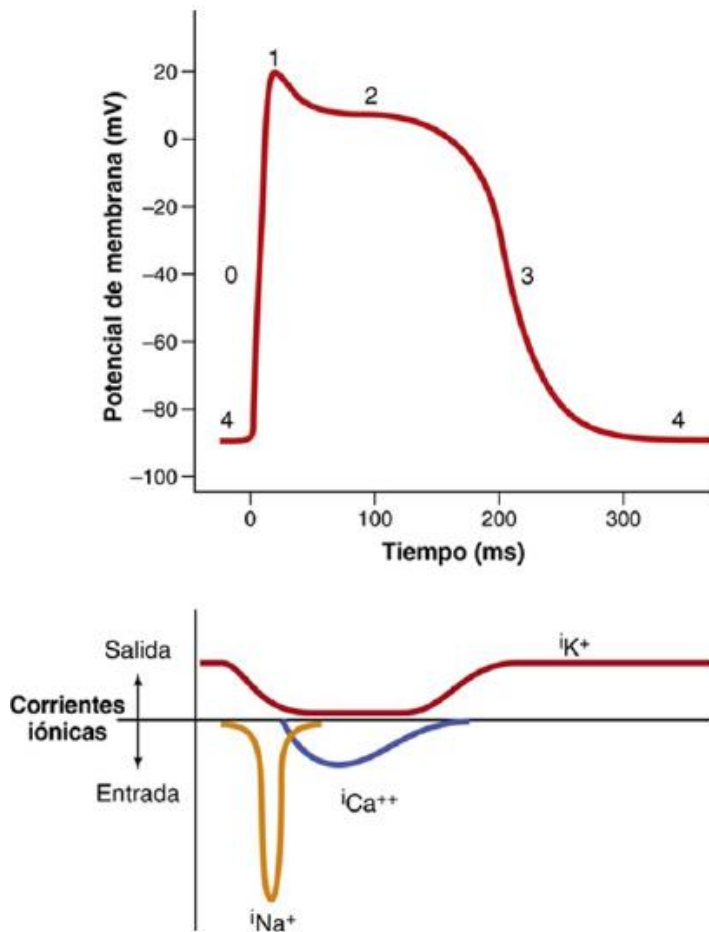


Fig. 3. Etapas del potencial de acción cardíaco [25].

El potencial eléctrico de la membrana cardíaca es originado por dos tipos de canales: los canales rápidos de sodio y los canales de calcio- sodio [25]. Esta membrana es semipermeable, es decir que solo permite la entrada de iones de potasio, pero impide la entrada de iones de sodio [27].

2.2.2 Velocidad de propagación en los distintos tejidos cardíacos

Cuando el potencial de acción está excitado éste se propaga a lo largo del músculo cardíaco a diferentes velocidades (Tabla 1). Por ejemplo, en las fibras de Purkinje este estímulo viaja a 4 m/s permitiendo que el impulso llegue más rápido a las diferentes partes del corazón; por otro lado, en el nodo auriculoventricular es de 0.05 m/s lo cual ocasiona el retraso nodal auriculoventricular [25].

Tabla 1. Velocidad de conducción en el músculo cardíaco [25, 27].

Tejido	Velocidad (m/s)
Fibras musculares auriculares y ventriculares	0.3 a 0.5
Fibras de Purkinje	4
Nodo sinoauricular	0.05
Nodo auriculoventricular	0.05
Vías auriculares	1
Haz de His	1
Músculo ventricular	1

2.3 El electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón, éste se obtiene a partir de la colocación de electrodos en la piel del organismo a estudio para registrar los potenciales eléctricos cardíacos.

La formación de la señal electrocardiográfica surge de los registros de los impulsos eléctricos que son generados en los distintos tejidos cardíacos, estos potenciales de acción así como su correlación en tiempo con el ECG se muestran en la figura 4. Desde el potencial de acción que se origina en el nodo sinoauricular hasta su propagación al tejido ventricular [28].

En el ECG el eje vertical representa la magnitud del potencial de acción en voltaje durante cada ciclo cardíaco, mientras que el eje horizontal representa el tiempo en segundos.

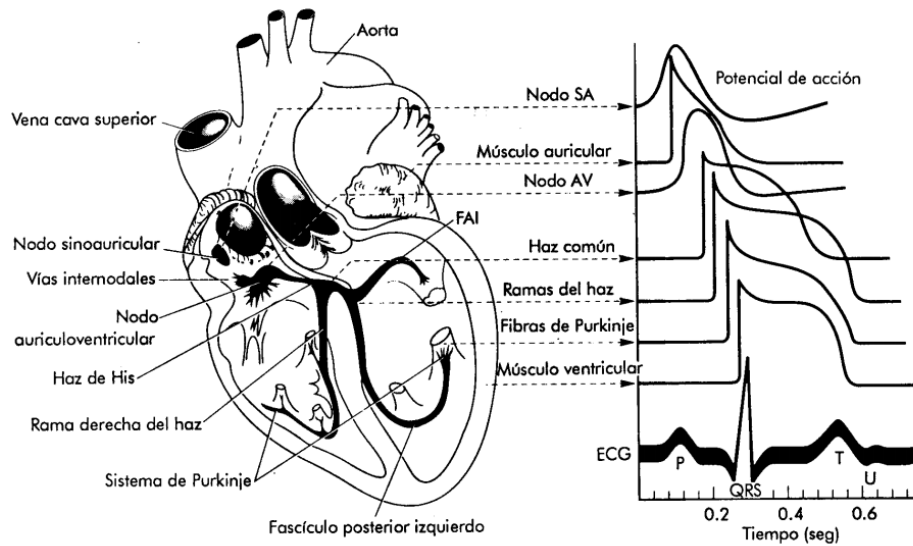


Fig. 4. Formación de impulsos eléctricos y correlación con el ECG [29].

La onda P es la primera deflexión en aparecer en el ciclo cardíaco, resulta de los potenciales eléctricos generados por la despolarización auricular (la parte inicial corresponde a la aurícula derecha, mientras que la parte final a la aurícula izquierda). Esta onda presenta polaridad positiva en todas las derivaciones, excepto en la derivación aVR y en la derivación V1 dónde suele ser isobifásica [27, 30].

El complejo QRS con una duración de hasta 0.10 s, señala la despolarización de los ventrículos antes de su contracción. La primera deflexión negativa que aparece en el complejo QRS es la onda Q, la primera deflexión positiva (este presenta la onda Q o no) se le denomina onda R, esta onda es la de mayor amplitud en el ECG, seguida de una deflexión negativa conocida como onda S. En ocasiones, se escribe qRs para indicar una dominancia en amplitud de la onda R [25, 30].

La onda T ocurre entre los 0.20 y 0.35 s después de la despolarización y representa la repolarización de los ventrículos [27, 28]. Esta onda es de menor voltaje que el complejo QRS pero más ancha. Por último, la onda U es la última en aparecer en el ciclo cardíaco, siendo parte de la repolarización ventricular. Esta puede llegar o no a aparecer en la actividad electrocardiográfica [25].

Existen fenómenos que se deben tener a consideración para la comprensión del ECG, entre los cuales destacan: las propiedades eléctricas de las células cardíacas, los acontecimientos eléctricos que suceden durante la despolarización y repolarización y el campo eléctrico del tejido muscular durante la excitación [28].

Por cada ciclo cardíaco el ECG registra intervalos, segmentos y ondas características (Fig. 5). Cada uno de éstos son el resultado de la despolarización y repolarización de las distintas regiones del corazón [25, 27, 28].

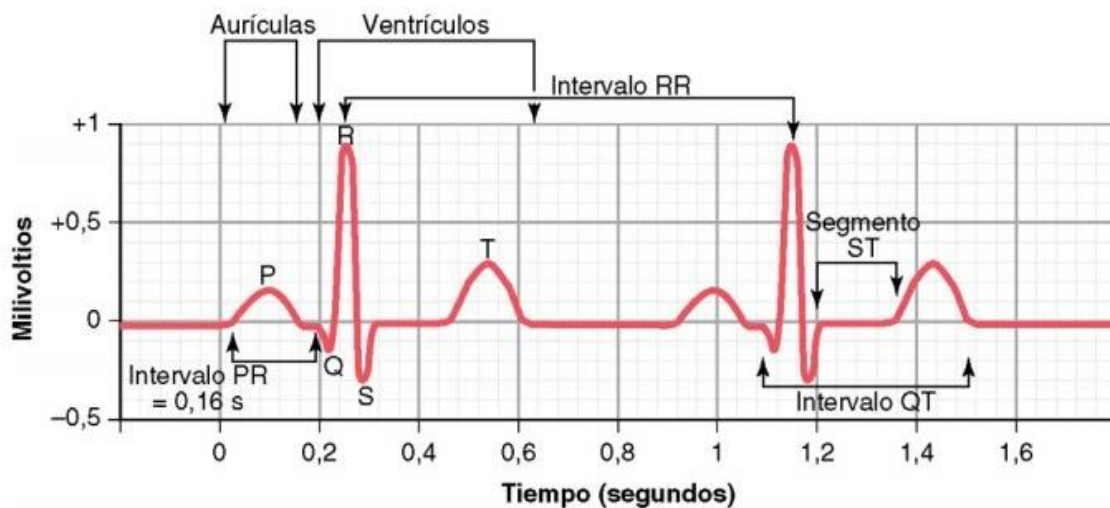


Fig. 5. Ondas, intervalos y segmentos característicos en el ECG [25].

2.3.1 Intervalos y segmentos

Los intervalos más utilizados durante el estudio del ECG lo son el PR, el RR, el QT y el QT corregido (QTc).

El intervalo PR también es conocido como intervalo PQ debido a que en algunos casos es probable que no se presente la onda Q. Con una duración de aproximadamente 0.16 s, refleja el tiempo que transcurre entre el inicio de la onda P y el inicio del complejo QRS, en este intervalo se refleja el inicio de la excitación eléctrica auricular y el inicio de la excitación ventricular [25]. Este intervalo permite valorar la conducción auriculoventricular, si este intervalo supera los 200 ms indica un bloqueo AV de primer

grado. Por el contrario, cuando el PR es menor a los 120 ms se sospecha de un síndrome de preexcitación, tal como el Wolf Parkinson-White.

El intervalo RR es el espacio entre las dos ondas R sucesivas, se mide desde el inicio de una onda R hasta el inicio de la onda R siguiente. Su duración depende directamente de la FC [25].

El intervalo QT es medido desde el inicio del QRS hasta el final de la onda T, con una duración de hasta 0.43 s. Indica el tiempo necesario para la despolarización ventricular más la repolarización y está estrechamente relacionado con la duración del potencial de acción de las células ventriculares [25, 28, 30]. Clínicamente el intervalo QTc depende principalmente de la FC y su correcta interpretación es relevante en el diagnóstico de la enfermedad arterial coronaria.

El segmento ST con un rango de entre 0.05 s hasta 0.15 s, sigue del complejo QRS y termina al inicio de la onda T. En un ECG normal es isoeléctrico, y este segmento indica el inicio de la repolarización ventricular [20, 25].

En la tabla 2, se presentan los voltajes normales registrados en el ECG, estos voltajes dependen de cómo son colocados los electrodos en la superficie de la piel. Los datos a continuación se registran cuando los electrodos son colocados en los dos brazos o en un brazo y en una pierna:

Tabla 2. Voltajes y tiempos normales en un ECG [28].

Parámetro ECG	Voltaje (mV)	Duración (ms)
Complejo QRS	1.0- 1.5	<120
Onda P	0.1- 0.3	>120
Onda T	0.2- 0.3	150

El bajo voltaje de la onda T, en comparación del complejo QRS se debe a que la repolarización de los ventrículos puede iniciar hasta 0.35 s después de la despolarización, dando lugar a un período más tardado y mostrando en el ECG una onda T prolongada, pero de menor voltaje respecto al complejo QRS [25].

2.4 Anormalidades

Las anormalidades en la onda T, en el segmento ST y la duración del intervalo QT representan irregularidades en la repolarización ventricular. Las anormalidades en el segmento ST y la onda T son referidas como anormalidades primarias en la repolarización [30].

Dichas anormalidades primarias pueden ser causadas por una variedad de eventos, como: isquemia, miocarditis, consumo de medicamento, toxinas, anormalidades electrolíticas o también como un cambio abrupto en el ritmo cardíaco, hiperventilación, cambios en la posición del cuerpo, catecolaminas e incluso por estimulación simpática, son causadas por cambios en la secuencia o duración de la despolarización de los ventrículos, reflejándose en un cambio morfológico del complejo QRS [31].

2.5 ECG estándar de 12 derivaciones

Las derivaciones van a depender de las distintas disposiciones que se les darán a los electrodos en el momento de ubicarlos en el cuerpo (Fig. 6). Clínicamente el ECG de 12 derivaciones (Fig. 7) es el más utilizado, éste consiste en tres derivaciones de las extremidades (I, II, y III), tres derivaciones aumentadas (aVR, aVL y aVF) y seis derivaciones precordiales (V1 a V6) (tabla 3).

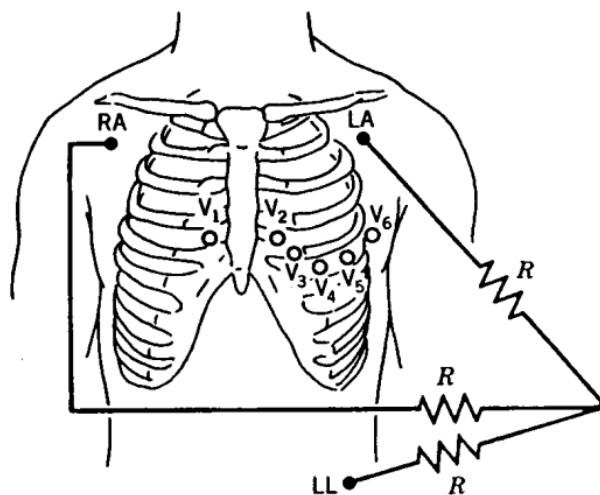


Fig. 6. Ubicación de electrodos [29].

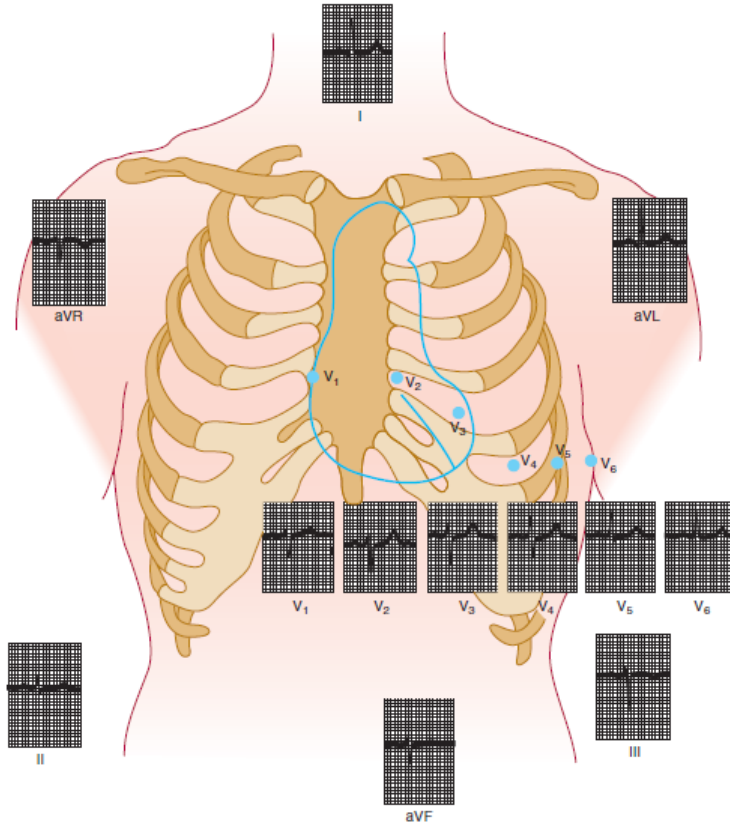


Fig. 7. El ECG en las 12 derivaciones [27].

2.5.1 Derivaciones estándar (o bipolares) de extremidades

Las derivaciones de las extremidades son bipolares y registran los potenciales eléctricos en el plano frontal del corazón. Estas son las derivaciones originales de Einthoven.

En la derivación I, el electrodo negativo se encuentra conectado al brazo derecho, mientras que en el brazo izquierdo el electrodo positivo; la derivación II consta del electrodo positivo en la pierna izquierda y el electrodo negativo en el brazo derecho, por último, en la derivación III se ubica el electrodo positivo en el brazo izquierdo y en la pierna izquierda el electrodo negativo [25].

Este sistema de electrodos se le conoce como triángulo de Einthoven, debido a que dichos ejes (los dos brazos y la pierna izquierda) forman un triángulo equilátero,

dónde el centro es el punto cero del campo eléctrico (Fig. 8). Son las derivaciones de la cara frontal del corazón (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF) [25].

2.5.2 Derivaciones aumentadas

También conocidas como las derivaciones monopoles amplificadas de Goldberger, en este sistema dos extremidades son conectadas mediante resistencias a un electrodo negativo en tanto la tercera extremidad es conectada al electrodo positivo. En el caso de ser el brazo derecho el conectado al electrodo positivo se conoce como aVR, de ser el brazo izquierdo el conectado a la terminal positiva es aVL y por último, el pie izquierdo es el conectado al electrodo positivo se conoce como la derivación aVF [25].

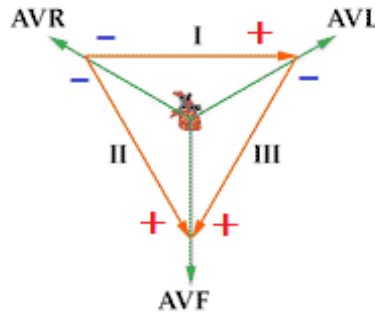


Fig. 8. Triángulo de Einthoven [27].

2.5.3 Derivaciones monopoles precordiales

Las derivaciones precordiales son seis (V1 a V6), éstas registran el potencial absoluto de donde es colocado el electrodo. En este sistema la derivación V1 y V2 presentan normalmente un QRS negativo, mientras que en las derivaciones de V4 a V6 el complejo QRS presenta un comportamiento positivo; esta polaridad del complejo QRS es consecuencia de la ubicación de los electrodos, por ejemplo en las derivaciones V1 y V2 el electrodo se encuentra ubicado más cerca de la base del corazón que de la punta cardíaca, siendo la base la que está en la dirección de la electronegatividad durante la despolarización de los ventrículos [25].

Las distintas combinaciones de electrodos permiten obtener el ECG estándar de 12 derivaciones (Tabla 3), asimismo cada una de estas derivaciones tiene un trazo de ECG característico, debido a que cada derivación mide un potencial de acción ubicado

de distinta manera, dando como resultado una señal que va variando en amplitud y polaridad. Es por ésto que una onda o el complejo QRS puede llegar a variar su amplitud, polaridad e incluso duración de una derivación a otra.

Tabla 3. Definiciones de los distintos tipos de derivaciones [29].

Tipo de derivación	Electrodos	Definición
Bipolares de extremidades (Einthoven)	LA, RA, LL, RL	I= LA- RA II= LL- RA III= LL- LA
Aumentadas (Goldberger)	LA, RA, LL, RL	AVR= RA- 0,5(LA + LL) AVL= LA- 0,5(LL+ RA) AVF= LL- 0,5(LA+RA)
Unipolares precordiales (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5, V6	V1= V1-(LA + RA + LL) /3 V2= V2-(LA + RA + LL) /3 V3= V3-(LA + RA + LL) /3 V4= V4-(LA + RA + LL) /3 V5= V5-(LA + RA + LL) /3 V6= V6-(LA + RA + LL) /3

Cada derivación da una información de una cara distinta del corazón por ejemplo cuando se presenta un trazo en el ECG sugerente de infarto en derivación DII, DIII y aVF, puesto que la cara diafragmática del corazón es la afectada.

2.5.4 Indicaciones para la obtención de un electrocardiograma

Seguir las indicaciones y recomendaciones adecuadas durante y previo al estudio del ECG permite menor número de errores y/o falsos positivos en su lectura, por lo que es importante seguir metódicamente los pasos durante este procedimiento [29, 31].

La preparación de la piel debe tomarse en cuenta para tener una buena lectura del ECG, debe estar limpia y afeitada si es necesario. El paciente no deberá contar con accesorios que puedan llegar a interferir en la señal electrocardiográfica. La posición del paciente debe ser en decúbito supino (también llamada decúbito dorsal), asimismo se le debe indicar mantenerse en silencio y sin realizar movimiento de sus extremidades (Fig. 9) [30, 31].

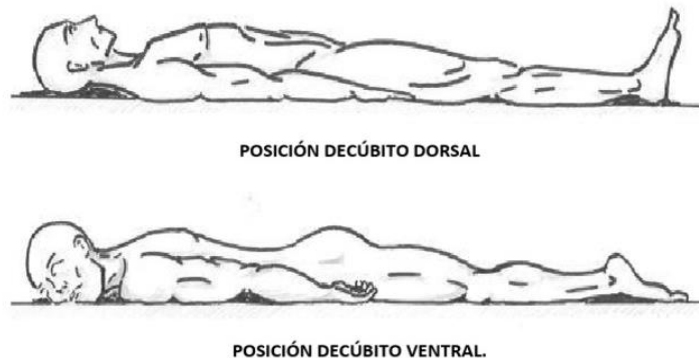


Fig. 9. Posiciones decúbito.

2.6 Pruebas de ejercicio

Las pruebas de ejercicio en el medio clínico permiten conocer información que en ocasiones no se refleja en electrocardiogramas obtenidos de pacientes con una posición en reposo. Esta prueba es un procedimiento no invasivo capaz de evaluar la actividad del corazón a través de ejercicios físicos progresivos. Su propósito ha sido descrito hace más de 60 años como una prueba que se utiliza para identificar la isquemia en el miocardio. Hoy en día su utilidad ha sido ampliada, siendo útil desde la detección de la enfermedad arterial coronaria (CAD) hasta la respuesta que tiene el cuerpo a dispositivos implantados, tales como marcapasos o la evaluación del riesgo cardiovascular [32].

2.6.1 Tipos de ejercicio

Para las pruebas de esfuerzo los tipos de ejercicio que son de interés son aquellos que provocan un estrés cardíaco y pulmonar [32].

- Ejercicio mecánico, se refiere a la existencia o no de movimiento en el ejercicio.
 - Dinámico, o también llamado isotónico es aquél que se da con el movimiento de las extremidades. Este mismo también se clasifica en concéntrico y excéntrico, el primero es el que se presenta con el acortamiento de las fibras musculares y el segundo el que se da cuando se alargan las fibras musculares.

- Estático, conocido también como isométrico, es cuando no existe movimiento de la extremidad.
- Metabólico, este se clasifica de acuerdo con la disponibilidad de oxígeno para el proceso de contracción.
 - Aeróbico, este tipo de ejercicio incluye aquellos que involucra la disponibilidad de oxígeno.
 - Anaeróbico, al contrario de los procesos aeróbicos, en estos no hay oxígeno disponible.

La mayor parte del ejercicio implica contracciones tanto dinámicas como estáticas, así como metabolismo aeróbico y anaeróbico, y dependiendo de la contribución de cada uno, las respuestas fisiológicas pueden ser significativamente diferentes.

2.6.2 Respuestas fisiológicas

Las respuestas fisiológicas que se presentan bajo actividad física varían en cada persona, aun así, la primera a notar es el ritmo cardíaco. Éste último aumenta debido a la disminución de la respuesta vagal sumado al aumento de la respuesta simpática. Los trabajos dinámicos son el tipo de ejercicio que más aumentan el ritmo cardíaco [32].

La presión arterial también se ve influenciada bajo actividad dinámica, en el caso de la sistólica ésta aumenta por el gasto cardíaco que se está requiriendo, a la vez que la diastólica suele permanecer o disminuir mesuradamente debido a la resistencia vascular periférica [33].

Durante el ejercicio el flujo sanguíneo coronario puede llegar a aumentar hasta cinco veces su valor normal, pero en pacientes con enfermedad coronaria de las arterias obstructiva no tienen la capacidad de proveer el flujo sanguíneo necesario para la demanda metabólica que está recibiendo el miocardio, dando lugar a la isquemia miocárdica (Fig. 10) [33].

Cuando la prueba inicia y la intensidad va en aumento, el aumento de demanda de oxígeno aumenta el consumo máximo de oxígeno ($VO_{2\max}$), la cual es considerada la

mejor medida para evaluar la aptitud cardiovascular y capacidad de ejercicio, considerando que ésta no se puede exceder, excepto en atletas de alto rendimiento. VO_2 max es el consumo máximo alcanzado durante la actividad dinámica, la cual involucra en gran parte la masa muscular [34].

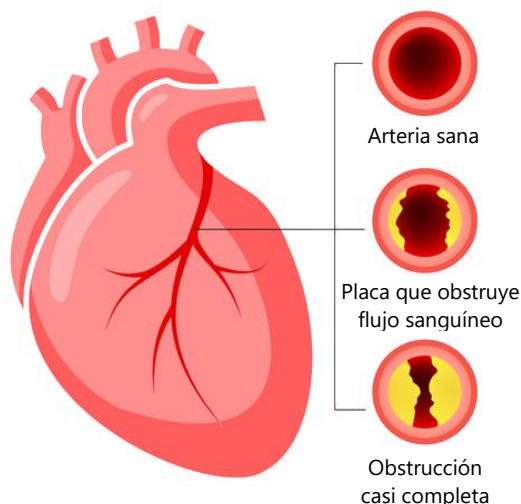


Fig. 10. Enfermedad coronaria [34].

2.6.3 Protocolo de Bruce

Dentro de los estándares de una prueba de ejercicio se incluyen protocolos, estos protocolos son necesarios para marcar los períodos dentro de este procedimiento, dichos periodos incluyen: el calentamiento con una carga baja, seguido del ejercicio progresivo con cargas crecientes, al llegar al esfuerzo máximo de la prueba se sigue con el período de recuperación.

La selección del protocolo depende del propósito que tenga la prueba de ejercicio, así como del paciente y de sus condiciones físicas y de salud. Los protocolos más empleados son: Bruce, Bruce modificado, Cornell, Naughton y Balke [32]. El protocolo Bruce consta de siete etapas, siendo cada una de tres minutos, conforme se avanza de etapa también incrementa el grado de inclinación de la banda sin fin (Tabla 4).

El protocolo Bruce tiene como ventaja el equilibrio que mantiene en la etapa final de la prueba. Inicialmente este protocolo se empleaba como herramienta para el

diagnóstico en hombres de mediana edad, aunque actualmente no es el adecuado para medir la capacidad de ejercicio en sujetos, específicamente en aquellos con índice alto de obesidad y de edades avanzadas. Para las personas con estas características y con limitaciones físicas se recomienda el protocolo Bruce modificado, debido a que en este protocolo las cargas al inicio son menores, siendo así que al iniciar la prueba la banda sin fin no tendrá ninguna pendiente (Tabla 5) [29, 35].

Tabla 4. Protocolo de Bruce [35].

Etapas	Tiempo (min)	Velocidad (km/h)	Pendiente (%)	MET
1	3	2.7	10	4.7
2	3	4.0	12	6.8
3	3	5.4	14	9.1
4	3	6.7	16	12.9
5	3	8.0	18	15
6	3	8.8	20	16.9
7	3	9.6	22	19.1

Tabla 5. Protocolo de Bruce modificado [35].

Etapas	Tiempo (min)	Velocidad (km/h)	Pendiente (%)	MET
1	3	2.7	0	1.7
2	3	2.7	5	2.8
3	3	2.7	10	5.4
4	3	4.0	12	7.0
5	3	5.4	14	10
6	3	6.7	16	13
7	3	8.0	18	17
8	3	8.9	20	20

En ergometría un MET representa la cantidad de oxígeno que consume un sujeto por unidad metabólica, suele equivaler a los minutos que lleva la prueba más uno. Este valor permite conocer el estado funcional de la persona, en condiciones fisiológicas una persona en reposo tiene 3.5 ml/kg/min [35].

2.6.4 Recomendaciones en una prueba de ejercicio

Debido a la naturaleza de la prueba no es posible obtener un ECG estándar de 12 derivaciones, los electrodos de las extremidades son reacomodados en el torso (Fig. 11). Esta situación modifica la morfología de la onda T y el complejo QRS, aunque esto no impide analizar el ritmo cardíaco correctamente [32].

Para la colocación de los electrodos es primordial considerar la interfaz electrodo-piel. La superficie de la piel debe prepararse debidamente (por ejemplo, eliminando la grasa que se encuentra en la superficie) para disminuir en lo más posible la resistencia de la piel [32].

Aunque se utiliza una sustancia adherente para fijar los electrodos en la piel, con la prueba en proceso es natural que se presente sudor, por lo cual en ocasiones se envuelve el torso con una venda elástica para evitar y/o reducir el ruido que se podría llegar a producir por el movimiento de los electrodos [33].

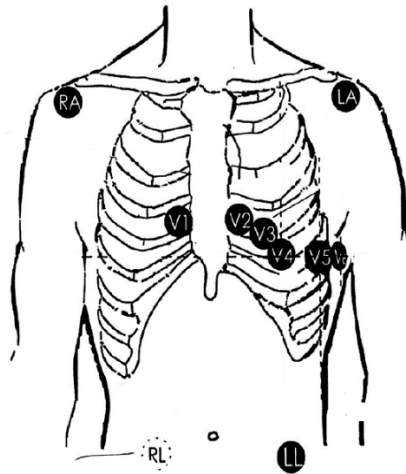


Fig. 11. Colocación de electrodos durante una prueba de ejercicio [32].

2.6.5 El ECG y la prueba de ejercicio

Mientras la prueba de ejercicio está sucediendo y avanzando progresivamente, el ECG va registrando los cambios que el paciente está presentando, estos cambios pueden ser hallazgos normales hasta anomalías [32].

En el caso de la onda P, su magnitud aumenta en las derivaciones DII, DIII y aVF, su duración no suele modificarse o solo alarga mínimamente su duración. Las anomalías que puede presentar la onda P durante el esfuerzo físico se presentan en la derivación precordial V1, donde la duración de esta onda se ve alargada en pacientes con isquemia reversible, lo cual se asocia a la presión que existe en la aurícula izquierda durante esta enfermedad. De existir un aumento en la duración de la onda P, se suele relacionar con isquemia [32].

Durante el ejercicio, el intervalo PR se acorta y se inclina hacia abajo en las derivaciones inferiores (DI, DII y aVF). La deflexión decreciente se ha relacionado a la repolarización auricular y puede causar una aparente depresión del segmento ST [33].

Usualmente existe una línea isoeletrica desde el inicio de P hasta el final de T, la cual es horizontal (como una cuerda tensa). Durante actividad física la distancia entre estos dos puntos suele acortarse debido al aumento de la FC y esta cuerda que llamábamos tensa comienza a “colgarse” (Fig. 12) [33].

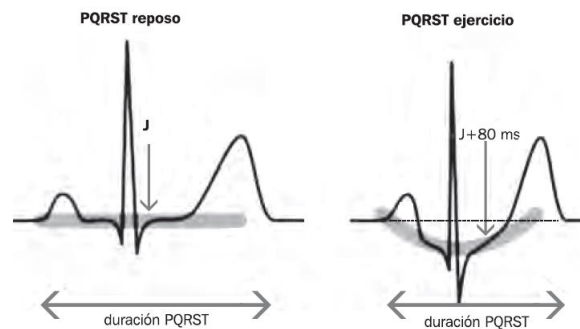


Fig. 12. PQRST en ejercicio [33].

El QRS también es modificado con ejercicio, en especial su contenido de alta frecuencia de su espectro de potencia, éste aumenta en sujetos normales. En condiciones fisiológicas la duración del complejo QRS disminuye en las últimas etapas de la prueba de ejercicio. En el caso de las ondas Q septales aumentan su magnitud en las derivaciones laterales (DI, aVL, V5 y V6), por otro lado, la onda R disminuye y la onda S suele aumentar solo en las derivaciones inferiores [33].

Se ha evaluado la duración del QRS (específicamente su acortamiento) en el ejercicio para sugerir presencia de enfermedad coronaria subyacente, particularmente en mujeres y en algunas situaciones donde existe respuesta de falsos positivos del segmento ST [32].

Normalmente la onda R aumenta en amplitud durante el ejercicio subóptimo mientras que en el ejercicio máximo disminuye, De haber un aumento en amplitud en el ejercicio máximo se le atribuye a una isquemia del tejido cardíaco, posiblemente por la dilatación isquémica del ventrículo izquierdo. No se han obtenido suficientes resultados que logren mejorar la precisión diagnóstica relacionada con la onda R durante el esfuerzo físico [32].

Entre el 10 y 20% de los pacientes sanos sufren una elevación en el segmento ST durante el ejercicio máximo y una depresión del punto J suele ocurrir en sujetos de mayor edad. La magnitud de la elevación del ST se debe medir de 60 a 80 ms después del punto J. Es normal que con ejercicio sujetos en reposo ocurra una elevación del punto J por la repolarización temprana y el segmento ST suele normalizarse con ejercicio (Fig. 13) [32].

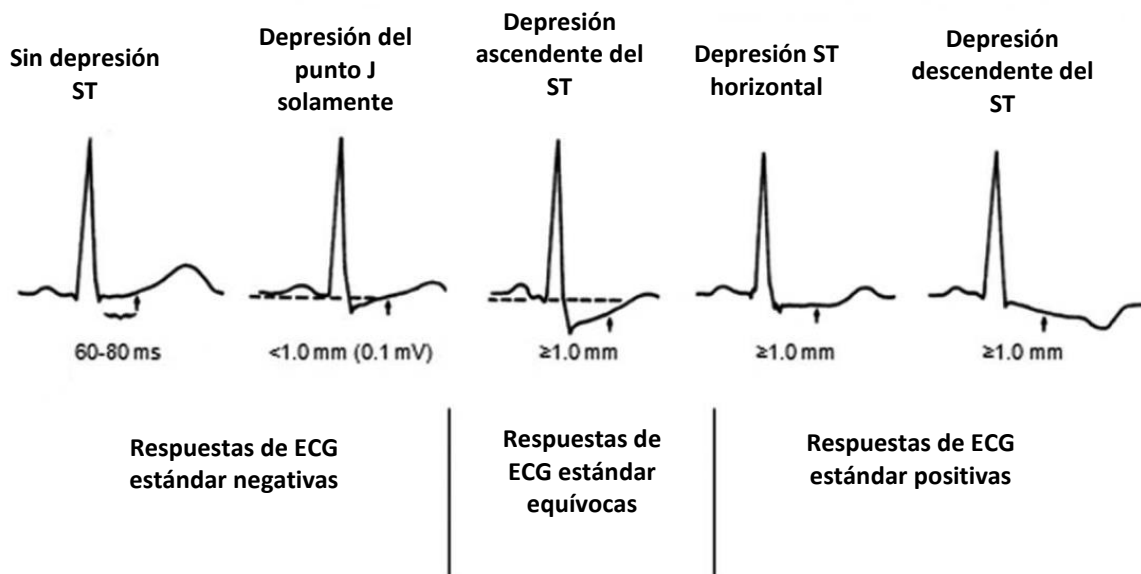


Fig. 13. Comportamiento del segmento ST [32].

En las primeras etapas de la prueba de ejercicio es normal que ocurra una disminución global de la amplitud de la onda T y que aumente con las cargas de trabajo y aumente aún más en las etapas de recuperación temprana. La morfología de la onda T se ve afectada por la posición de cuerpo, la respiración, el tratamiento farmacológico del paciente, la hiperventilación y la isquemia miocárdica. Una onda T invertida durante ejercicio se relaciona con isquemia reversible pero también puede estar asociada con la perfusión del área isquémica [32].

Durante una prueba de ejercicio es común que la FC aumente, por lo tanto, es difícil notar cambios importantes en la onda U debido a que al aumentar la FC la onda P y T se aproximan.

2.7 Estado del arte

Con el paso de los años el ECG se ha convertido en una herramienta indispensable en el diagnóstico cardiovascular, siendo igualmente fundamental en el área de investigación clínica enfocada al estudio de la actividad eléctrica del corazón, por lo que el análisis automático del ECG es sustancial en el monitoreo cardiaco.

El procesamiento digital de la señal ECG permite identificar, extraer y analizar de manera automática los distintos componentes de la señal. En 1998 Jean- Philippe Couderc, et al. definen a la TW como una técnica no invasiva que permite analizar y evaluar las anormalidades que presentan los segmentos de repolarización y hacen énfasis en como el análisis en el dominio del tiempo es un enfoque más sencillo para detectar y cuantificar las ondas del ECG, pero su eficacia es limitada por la inexactitud en la definición de los finales de las ondas del ECG. Por ello la técnica en el dominio tiempo- frecuencia como TW es más útil ya que proporciona una identificación más exacta de los puntos característicos de las ondas del ECG. [37].

Durante el 2004, JP Martínez et al. Desarrollan un sistema de delineación del ECG basado en la TW dónde detectan el complejo QRS y el inicio, pico y final de la onda P y T. Para la evaluación de su trabajo utilizan las bases de *datos MIT- BIH Arrhythmia, QT*,

European ST- T y “Common Standars in Quantitative Electrocardiography” (*CSE*). La detección del complejo QRS obtiene una sensibilidad del 99.66% y una predictividad positiva de 99.56%. Para el pico de la onda P obtienen una sensibilidad del 98.87%; en el caso del inicio y final de la onda P obtienen un promedio (m) y desviación estándar (sd) de 2.0 ± 14.8 ms y 1.9 ± 12.8 ms, respectivamente [39].

En el año 2005, C Alvarado et al. presentan algoritmos capaces de detectar los puntos característicos del complejo QRS y la onda T, basados en la transformada wavelet continua (TWC) con *splines*. Para la evaluación del algoritmo de detección del complejo QRS se utilizaron 8 registros de la base de datos *MIT- BIH*, obteniendo una precisión del 99.5%. Para la evaluación del algoritmo de delineación del inicio del complejo QRS se utilizaron 25 registros de la base de datos *CSE*, el valor obtenido fue de 4.5 ± 1.5 ms, el cual está dentro de los límites de tolerancia para desviaciones determinadas por expertos. Los algoritmos desarrollados de la TWC con *splines* tienen la ventaja de utilizar cualquier escala de enteros, además de ser robustos al ruido y artefactos, y tienen la precisión de un experto [40].

En 2015, Lenis Gustavo et al. presentan un algoritmo basado en la transformada wavelet estacionaria libre de fase capaz de delimitar y detectar la onda P, para el desarrollo de su algoritmo primero lo probaron en señales electrocardiográficas sintéticas y posteriormente en registros de la base de datos QT. Sus resultados obtuvieron un error de -0.32 ± 12.41 ms para el inicio de la onda P [41].

En el 2016 se desarrolla un algoritmo capaz de detectar las ondas P y T simultáneamente en el ECG como prueba de concepto, dicho algoritmo depende de la estimación de la duración del evento antes de procesar la señal. Aunque su trabajo se ve afectado por las anomalías en los registros de la base de datos de arritmias *MIT- BIH* obtienen una sensibilidad de 98.05% y una predictividad positiva del 97.11% para la detección del pico de la onda P [42].

En 2017 se desarrolla un algoritmo capaz de realizar la detección automática robusta de la onda P y T, se proponen dos métodos automáticos: uno basado en

percentiles y el segundo en gráficos, este último utiliza un banco de ondas características para entrenar un modelo llamado *Hidden Conditional Random Field (HCRF)*. El primero de sus métodos obtiene una precisión del 31.76% y su segundo método obtiene una precisión del 75.79%, ambos para el caso del pico de la onda P. [43].

Dos años después se desarrolla un algoritmo basado en la transformada fasorial capaz de detectar la onda P durante arritmias. En este trabajo se utilizaron 12 registros patológicos de la base de datos de arritmias *MIT-BIH*, por la facilidad que tienen al incluir las referencias de las posiciones de los distintos complejos QRS. Para señales en condiciones fisiológicas (con una FC normal) se alcanza una sensibilidad del 98.42% y una predictividad positiva del 99.98%, en cambio para aquellas señales patológicas se adquiere una sensibilidad del 96.40% y de predictividad positiva 85.84%, estos resultados son del pico de la onda P [44].

El mismo año se detecta el pico de la onda P utilizando una red neuronal convolucional que funciona con imágenes en 2D de señales de ECG impresas, para la validación de sus resultados lo hacen utilizando los registros de la base de datos *QT*. Con respecto a las anotaciones manuales de la base de datos *QT*, la sensibilidad fue de 97.24%, la predictividad positiva de 97.22% y la exactitud de 98.9% [45].

3 DETECCIÓN DE LOS PUNTOS CARACTERÍSTICOS DE LAS ONDAS P, Q y R DEL ECG

3.1 Introducción

Las cardiopatías son la principal causa de defunciones en el país por lo que el estudio del ECG se convierte en la herramienta indicada para evaluar la actividad del corazón. Asimismo, identificar los distintos puntos, intervalos y segmentos característicos del ECG a través de algoritmos automatizados nos da la oportunidad de conocer a fondo el desempeño cardíaco.

Conocer las características eléctricas y de ritmo del corazón da la posibilidad de contar con un diagnóstico oportuno y temprano para los pacientes, que en ocasiones puede llegar a ser vital. Debido a que la morfología del ECG, o las amplitudes y duraciones que presenta pueden llegar a ser el reflejo de anomalías cardíacas, entre más precisos sean los algoritmos de detección más confiables serán los resultados y por consiguiente el diagnóstico realizado.

A lo largo de los años se han desarrollado distintos sistemas automatizados para la detección de los puntos característicos de ECG, en este trabajo de investigación se pretende detectar y medir la onda P y el intervalo PR para evaluar la actividad eléctrica auricular del ECG con un algoritmo basado en la TW. Por la baja amplitud que presenta la onda P y su alta variabilidad, la detección de esta onda tiene cierto grado de complejidad. En nuestro laboratorio se cuenta ya con un algoritmo de detección del inicio y pico del complejo QRS, el cual será utilizado como referencia para la detección de la onda P y del intervalo PR [40].

Una vez desarrollado el algoritmo será validado con registros de la base de datos QT, los cuales tienen anotaciones manuales realizadas por expertos del inicio, pico y final de la onda P, y del pico del complejo QRS. Posteriormente, el algoritmo será aplicado para evaluar la dinámica del intervalo PR durante pruebas de ejercicio en sujetos normales.

3.2 Transformada Wavelet

Existen distintos métodos para describir una señal en el dominio del tiempo y frecuencia, como lo son la transformada de Fourier (TF), la transformada rápida de Fourier (STFT), la distribución de Wigner y la TW. Cada técnica es aplicada en distintas áreas dependiendo el fin que se desea cumplir.

En el caso de la transformada de Fourier, ésta no es una herramienta adecuada para señales no estacionarias debido a que sólo entrega las frecuencias sin indicar el tiempo en el que ésta aparece. Sin embargo, para una señal estacionaria esto no es un inconveniente, debido a que ésta mantiene el mismo componente de frecuencia en todo instante de tiempo; a diferencia de una señal no estacionaria, que presenta distintos componentes espectrales para distintos intervalos de tiempo [46].

La transformada rápida de Fourier aparece como una solución a las limitantes de las TF, este método divide la señal no estacionaria en fragmentos donde se asume como señal estacionaria. Posteriormente, la señal es multiplicada por una función ventana de longitud finita, donde la anchura de esta ventana influye directamente en la resolución en el dominio de la frecuencia y del tiempo. Una ventana estrecha da una buena resolución en tiempo, en cambio, con una ventana ancha se obtiene una buena resolución en frecuencia [46].

La TW es una herramienta en el procesamiento de señales, que permite una buena representación, tanto en dominio del tiempo como en el de frecuencia de manera simultánea, siendo un método adecuado para señales no estacionarias. La TW de modo esencial es el filtrado a una señal para eliminar ciertas componentes de baja o alta frecuencia, esta etapa de filtrado consta de un filtro paso bajo y paso alto, después se toma uno o ambos de los conjuntos obtenidos del filtrado y repite la acción hasta que la señal se ha descompuesto en cierta cantidad de niveles predefinidos [46].

En este punto se pueden conocer las bandas de las frecuencias para cada intervalo de tiempo. En la TW es posible cambiar la anchura de la ventana conforme la transformada se calcula para cada componente del espectro.

· La transformada Wavelet continua (TWC) se define como la convolución de una señal $x(t)$ con una función Wavelet $\psi(t)$ desplazada en el tiempo por un parámetro de traslación y otro de escala [29].

$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} X(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

Donde $\psi^*(t)$ es el complejo conjugado de la función wavelet $\psi(t)$ y debe satisfacer dos condiciones [29, 47]:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} [\psi(t)] = 0 \quad (2)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (3)$$

En la ecuación (2) la función debe decaer con respecto al tiempo y en la ecuación (3) corresponde a un filtro pasabanda, dando lugar a oscilaciones [29].

En la ecuación (1) se aprecia que la TW está en función de dos variables: a , el parámetro de escala y b , el parámetro de traslación. En la ecuación (4) se define a la wavelet madre [47].

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (4)$$

La wavelet madre es de longitud finita y es la base para las ventanas que se utilizan en este método, ya que estas serán dilatadas o comprimidas dependiendo de la escala que sea elegida. Si la wavelet madre se ensancha se pierde resolución en tiempo, pero se gana en frecuencia y por otro lado si se estrecha se gana resolución en tiempo y se pierde en frecuencia.

En la TW el parámetro de escala se define como el inverso de la frecuencia. El escalamiento de la señal define si esta dilatada o comprimida, de ser una escala menor ésta será comprimida, por el contrario, con las escalas altas corresponde, a señales dilatadas. Las escalas altas corresponden a bajas frecuencias, mientras que las escalas menores a frecuencias altas.

En ocasiones los parámetros a y b se discretizan en las escalas diádicas $a = 2^j$, $b = 2^j k$ con $(j, k) \in \mathbb{Z}^2$, donde $j = 1, 2, 3, \dots$. En estos casos se puede utilizar el algoritmo de Mallat el cual se basa en un filtro pasa alto y otro filtro pasa bajo. O también se puede aplicar un procedimiento para el caso de sobre muestreo donde $a = 2^j$, $b = k$, utilizando un filtro con relleno de ceros [48].

Aunque los procedimientos antes descritos parecen ser completamente eficientes, tienen la limitante de solo poder calcular la TWC con escalas que sean potencias de 2 [29]. Como solución se podría considerar una discretización más fina de TWC donde $a = m$, $b = k$.

3.3 Funciones *spline*

Los *splines* son funciones bastante flexibles que permiten aproximarse virtualmente a cualquier wavelet deseable. Es por lo que al estar en una clase de polinomios spline se permite una elección libre sobre el valor de a . En este trabajo se toma la señal $X(t)$ y la función wavelet $\psi(t)$ como funciones *spline* polinómicas de grado n_1 y n_2 respectivamente. Estas funciones están realizadas a partir de segmentos polinómicos de grado n de longitud unitaria, asegurando la continuidad de la función resultante y de sus derivadas hasta el orden $n-1$, son estas *splines* las que son conocidas por su expansión *B-splines* [48].

$$X(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c(k) \beta^n(x - k) \quad (5)$$

Donde β^n es la *B-spline* central de orden n y $c(k)$ son los coeficientes de las *B-splines*. Estas *splines* son del tipo gaussiano que se genera a partir de la convolución repetida de una *B-spline* de grado cero [48].

En este método se utiliza como función wavelet $\psi(t)$ a la primera derivada de una de una *B-spline* cúbico de orden 4 expandida por un factor 2 (Fig. 14), siendo del tipo gaussiano tiene una buena resolución en el espectro de frecuencias y en el tiempo [29].

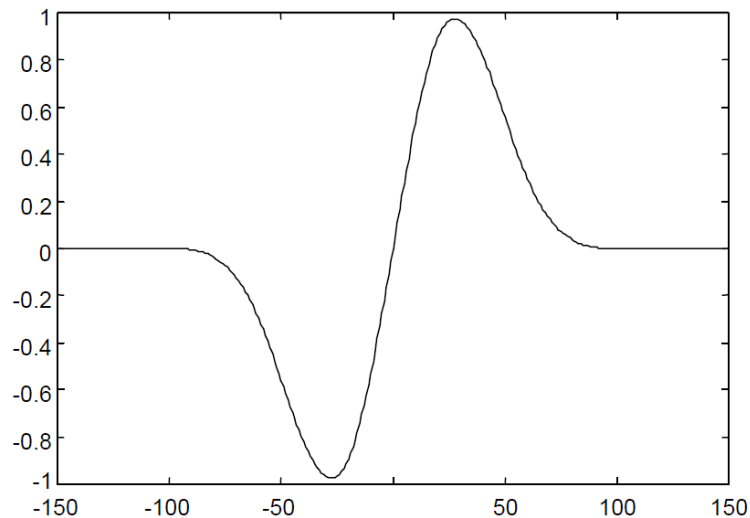


Fig. 14. Primera derivada de una *B-spline* cúbica de orden 4 expandida por un factor de 2 [29].

3.4 Escalamiento

La elección de la escala para la detección de los puntos característicos de la onda P conlleva un rol importante, debido a que de su elección producirá una dilatación o compresión de la señal.

En la tabla 6 se muestran las escalas con sus respectivos anchos de banda a -3 dB de los filtros digitales equivalentes para una frecuencia de muestreo (f_s) de 250 y 1000 muestras/s [29]. Y en la figura 15 se muestra la respuesta en frecuencia de las escalas que se han decidido elegir para este método.

Tabla 6. Anchos de banda a -3 dB de los filtros digitales equivalentes.

Escala	Frecuencia de muestreo (Hz)	
	250	1000
	Ancho de banda (Hz)	
1	28-94	110-375
3	10-32	38-130
7	4-14	17-56
8	4-12	15-49
9	3-11	13-43
10	3-10	12-40

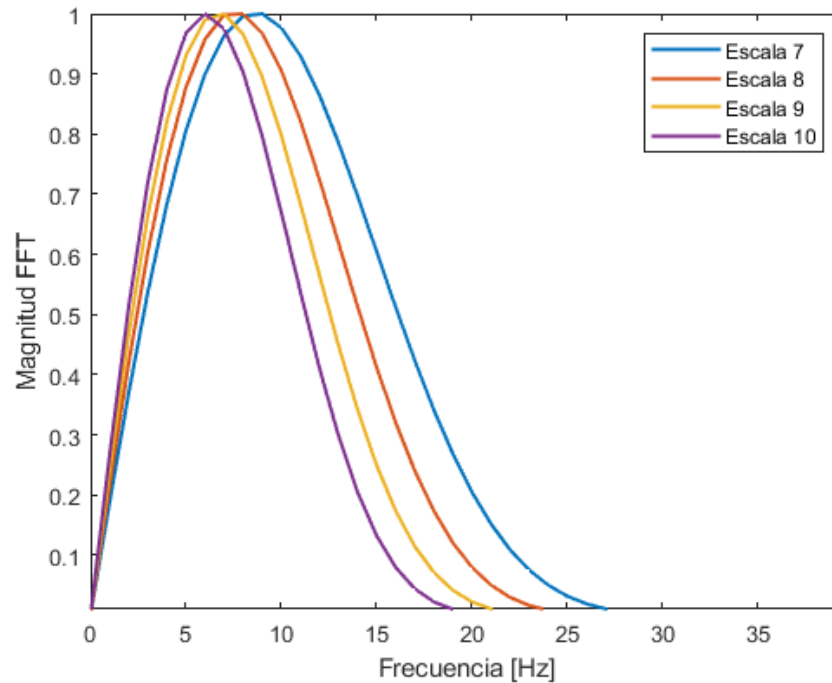


Fig. 15. Anchos de banda de los filtros equivalentes a una $f_s = 250$ Hz.

3.5 Detección de la onda R

La detección del pico de la onda R es fundamental para algoritmos de detección ya que al ser la de mayor amplitud en el ECG se utiliza como referencia para detectar las demás ondas e intervalos. La función wavelet que se utiliza para detectar R genera un par de módulos máximos (P_{mm}) de signos opuestos (W_{max} y W_{min}), dónde el cruce por

cero entre éstos corresponde al pico de R. El complejo QRS comprende un rango de frecuencias de 3 Hz a 40 Hz, considerando que se utiliza una $f_s = 250$ Hz se decide utilizar la escala 3, siempre se debe tomar en cuenta que al incrementar la escala también aumentará el retraso.

Se debe considerar que el QRS se puede presentar con polaridad positiva y negativa, debido a que cuando se presenta primero W_{min} corresponde a un QRS con polaridad positiva (Fig. 16) y cuando primero se presenta W_{max} se trata de un complejo de polaridad negativa.

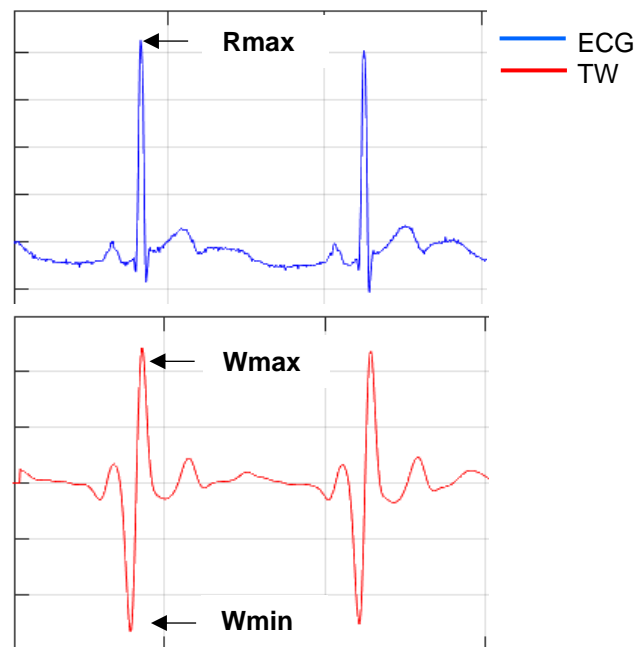


Fig. 16. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 3 para la detección del pico R.

Por lo que se implementa el algoritmo de Alvarado et al. [40] con unas modificaciones para detectar el pico R. Tomando en cuenta la pendiente que se genera entre el par de módulos máximos, si se tratase de un complejo QRS positivo se generará una pendiente positiva y al contrario un QRS negativo comprenderá una pendiente negativa [35,47]. En la figura 17 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo empleado para la detección de la onda R.

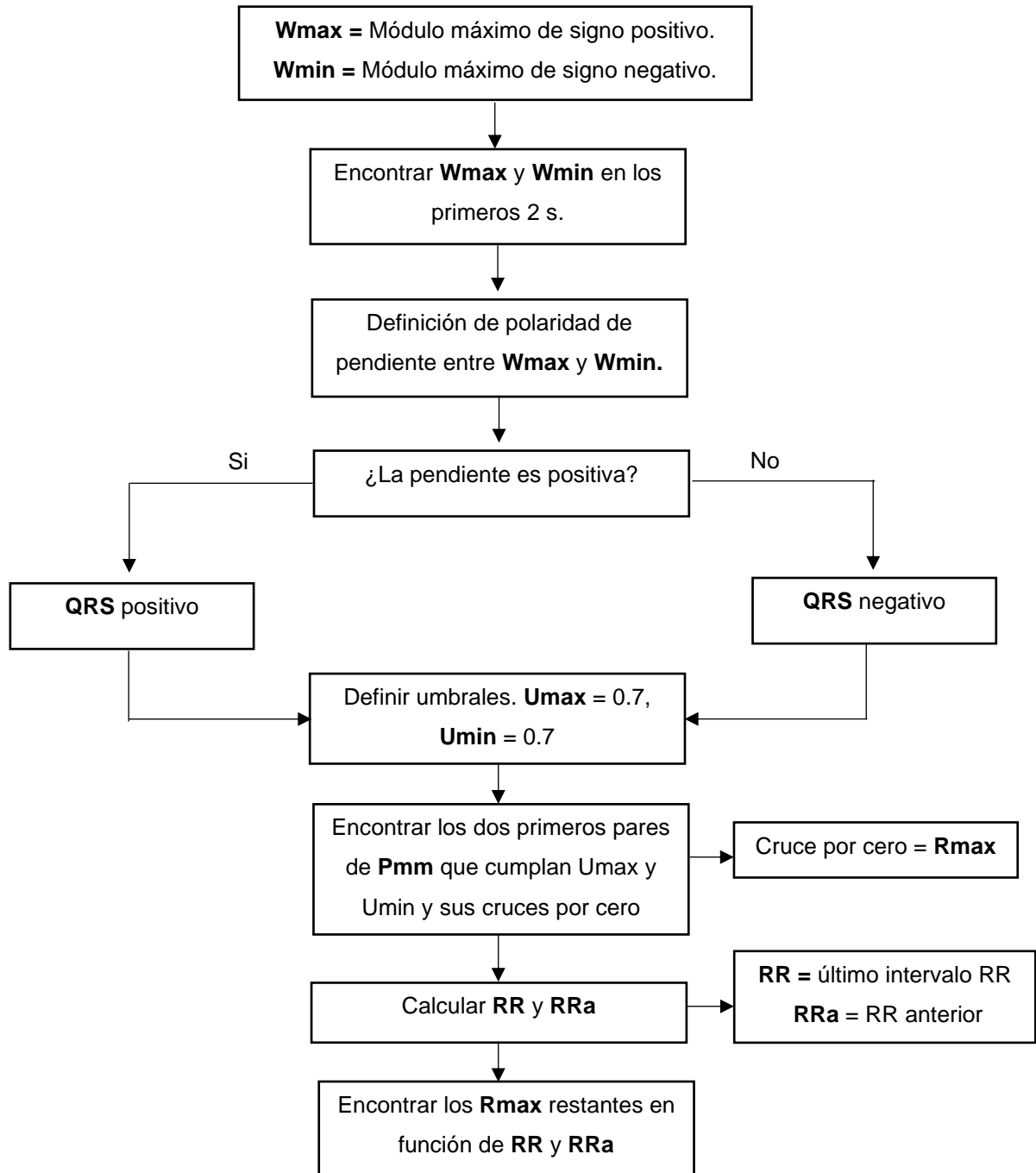


Fig. 17. Diagrama de flujo para la detección de la onda R.

3.5.1 Frecuencia cardíaca

La FC es un factor que considerar en el desarrollo del algoritmo para detectar la onda P, debido a que es distinta en cada paciente y puede llegar a variar considerablemente en cada registro, por esta razón la ventana de búsqueda (v_{bq}) es dependiente de la FC. Es decir, que la ventana tendrá un rango de búsqueda menor conforme la FC vaya ascendiendo, y si la FC disminuye el rango de búsqueda será mayor. Este rango de búsqueda se define en ms. En la figura 18 se muestra el diagrama de flujo de esta ventana de búsqueda.

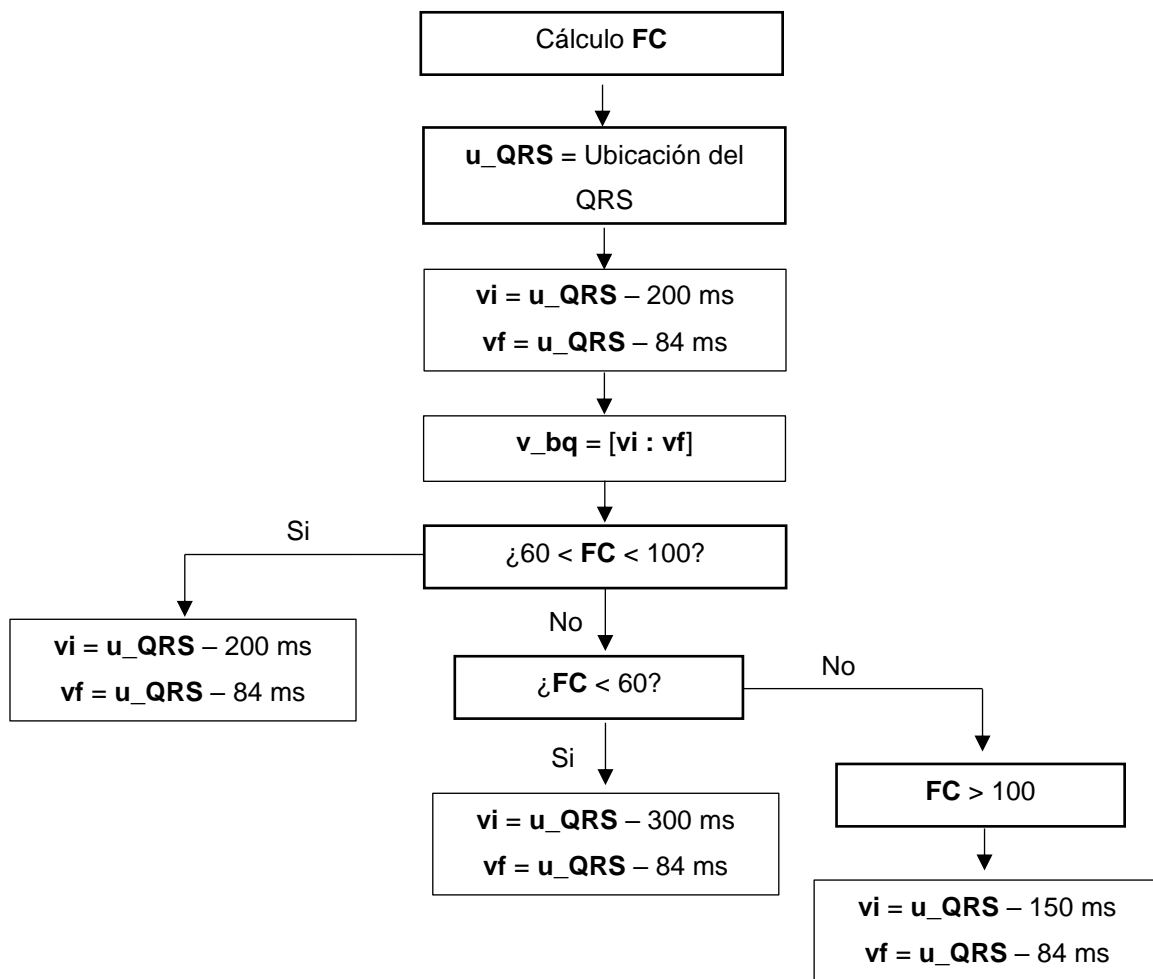


Fig. 18. Diagrama de flujo para la ventana de búsqueda dependiente de la FC.

3.6 Delineación del inicio y pico de Q

La delineación del pico de la onda Q se realiza a partir de una ventana de búsqueda hacia atrás del pico de la onda R. El primer paso es encontrar el primer cruce por cero (Q_a) hacia la izquierda de W_{min} , posteriormente se realiza otra búsqueda hacia atrás para encontrar el siguiente cruce por cero (Q_i) (Fig. 19). En el caso de la detección del pico Q se utiliza la escala tres, la misma que se ha utilizado en la detección de R.

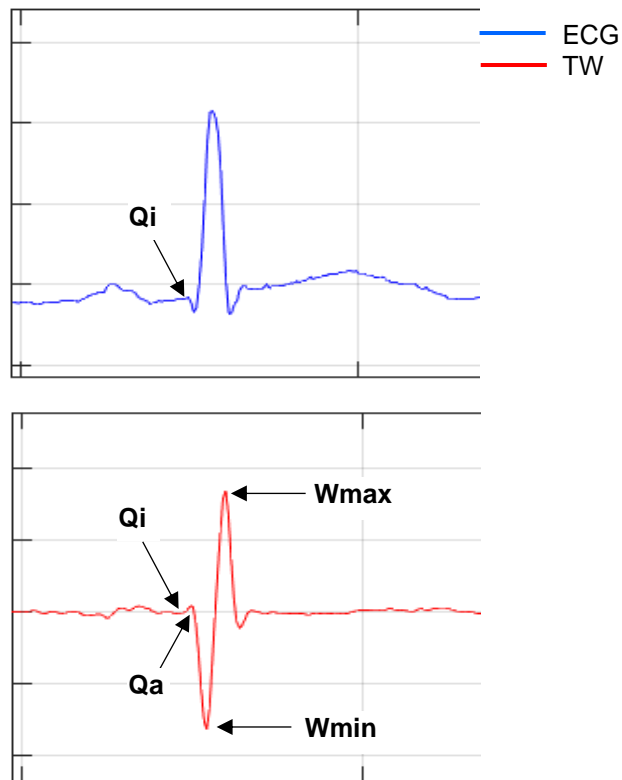


Fig. 19. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 3 para la delineación del inicio y pico de Q.

A continuación, en la figura 20 se presenta el diagrama de flujo del algoritmo de delineación del inicio y pico de Q.

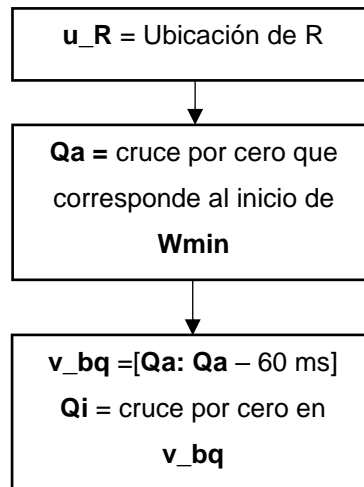


Fig. 20. Diagrama de flujo del algoritmo para la delineación del inicio y pico de Q.

3.7 Delineación del inicio, pico y final de la onda P

En la delineación de P se utiliza la ubicación del pico de la onda R, debido que a partir de esta ubicación se aplica una ventana de búsqueda hacia atrás para calcular el inicio y final de la onda P. En estas ventanas de búsqueda es donde se analiza la función wavelet obtenida a partir del registro ECG. El cruce por cero entre los módulos máximos generados por la TWC (Pmm) corresponde al pico de la onda P (Pmax).

El inicio del módulo máximo de signo negativo (wPmin) indica el inicio de la onda P y el final del módulo máximo de signo positivo (wPmax) determina el final de esta onda.

En la figura 21 se muestra un registro de ECG (señal azul) y marcado en rojo los módulos máximos y mínimos generados por la TWC con una escala 8, así como el cruce por cero entre estos dos.

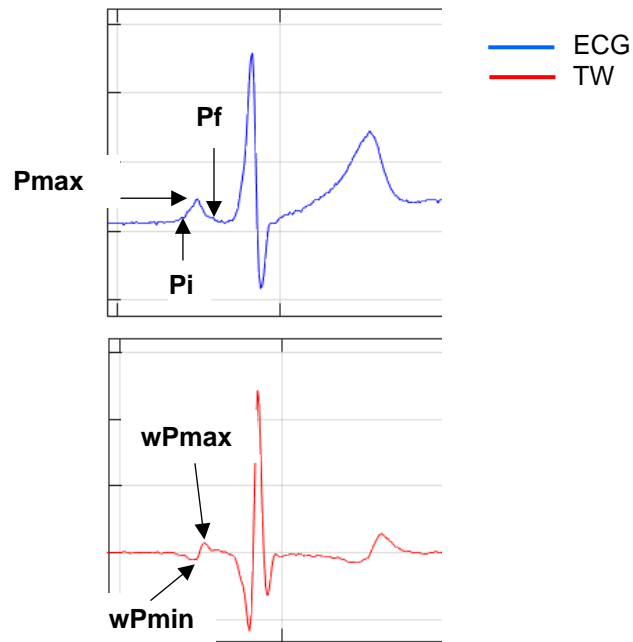


Fig. 21. ECG y puntos característicos de la TWC en la escala 8 para la detección del pico de P.

Por la baja amplitud de la onda P es conveniente utilizar escalas altas, específicamente esta onda maneja un espectro de frecuencias en el rango de 0.5 Hz a 10 Hz por lo que se decide utilizar la escala 8 y 10, y para algunos casos la escala 9. Es importante contemplar que el pico máximo de la onda P tendrá un retardo dependiendo de la escala que se decida utilizar. En la figura 22 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo de delineación del inicio, pico y final de la onda P.

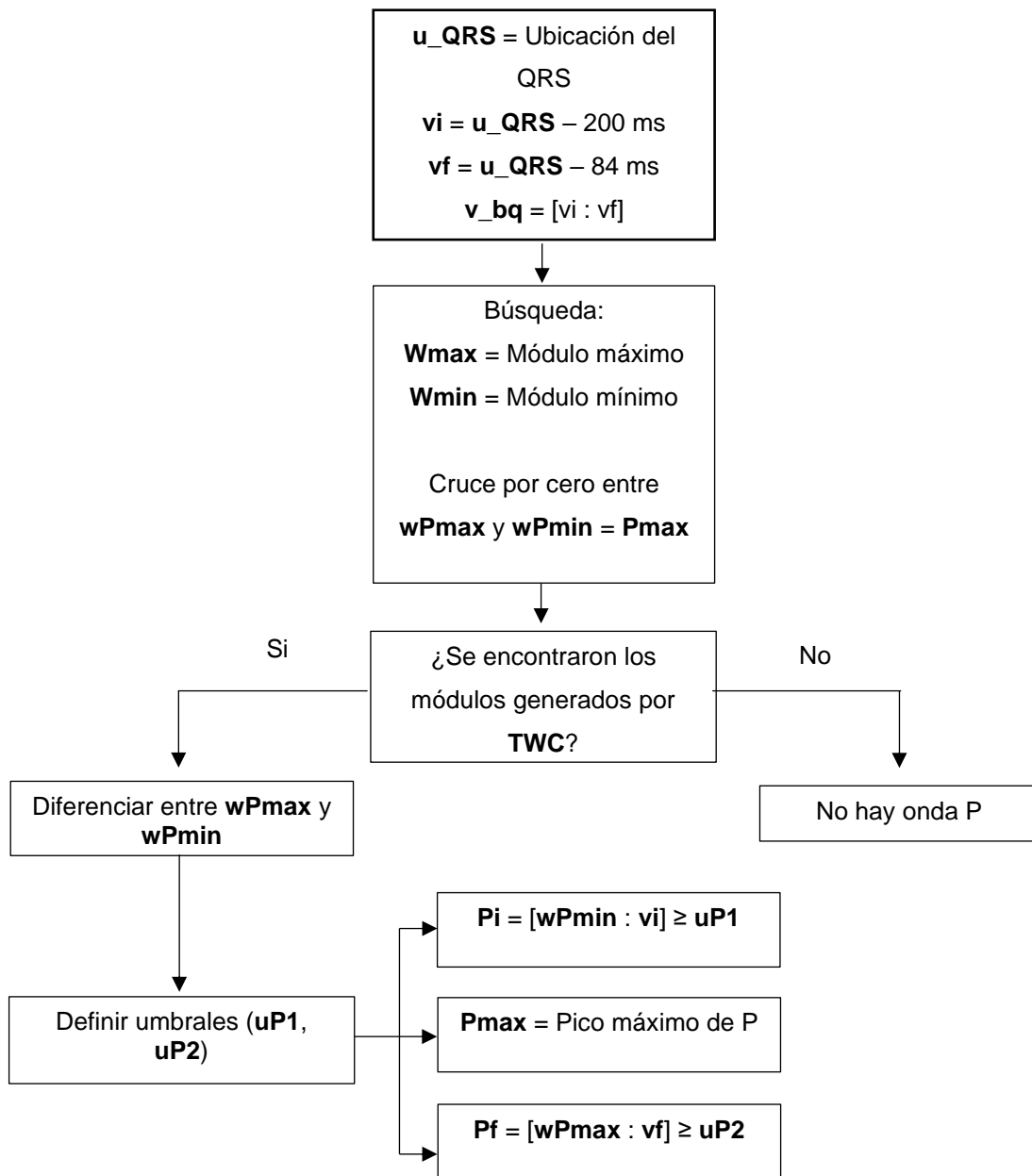


Fig. 22. Diagrama de flujo del algoritmo de delineación del inicio, pico y final de la onda P.

Una vez que el inicio de la onda P y el inicio de la onda Q (o la onda R cuando no hay onda Q) se han definido en los algoritmos desarrollados, se calcula el intervalo PR, el cual permite valorar la conducción auriculoventricular (Fig. 23). A continuación, se analizará su relación con la FC y su dinámica en pruebas de ejercicio en sujetos normales.

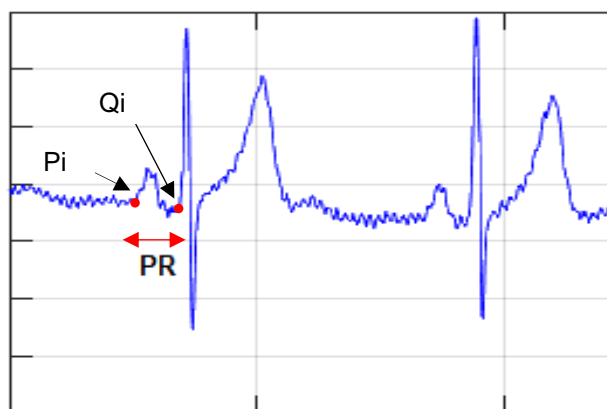


Fig. 23. Definición del intervalo PR.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para la validación de los algoritmos de delineación del inicio, pico y final de la onda P se ha utilizado la base de datos QT. Esta base de datos consiste en 105 registros de 15 min cada uno, obtenidos de un Holter de dos canales. Estos registros fueron elegidos de las siguientes bases de datos: *MIT- BIH Arrhythmia (MIT- BIH)*, *European Society of Cardiology ST- T (ESC- STT)* y de varias bases de datos recopiladas en el *Boston's Beth Israel Deaconess Medical Center (BIDMC)* [49].

En la figura 24 se muestran los 105 registros distribuidos según sus características. Los registros definidos como arritmias, cambios ST, arritmias supraventriculares, ritmo sinusal normal y ECG de larga duración provienen de la base de datos *MIT- BIH*; los registros descritos como ST- T provienen de la *ESC- STT* y las muertes súbitas son de pacientes del *Beth Israel Hospital (BIH)* [49].

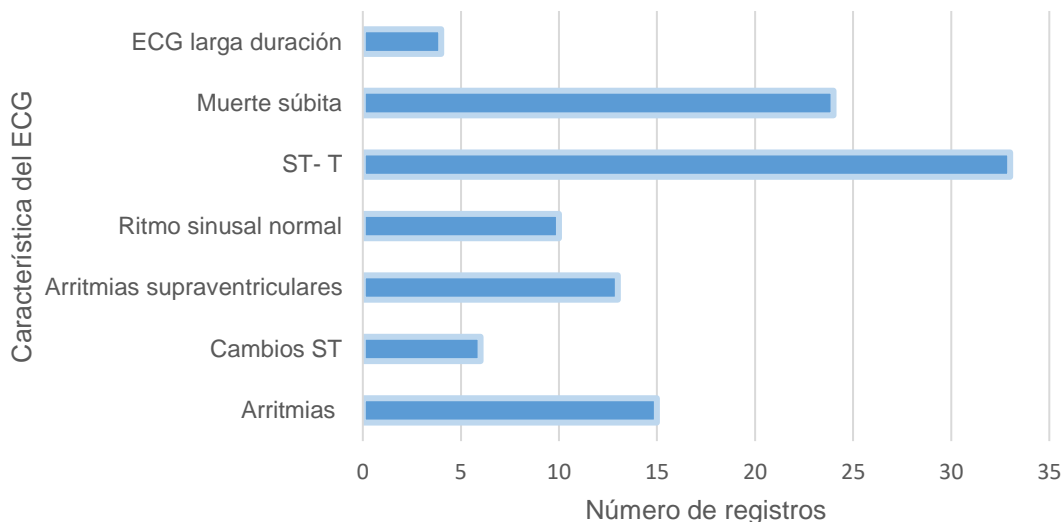


Fig. 24. Distribución de características en los 105 registros de la base de datos QT.

Al organizar los registros de la base de datos QT de acuerdo con la FC (Fig. 25), es notorio que la mayoría de los registros presentan una FC normal, pero aun así hay casos que presentan taquicardia ($FC > 100$ lat/min) y bradicardia ($FC < 60$ lat/min), por lo que el que la ventana de búsqueda sea dependiente de la FC es útil.

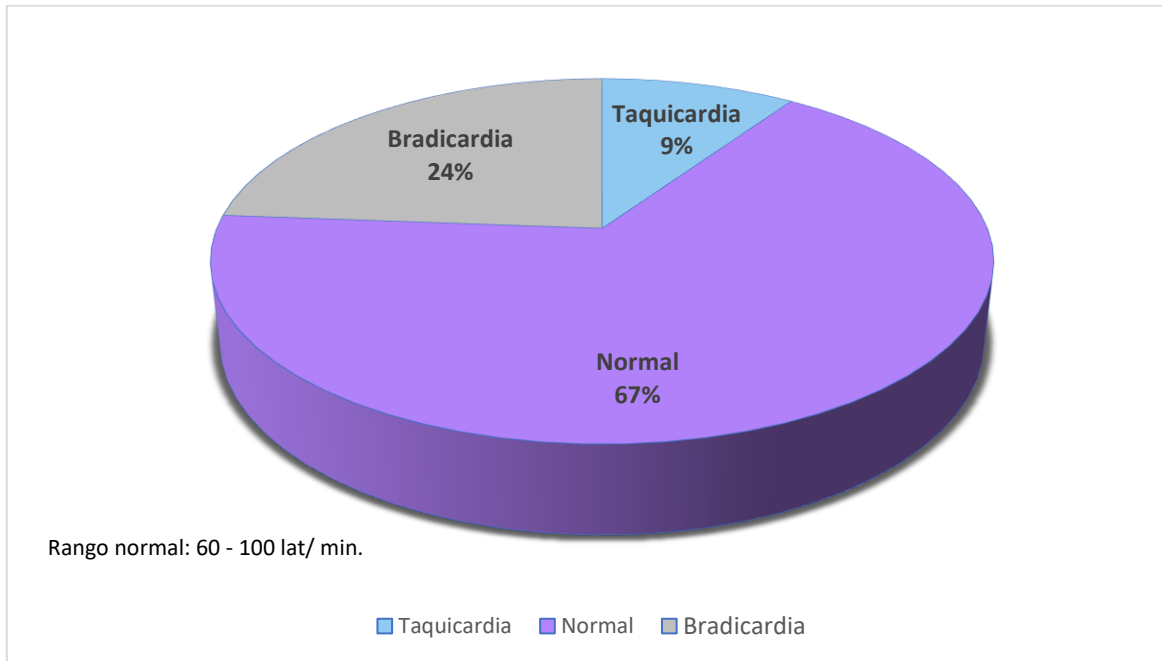


Fig. 25. Distribución de la FC en los 105 registros de la base de datos QT

4.1 Interfaz gráfica

En *appDesigner* se ha desarrollado una aplicación que es capaz de realizar la detección de los puntos característicos de la onda P y de la onda R, con un algoritmo basado en la TWC.

Inicialmente se elige un registro de la base de datos, (el cual es un archivo tipo .mat), posteriormente se detecta el punto R para calcular la FC y así obtener la ventana adaptativa que se estará implementando a lo largo del registro seleccionado. Al seleccionar el registro se despliega su nombre, así como la derivación que se utilizó para obtener dicha señal (Fig. 26).

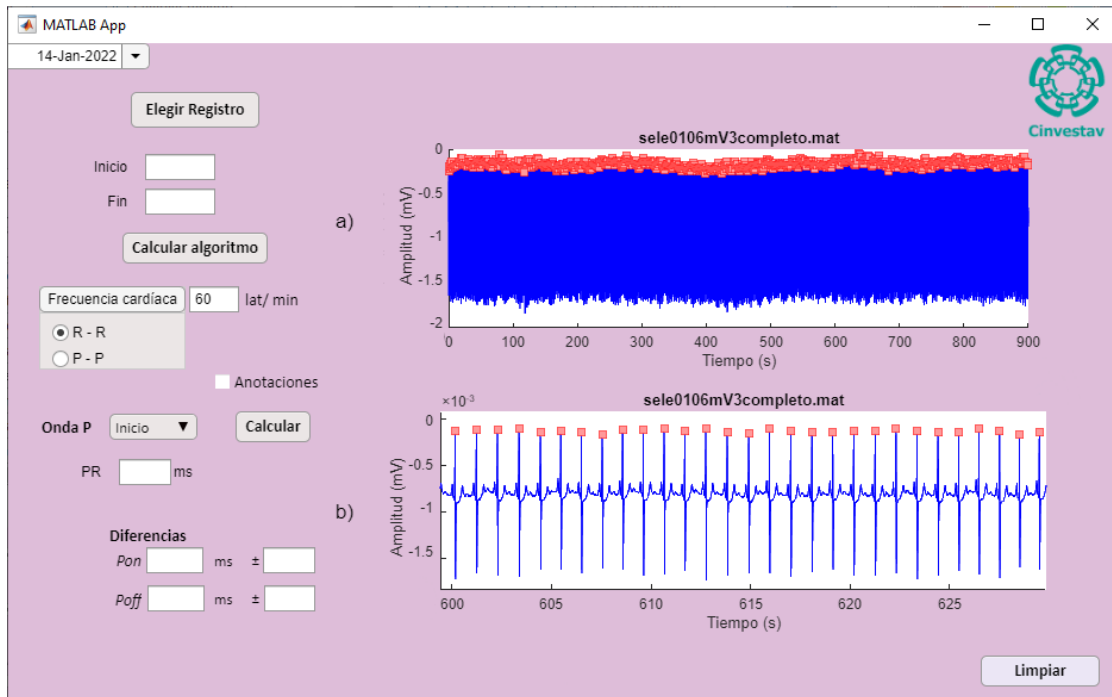


Fig. 26. Registro sele0106 con detecciones del pico de la onda R.

a) Registro completo. b) Segmento de registro.

Una vez con la ventana se buscan módulos máximos y mínimos generados por la TWC y se detectan el inicio, pico y final de P (Fig. 27). La aplicación permite calcular la FC a partir del intervalo R-R y del intervalo P-P.

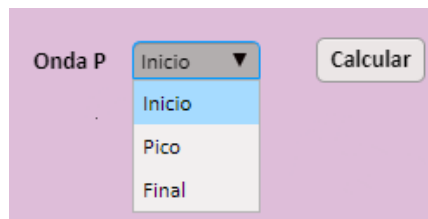


Fig. 27. Selección del punto característico de la onda P.

Al detectar la onda P, es posible calcular el intervalo PR, el cual se mide desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS. Esta información se presenta en ms.

Habilitando la opción de anotaciones presente en la interfaz, se muestran en la gráfica inferior las anotaciones manuales que solo fueron realizadas en un fragmento del ECG (Fig. 28). Automáticamente se calcula el error de los datos calculados respecto a los realizados por los expertos, dicho error se muestra en ms, se presenta la media y la

desviación estándar del inicio y final de la onda P (Fig. 29). En las figuras 30 y 31 se muestra la dinámica de la FC calculada con el intervalo RR y el intervalo PP respectivamente.

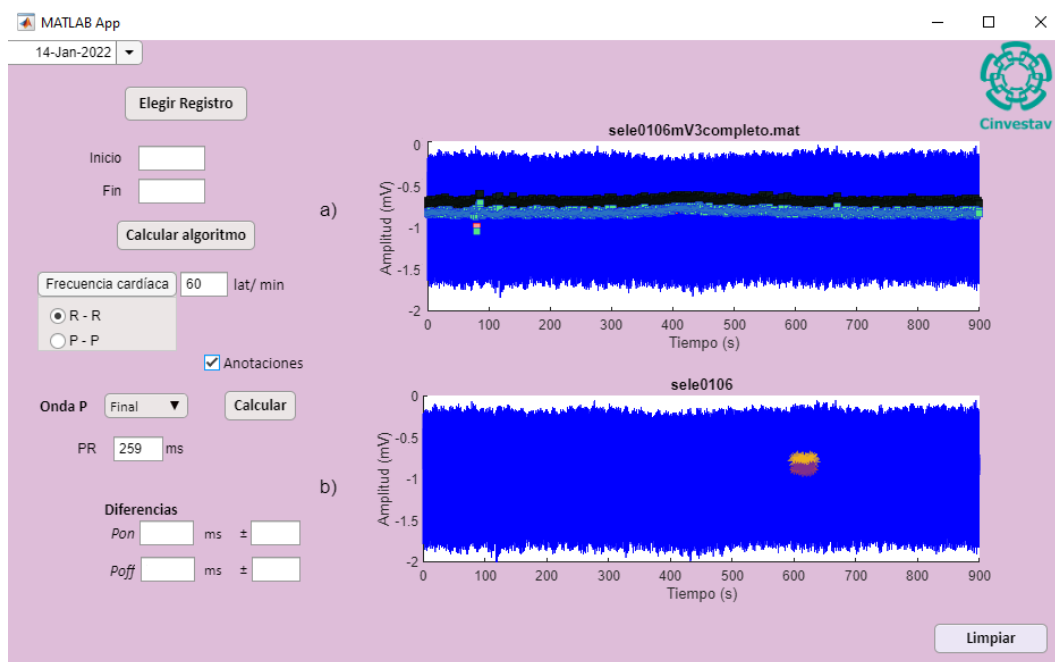


Fig. 28. Registro sele0106 con anotaciones de puntos característicos de la onda P.
 a). Anotaciones automáticas del algoritmo. b). Anotaciones manuales de expertos.

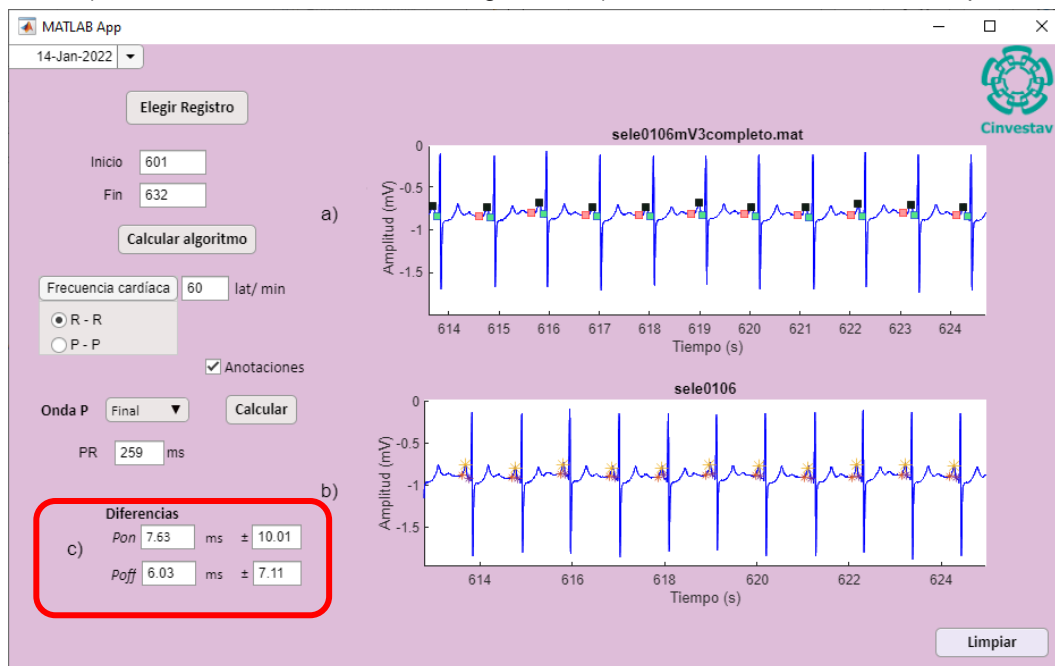


Fig. 29. Segmentos de registro sele0106 con anotaciones automáticas y manuales de puntos característicos de la onda P y comparación de diferencias. a). Anotaciones automáticas del algoritmo. b). Anotaciones manuales de expertos. c). Diferencias entre anotaciones.

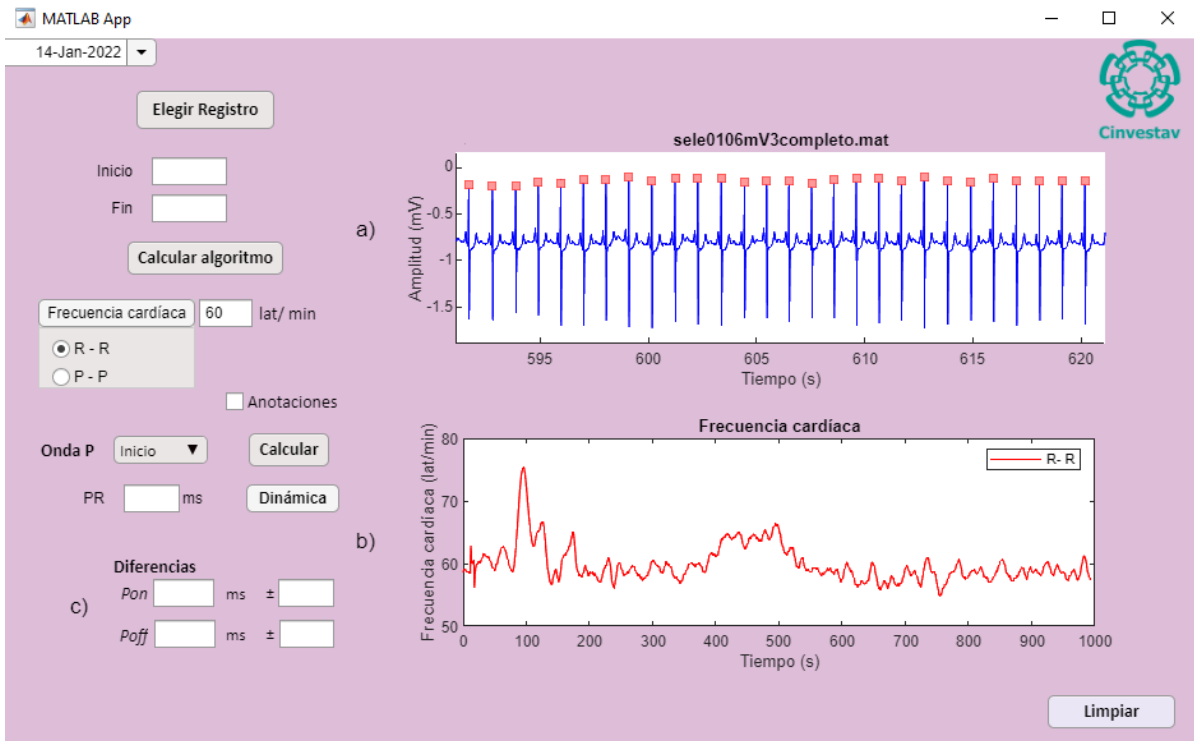


Fig. 30. Dinámica de la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección del pico de la onda R. b) Dinámica de la FC calculada con el intervalo RR.

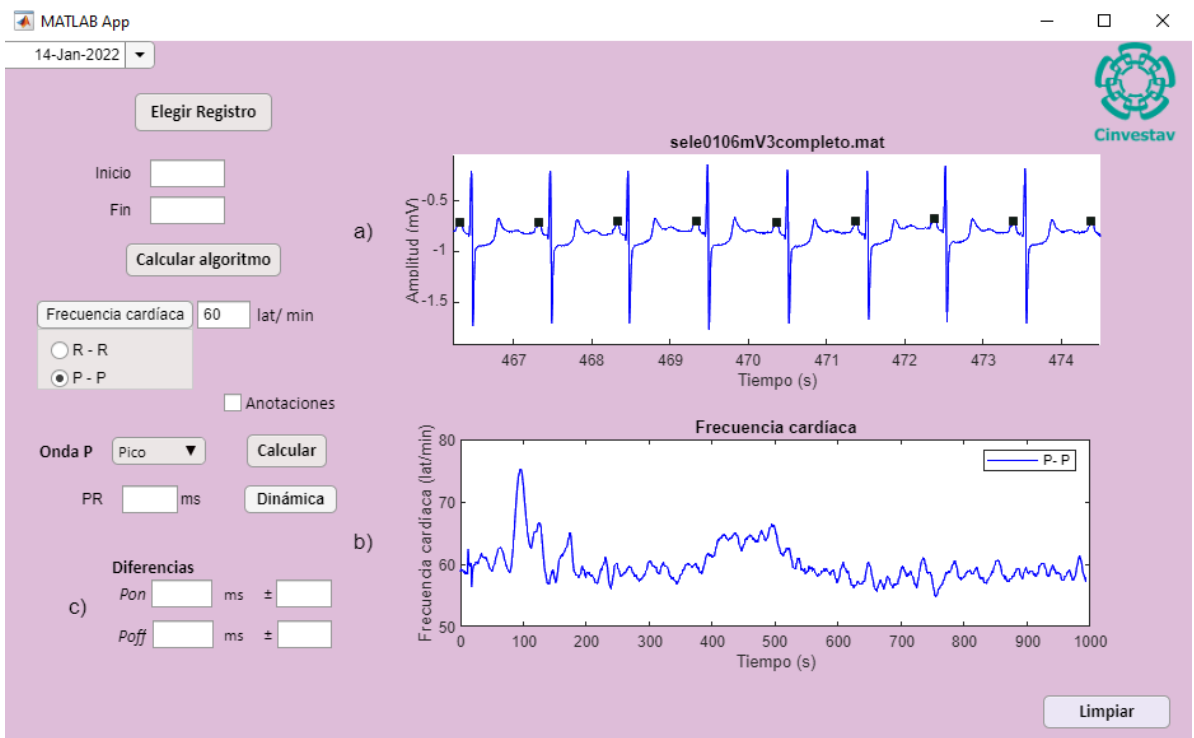


Fig. 31. Dinámica de la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección del pico de la onda P. b) Dinámica de la FC calculada con el intervalo PP.

Por último, se puede habilitar también la opción de “Dinámica” para observar la relación entre el intervalo PR y la FC (Fig. 32).

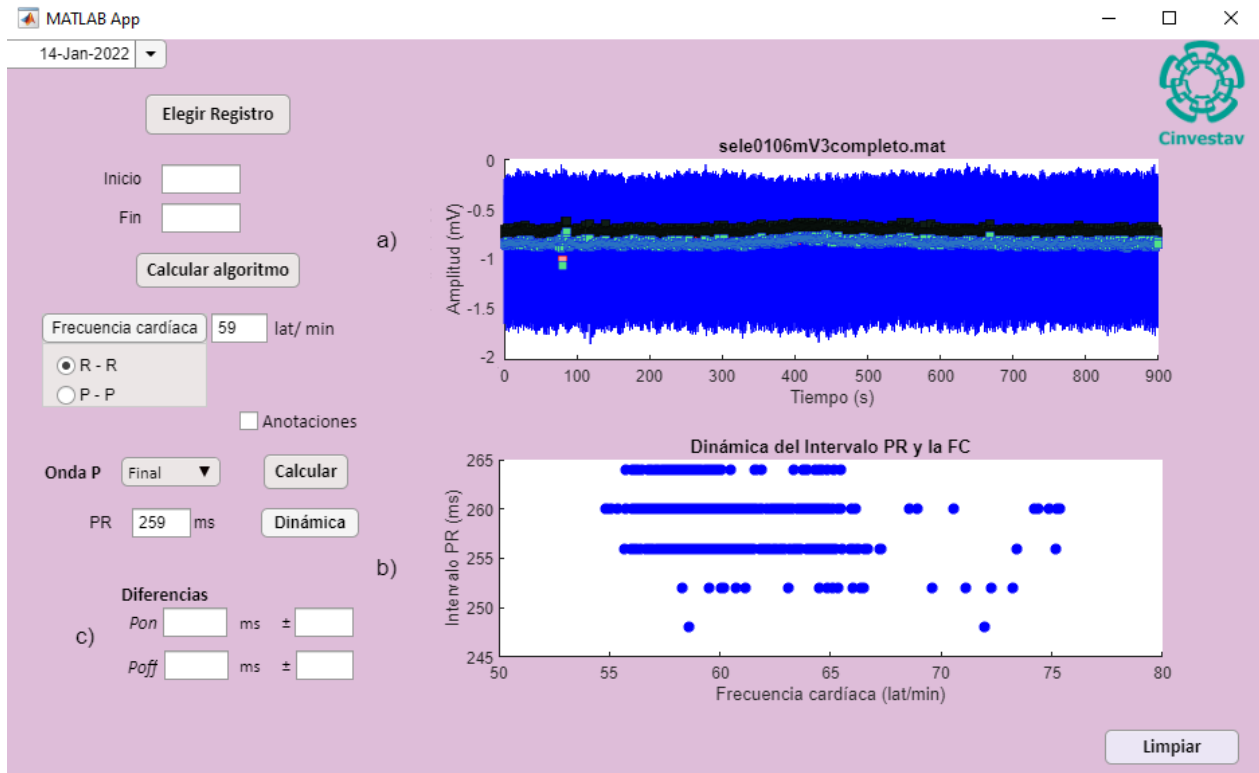


Fig. 32. Dinámica de la relación del intervalo PR y la FC del registro sele0106. a) Anotaciones automáticas del algoritmo de detección. b) Dinámica del intervalo PR y la FC.

4.2 Detección del complejo QRS

La detección de los puntos característicos de la onda P se realiza a partir de un algoritmo de detección automática del complejo QRS desarrollado por Alvarado et al [40]. Este algoritmo se modificó para que también sea capaz de identificar el complejo QRS cuando tenga una onda S negativa mucho mayor que la onda R positiva, esto es que tenga principalmente un tipo de complejo qrS, rS o QS, recordemos que este tipo de complejo se tiene normalmente en las derivaciones aVR, V1, V2 y DIII.

En las figuras 33, 34 y 35 se observa la detección del punto R en distintas morfologías del ECG, ninguna presenta dificultad a excepción del registro sel114 que presenta extrasístoles. Estas extrasístoles son conocidas como contracciones

ventriculares prematuras y son producidas en el ventrículo y alteran el ritmo normal del corazón.

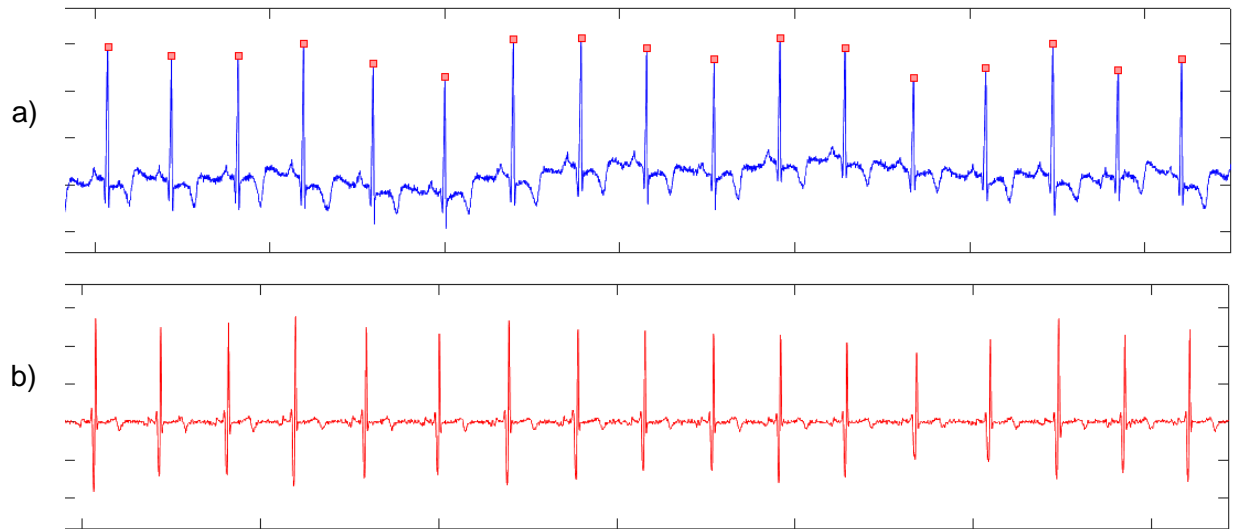


Fig. 33. ECG con tipo de complejo qRs del registro sel100.

a). ECG. b). TWC en escala 3.

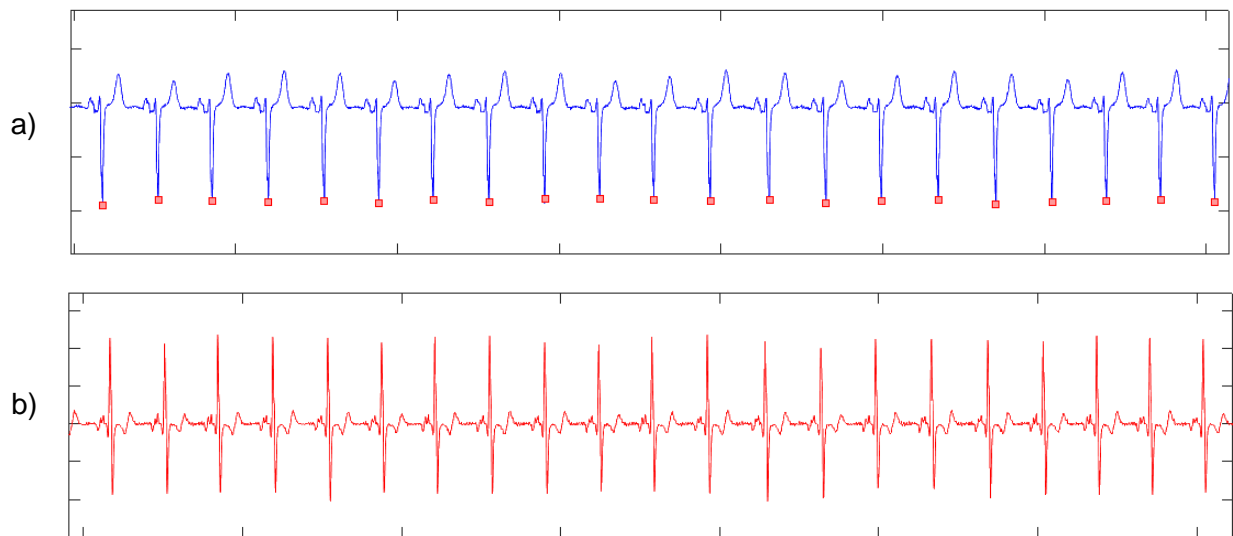


Fig. 34. ECG con tipo rS del registro sel302.

a). ECG. b). TWC en escala 3.

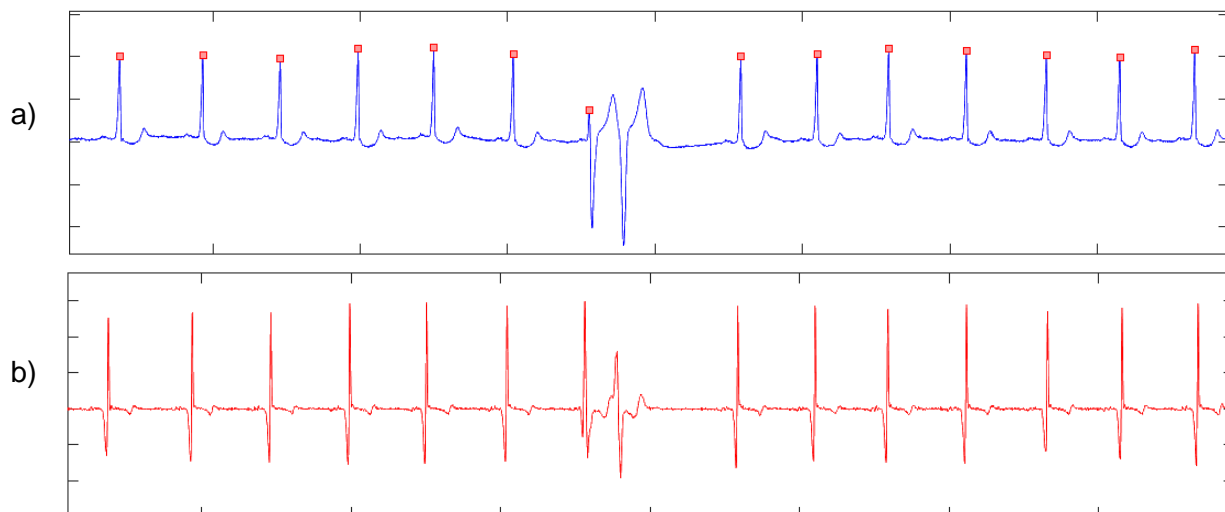


Fig. 35. ECG con extrasístole presente del registro sel114.

a). ECG. b). TWC en escala 3.

Para evaluar el desempeño del algoritmo de detección de la onda R, se utilizaron 11 registros de la base de datos QT. Se seleccionaron registros con distintas morfologías de trazos electrocardiográficos con el fin de evaluar el desempeño del algoritmo en distintas condiciones y así validar su funcionamiento.

Los resultados obtenidos de la validación del algoritmo de detección de la onda R se muestran en la tabla 7, se presentan los falsos positivos y negativos que se obtuvieron en cada registro y el porcentaje de error. Los parámetros utilizados para la evaluación de los algoritmos desarrollados son la sensibilidad Se (%) y la predictividad positiva $P+$ (%) para el detector del complejo QRS.

Para calcular la Se y $P+$ se utilizan las siguientes fórmulas:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (6)$$

$$P+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (7)$$

Donde TP es el número de verdaderos positivos, FN es el número de falsos negativos y FP es el número de falsos positivos.

Tabla 7. Evaluación del algoritmo de detección de la onda R en 11 registros de la base de datos QT.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	Falsos positivos	Falsos negativos	Detecciones falsas	
					Latidos	% error
Sel100	1134	30	0	0	0	0
Sel103	1048	30	0	0	0	0
Sel114	837	50	1	21	22	0.8
Sel117	766	30	2	1	3	0.07
Sel123	755	30	0	1	1	0.10
Sel302	1499	30	2	3	5	0.01
Sel803	1012	30	1	11	12	0.85
Sele0104	802	30	2	2	4	1.5
Sele0106	896	30	0	0	0	0
Sele0107	812	34	0	0	0	0
Sele0111	905	30	1	2	3	0.31
Totales	10466	354	9	41	50	0.33

El desempeño del algoritmo para la detección de la onda R obtuvo una sensibilidad de 99.56 %, una predictividad positiva de 99.91 % y un porcentaje de error de 0.33%.

4.3 Delineación del inicio, pico y final de la onda P

Para la valoración del algoritmo se han elegido solo los registros con anotaciones manuales de los puntos característicos de la onda P de la base de datos QT, seleccionando 80 registros en total. Los resultados obtenidos al evaluar el algoritmo de detección son comparados con las anotaciones manuales hechas por expertos. Aunque el algoritmo es capaz de identificar de manera automática el inicio, pico y final de la onda P, solo se realiza la comparación con los valores del inicio y final de esta onda, debido a que solo existen estándares para la evaluación de estos dos puntos de la onda P conocidos como CSE [50].

Para evaluar correctamente el desempeño del algoritmo se utilizaron distintos registros de ECG, desde aquellos con arritmias supraventriculares hasta registros de pacientes con muerte súbita (Fig. 36), con el fin de valorar el funcionamiento del algoritmo bajo distintas morfologías del ECG.

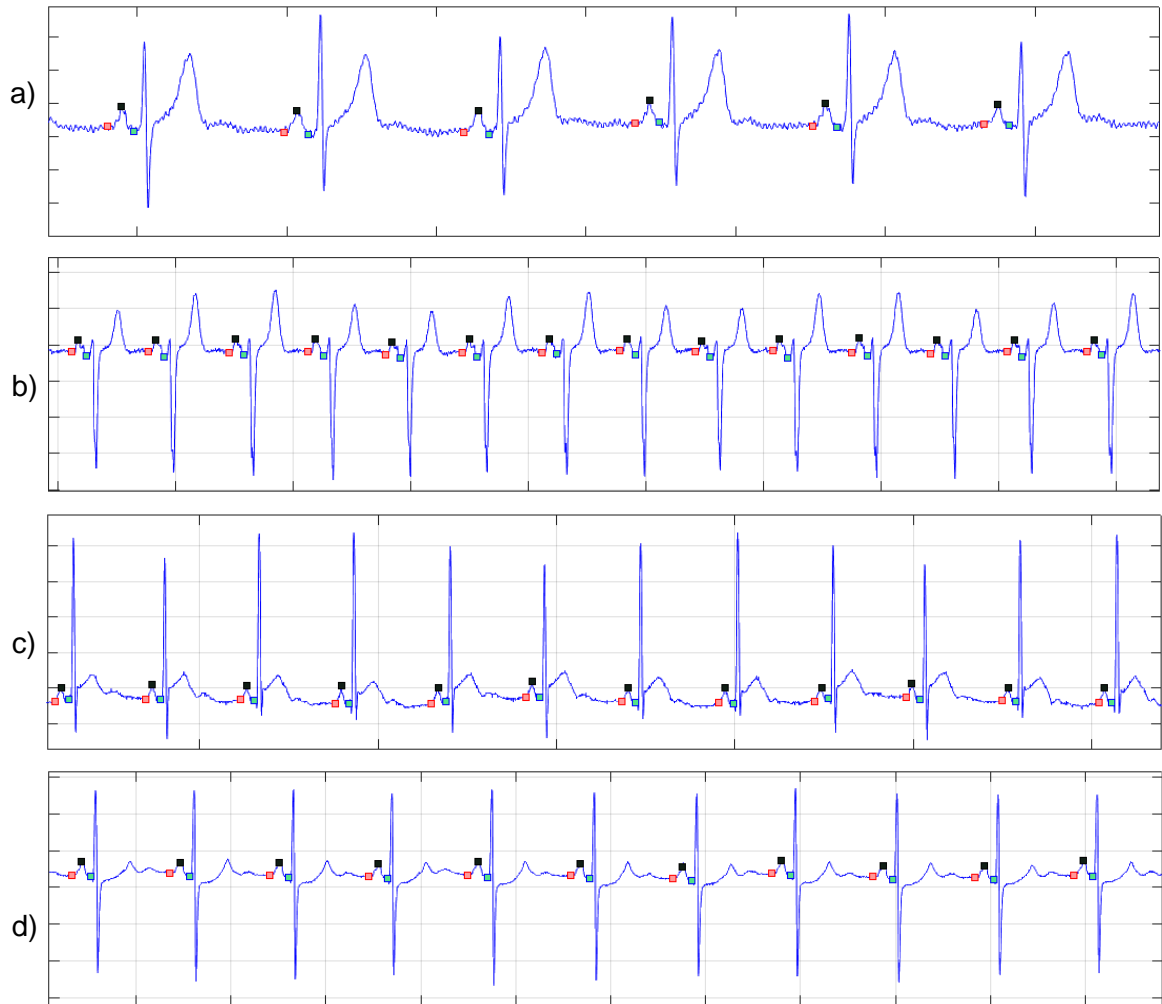


Fig. 36. Segmentos de registros de ECG de la base de datos QT con detecciones del inicio, pico y final de la onda P. a). Registro sel117. b). Registro sel302. c). Registro sele0104, d). Registro sele0106.

Para evaluar el desempeño del algoritmo de detección del pico de la onda P se utilizaron 18 registros de la base de datos QT. En la tabla 8, se presentan los resultados obtenidos de la validación de este algoritmo. Se muestran los falsos positivos y negativos de cada registro y su porcentaje de error.

Tabla 8. Evaluación del algoritmo de detección del pico de la onda P en 18 registros de la base de datos QT.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	Falsos positivos	Falsos negativos	Detecciones falsas	
					Latidos	% error
Sel100	1134	30	3	4	7	0.09
Sel103	1048	30	0	1	1	0.10
Sel114	843	50	3	23	26	1.36
Sel116	1183	50	1	4	5	0.4
Sel117	766	30	3	4	7	0.06
Sel123	755	30	1	2	3	0.08
Sel213	1636	71	3	8	11	0.78
Sel233	1220	30	5	6	11	0.58
Sel301	1351	30	2	2	4	1.13
Sel302	1495	30	3	3	6	0.09
Sel306	1039	36	0	0	0	0
Sel307	857	30	0	0	0	0
Sele0104	802	30	1	2	3	0.66
Sele0106	896	30	0	1	1	1.54
Sele0107	812	34	2	1	3	0.08
Sele0110	872	30	1	0	1	0.42
Sele0112	683	50	2	4	6	0.07
Sele0411	1199	30	1	2	3	0.01
Totales	18591	651	31	67	98	0.41

Al evaluar el desempeño del algoritmo para la detección del pico de P, se obtuvo una sensibilidad de 99.61%, una predictividad positiva de 99.83% y un porcentaje de error de 0.41%.

Para la validación de la delineación del inicio y final de la onda P es la desviación estándar $\sigma(ms)$, de las diferencias entre las anotaciones manuales de expertos y las automáticas realizadas por los algoritmos [50].

En las tablas 9 a 15 se muestran los resultados de las diferencias entre las anotaciones manuales de expertos de entre 30 y 100 latidos en cada registro y las automáticas realizadas por los algoritmos del inicio y final de la onda P. En la tabla 16 se muestra el promedio total de las diferencias en todos los registros evaluados de las anotaciones manuales y las realizadas por los algoritmos, y el estándar establecido por la CSE [50].

Tabla 9. Registros de arritmias de la base de datos del MIT- BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	P_i	P_f
			$m \pm sd$	$m \pm sd$
Sel100	1134	30	9.76 ± 2.50	9.82 ± 1.80
Sel103	1048	30	7.19 ± 23.73	8.02 ± 23.53
Sel114	837	50	7.23 ± 19.15	8.16 ± 9.20
Sel116	1180	50	6.11 ± 7.04	8.20 ± 10.11
Sel117	766	30	9.16 ± 3.03	10.34 ± 1.52
Sel123	755	30	9.64 ± 1.71	10.79 ± 1.85
Sel213	1641	71	10.24 ± 9.63	10.69 ± 19.28
Sel233	1220	30	5.24 ± 2.51	7.16 ± 3.60
Totales:			Promedios:	
8 registros	8581	321	8.07 ± 8.66	9.14 ± 8.86

Tabla 10. Registros de arritmias supraventriculares de la base de datos del MIT- BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	P_i	P_f
			$m \pm sd$	$m \pm sd$
Sel803	1012	30	8.51 ± 8.22	8.21 ± 7.89
Sel808	900	30	6.68 ± 1.16	7.52 ± 0.97
Sel811	700	30	8.63 ± 6.55	7.90 ± 9.15
Sel820	1158	30	5.90 ± 4.58	9.82 ± 7.20
Sel821	1552	30	11.20 ± 3.51	9.00 ± 4.54
Sel840	1179	70	5.13 ± 13.69	7.39 ± 6.14
Sel847	793	33	8.62 ± 25.57	5.24 ± 10.90
Sel871	915	70	7.36 ± 5.18	2.36 ± 8.35
Sel872	982	30	4.69 ± 8.24	4.36 ± 1.25
Sel883	891	30	5.38 ± 3.68	6.68 ± 4.68
Sel891	982	71	9.68 ± 3.77	9.45 ± 10.87
Totales:			Promedios:	
11 registros	11064	454	7.43 ± 5.79	7.08 ± 6.54

Tabla 11. Registros con cambios ST de la base de datos del MIT- BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	<i>Pi</i>	<i>Pf</i>
			<i>m ± sd</i>	<i>m ± sd</i>
Sel301	1351	30	5.67 ± 8.16	6.75 ± 7.81
Sel302	1495	30	8.65 ± 2.36	6.51 ± 4.61
Sel306	1039	36	3.54 ± 2.45	5.08 ± 6.16
Sel307	849	30	8.63 ± 5.90	7.90 ± 0.72
Totales:			Promedios:	
4 registros	4734	126	6.62 ± 4.71	6.56 ± 4.82

Tabla 12. Registros de ECG de larga duración de la base de datos del MIT- BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	<i>Pi</i>	<i>Pf</i>
			<i>m ± sd</i>	<i>m ± sd</i>
Sel14046	1233	31	9.57 ± 19.24	8.19 ± 2.09
Sel14172	662	50	9.09 ± 6.04	7.68 ± 3.02
Sel15814	961	30	8.78 ± 10.26	5.28 ± 3.31
Totales:			Promedios:	
3 registros	2856	111	9.14 ± 11.84	7.05 ± 2.80

Tabla 13. Registros con ritmo sinusal normal de la base de datos del MIT- BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	<i>Pi</i>	<i>Pf</i>
			<i>m ± sd</i>	<i>m ± sd</i>
Sel16265	1031	30	9.66 ± 2.57	10.76 ± 6.56
Sel16272	851	30	5.08 ± 4.77	6.62 ± 0.69
Sel16273	1110	30	8.69 ± 4.69	11.36 ± 4.95
Sel16420	1063	30	4.36 ± 3.87	8.39 ± 4.69
Sel16483	1086	30	5.38 ± 6.17	4.36 ± 24.68
Sel16539	921	30	4.00 ± 1.54	4.76 ± 4.72
Sel16773	1007	30	7.23 ± 3.69	8.16 ± 6.37
Sel16786	924	30	7.95 ± 9.37	8.96 ± 4.68
Sel16795	761	30	9.84 ± 4.69	11.25 ± 5.67
Sel17453	1047	30	10.13 ± 15.84	12.13 ± 6.49
Totales:			Promedios:	
10 registros	9801	300	7.23 ± 5.72	8.60 ± 6.95

Tabla 14. Registros ST- T de la base de datos de la ESC.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	<i>Pi</i>	<i>Pf</i>
			<i>m ± sd</i>	<i>m ± sd</i>
Sele0104	802	30	8.53 ± 4.85	10.53 ± 15.25
Sele0106	896	30	7.63 ± 10.01	6.03 ± 7.11
Sele0107	812	34	7.20 ± 8.11	11.78 ± 5.47
Sele0110	872	30	6.66 ± 9.94	5.93 ± 6.08
Sele0112	683	50	3.50 ± 9.13	1.78 ± 8.36
Sele0114	698	30	7.81 ± 2.36	8.52 ± 5.36
Sele0116	557	30	8.63 ± 11.13	11.25 ± 6.35
Sele0121	1427	30	1.25 ± 3.16	5.63 ± 4.63
Sele0122	1414	30	8.13 ± 6.32	12.00 ± 5.36
Sele0124	1101	50	5.36 ± 7.52	7.25 ± 8.52
Sele0129	671	30	2.68 ± 4.12	6.15 ± 4.36
Sele0133	839	30	5.39 ± 9.12	9.12 ± 4.36
Sele0136	809	30	7.96 ± 28.3	11.25 ± 7.58
Sele0166	812	36	4.69 ± 7.91	1.02 ± 1.36
Sele0170	897	30	6.46 ± 8.63	7.33 ± 13.36
Sele0203	1246	30	7.50 ± 13.61	7.26 ± 21.63
Sele0210	1063	30	6.32 ± 8.32	8.26 ± 2.02
Sele0211	1575	30	4.99 ± 7.92	7.15 ± 12.87
Sele0303	1041	30	8.40 ± 4.63	9.65 ± 1.36
Sele0406	959	31	7.00 ± 4.63	5.66 ± 4.08
Sele0409	1736	30	10.19 ± 9.63	6.23 ± 4.69
Sele0411	1201	30	10.02 ± 6.32	6.58 ± 5.97
Sele0509	1009	30	6.17 ± 23.51	6.63 ± 7.69
Sele0603	869	30	4.50 ± 13.21	5.63 ± 7.63
Sele0604	1031	30	9.63 ± 4.63	4.52 ± 4.36
Sele0606	1438	30	6.69 ± 3.36	6.53 ± 4.39
Sele0609	1188	30	5.32 ± 1.36	4.36 ± 1.98
Totales:			Promedios:	
27 registros	27646	861	6.61 ± 7.61	7.18 ± 6.74

Tabla 15. Registros de pacientes con muerte súbita de la base de datos del BIH.

Registro	Latidos totales	Latidos anotados	<i>Pi</i>	<i>Pf</i>
			$m \pm sd$	$m \pm sd$
Sel30	1010	30	5.94 ± 11.25	3.29 ± 3.80
Sel32	1174	30	8.62 ± 4.61	3.00 ± 3.21
Sel33	527	30	9.15 ± 8.39	9.87 ± 2.11
Sel34	897	30	4.15 ± 1.36	5.22 ± 4.52
Sel40	1066	30	9.36 ± 20.36	1.64 ± 3.36
Sel41	1365	30	4.52 ± 8.96	3.25 ± 5.21
Sel42	1246	30	5.27 ± 11.24	6.35 ± 1.36
Sel43	1429	30	8.96 ± 9.35	11.44 ± 4.32
Sel44	1305	30	9.52 ± 7.68	1.63 ± 1.36
Sel45	965	30	10.13 ± 7.98	5.23 ± 4.32
Sel46	856	30	6.58 ± 1.36	6.32 ± 7.08
Sel47	885	30	7.28 ± 8.69	5.24 ± 4.36
Sel48	1393	30	8.60 ± 17.22	3.25 ± 4.36
Sel49	823	30	7.39 ± 10.58	4.25 ± 1.36
Sel51	749	30	4.50 ± 15.68	5.10 ± 5.22
Sel52	1411	30	9.78 ± 4.56	8.36 ± 4.58
Sel17152	1627	30	7.77 ± 7.85	7.32 ± 13.57
Totales:			Promedios:	
17 registros	18728	510	7.50 ± 6.30	5.33 ± 4.35

Tabla 16. Promedio total de diferencias de anotaciones manuales de expertos y automáticas de algoritmos del inicio (Pi) y final (Pf) de la onda P.

Latidos anotados totales	Inicio y final de onda P	$m \pm sd$ (ms)	Límites de tolerancia para desviaciones estándar aceptadas por CSE (ms)
2683	<i>Pi</i>	7.51 ± 7.23	10.2
	<i>Pf</i>	7.29 ± 5.86	12.7

4.4 Medición del Intervalo PR

La medición del intervalo PR se realiza a partir del inicio de la onda P y del complejo QRS, por lo que la detección debe ser el inicio de Q o el inicio de R cuando no hay Q (Figs. 37 y 38). Al igual que la onda P, el punto Q se identifica en función del pico R.

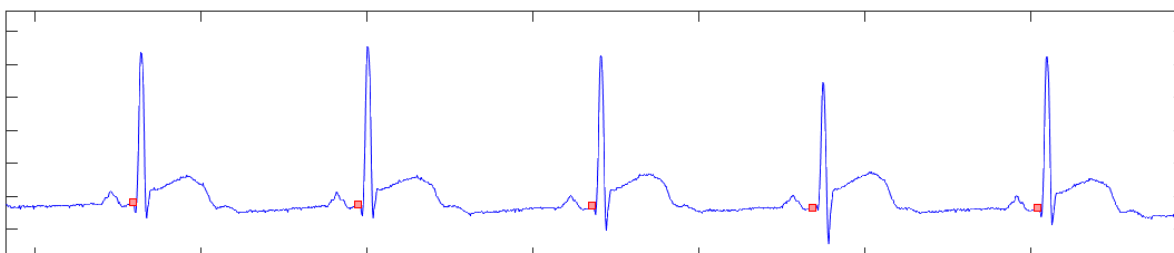


Fig. 37. ECG con inicio del complejo QRS del registro sele0104.

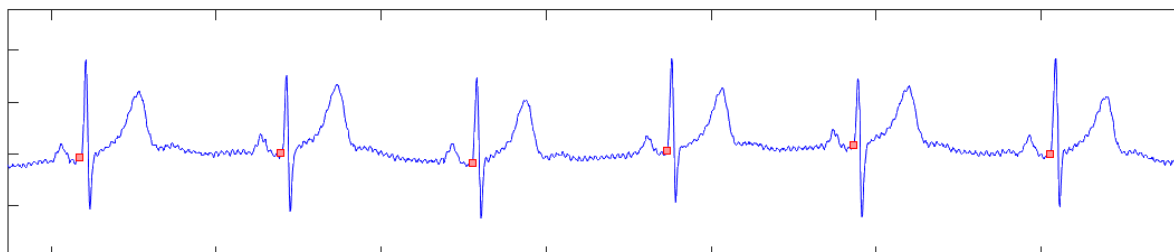


Fig. 38. ECG con inicio del complejo QRS del registro sel117.

4.5 Análisis de la dinámica del intervalo PR y la frecuencia cardíaca en pruebas de ejercicio

Para la validación del algoritmo se han utilizado 5 registros de ECG durante ejercicio de sujetos normales para analizar la dinámica del intervalo PR y la FC. La edad de los 5 sujetos normales fue de 29 ± 9 , rango = 18 – 47 años.

Estas pruebas de ejercicio constan de los primeros 9 min del procedimiento, que de acuerdo al protocolo Bruce comprende las primeras tres etapas y se realizaron en una banda sin fin (Technogym Run Race HC1200), la cual fue programada de acuerdo a este protocolo. Como se ha mencionado anteriormente, los electrodos de extremidades del

ECG estándar de 12 derivaciones son colocados en el torax de acuerdo con la propuesta de Mason y Likar [32].

Durante una prueba de ejercicio invariablemente se presentarán cambios en el ECG, por lo tanto, se debe contemplar este tipo de variaciones para el desarrollo del algoritmo. Dentro de estas alteraciones normales está el acortamiento del intervalo R-R (Fig. 39).

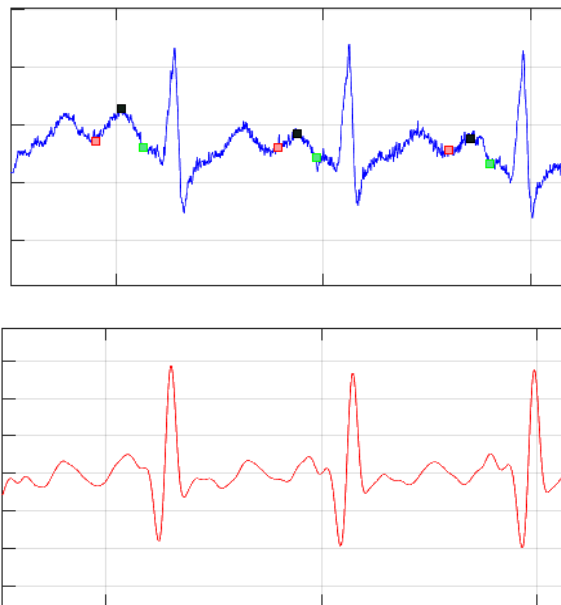


Fig. 39. ECG y TWC en escala 10 durante prueba de ejercicio.

La relación entre la duración del intervalo PR y la FC se ha analizado de acuerdo al avance progresivo de la prueba, pero también se ha comparado su comportamiento al inicio de la prueba y al final de la tercera etapa. A continuación se muestra la dinámica del intervalo PR y la FC durante la prueba de ejercicio de los 5 sujetos normales en las figuras 40 a 44.

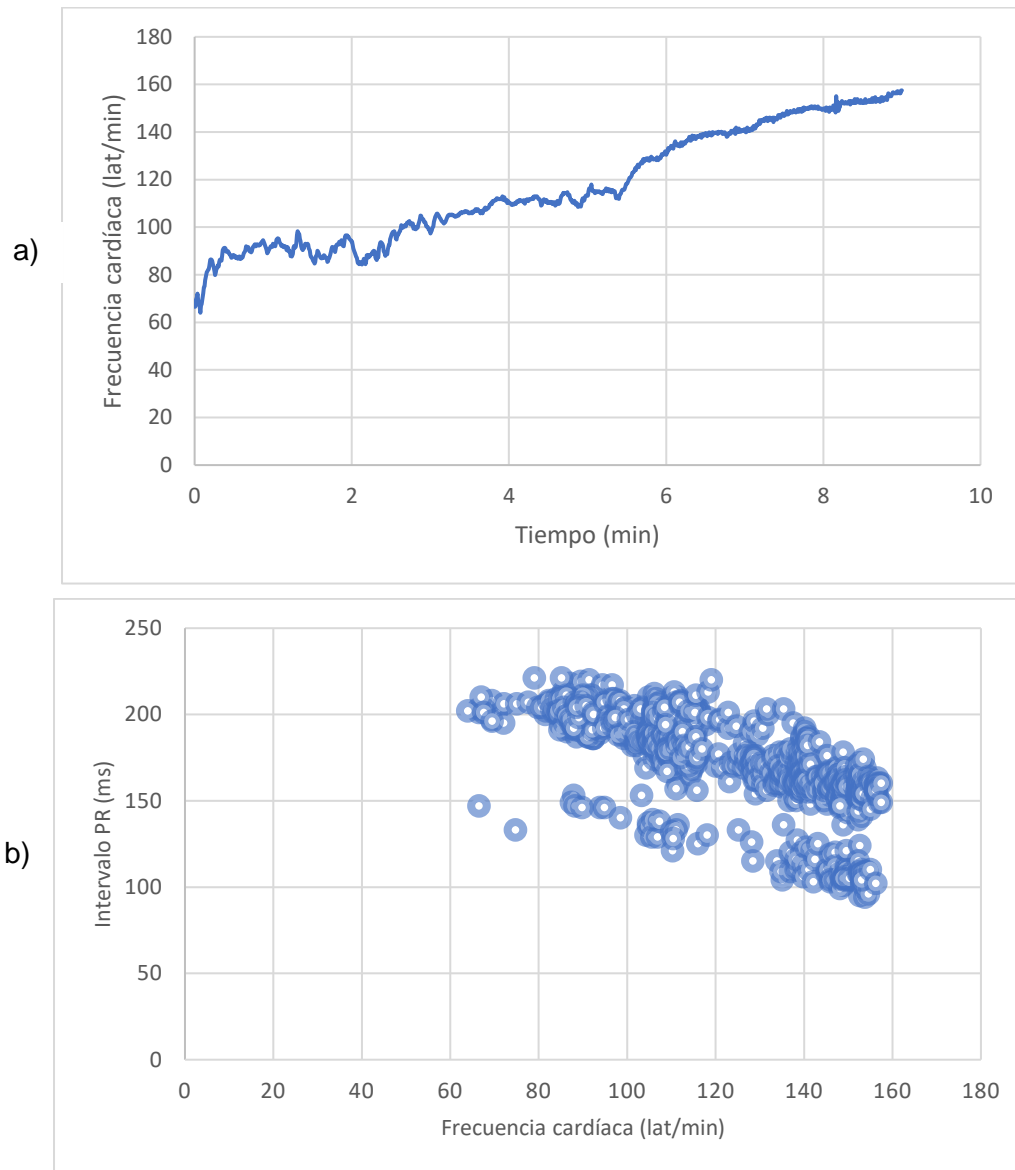
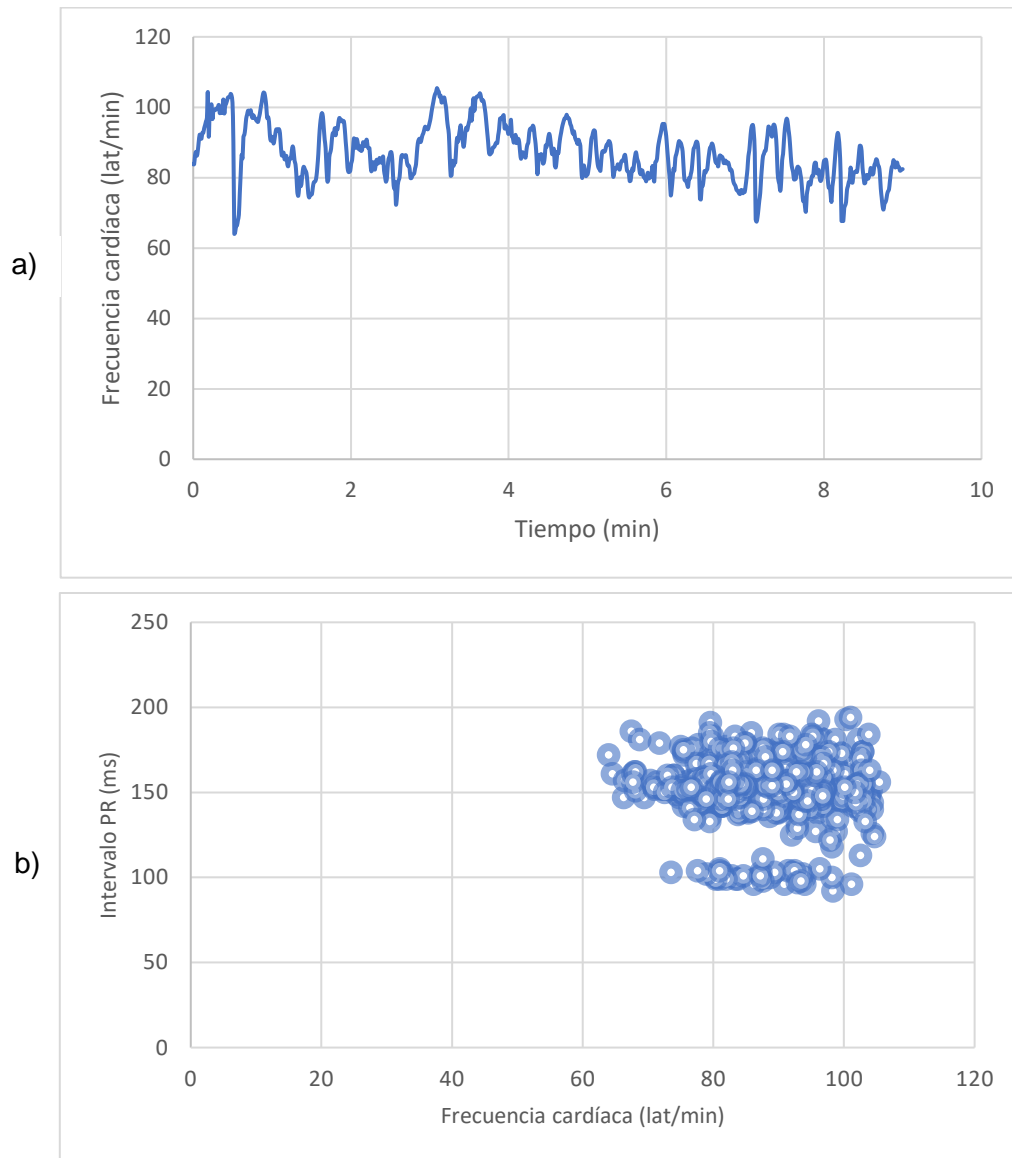


Fig. 40. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 1 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.



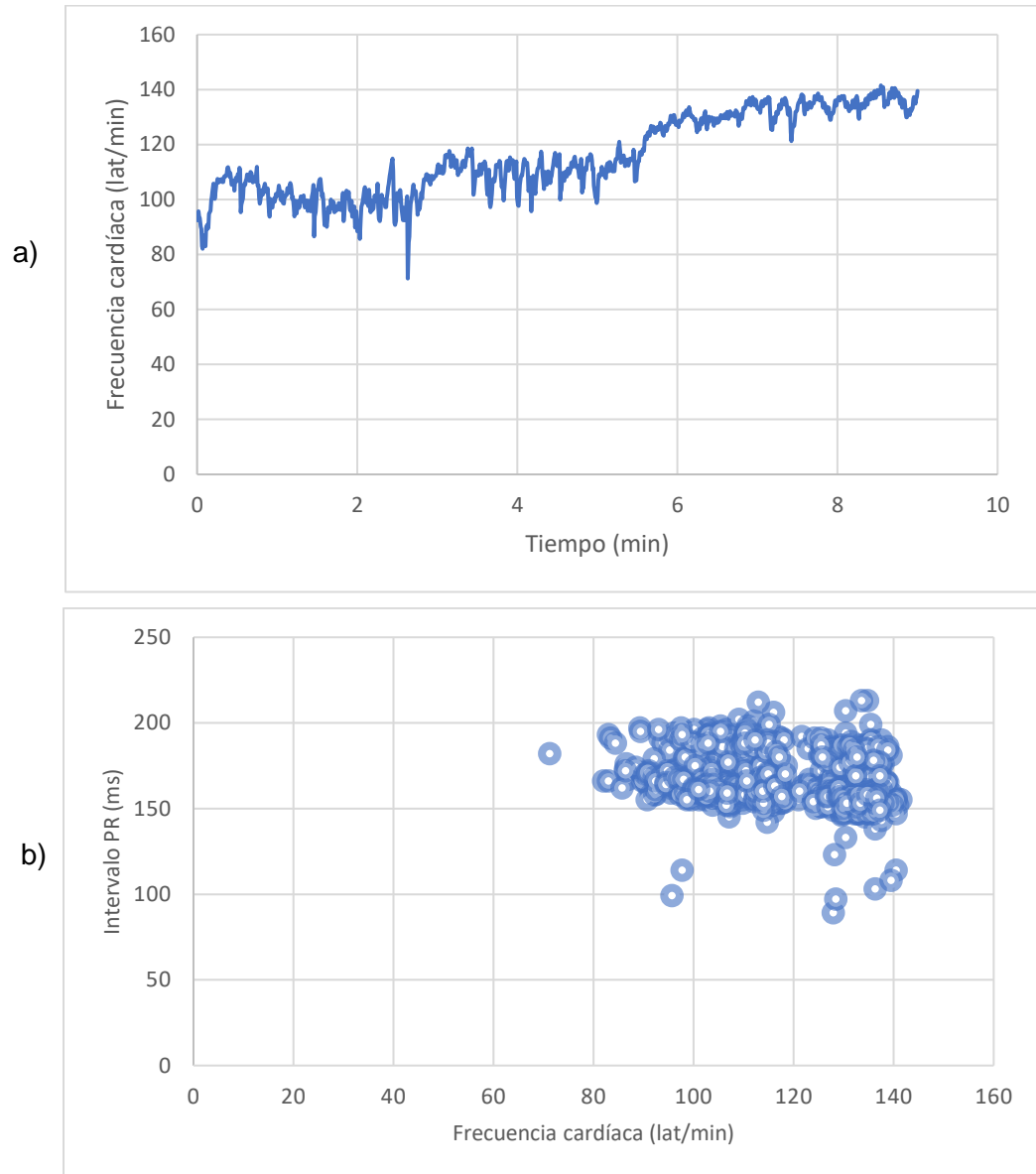


Fig. 42. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 3 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.

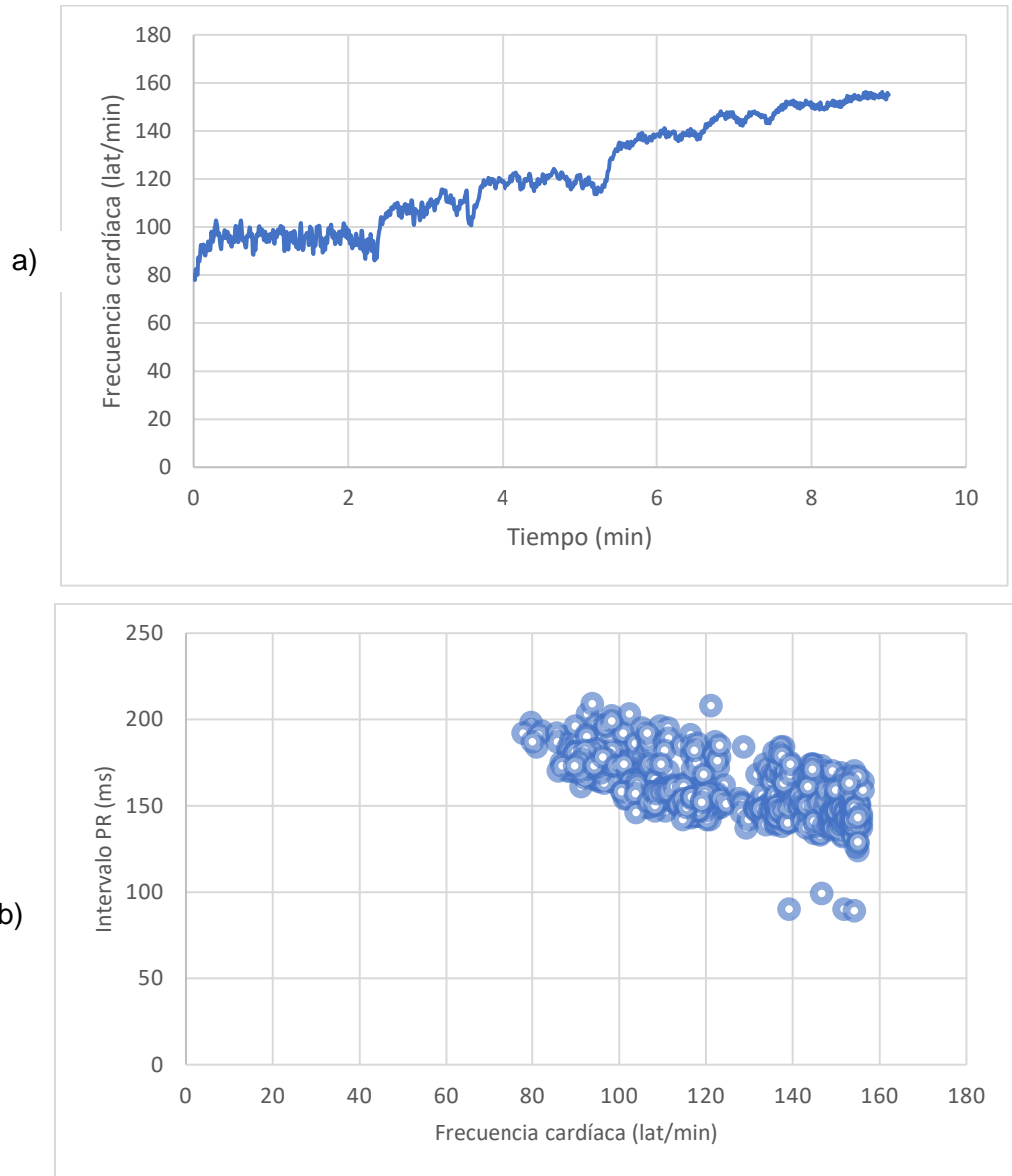


Fig. 43. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 4 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.

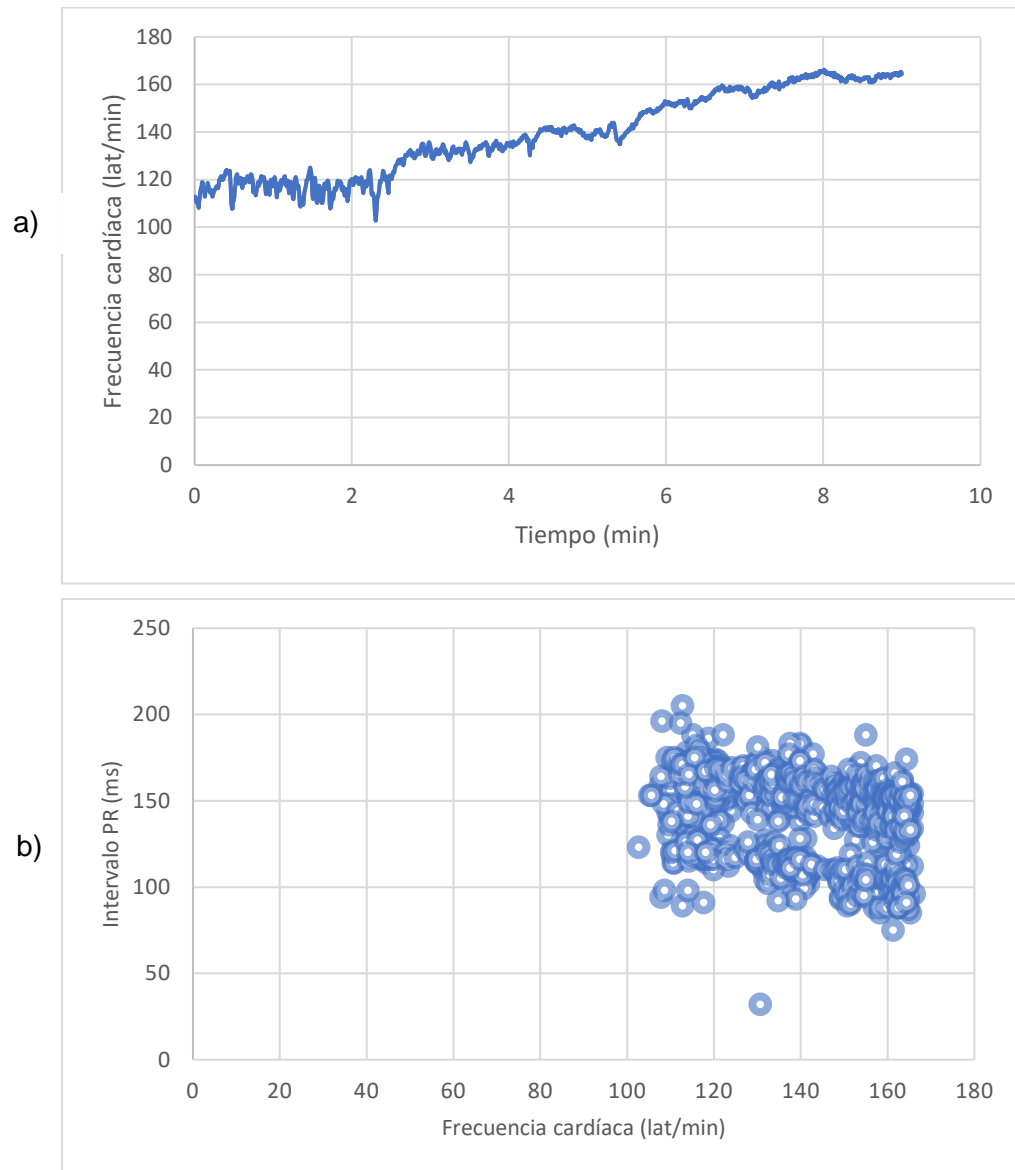


Fig. 44. Dinámica de la FC y el intervalo PR del sujeto 5 durante 9 min de la prueba de ejercicio. a). FC. b) Relación intervalo PR- FC.

En la tabla 17 se muestran los valores promedio de la FC y el intervalo PR, y la pendiente resultante durante la prueba de ejercicio.

Tabla 17. Tendencia del intervalo PR con respecto a la FC en prueba de ejercicio.

Sujetos normales	FC promedio (lat/min)	Intervalo PR promedio (ms)	Tendencia
S1	116	177	$y = -0.848x + 275.77$
S2	87	152	$y = -0.0958x + 160.03$
S3	116	166	$y = -0.2088x + 189.7$
S4	122	159	$y = -0.5132x + 221.88$
S5	139	145	$y = -0.3727x + 196.45$

Se observa que las pendientes del intervalo PR son todas negativas, demostrando que la duración de este intervalo se reduce al aumentar la FC. Aunque en el caso del registro de ECG del sujeto 2 no existen cambios significativos de este intervalo con el aumento de esfuerzo físico y tampoco de la FC.

En condiciones fisiológicas normales el intervalo PR se debe acortar durante ejercicio y la pendiente del trazo debe descender. En las figuras 45 y 46 se muestran dos trazos de ECG tomados de distintos sujetos durante el final de la 3ra. etapa de la prueba de ejercicio. En la figura 45, no se muestra una descendencia notable en el trazo del intervalo PR, por el contrario, en la figura 46 es visible dicha pendiente del intervalo y empieza a presentarse una fusión entre las ondas P y T.

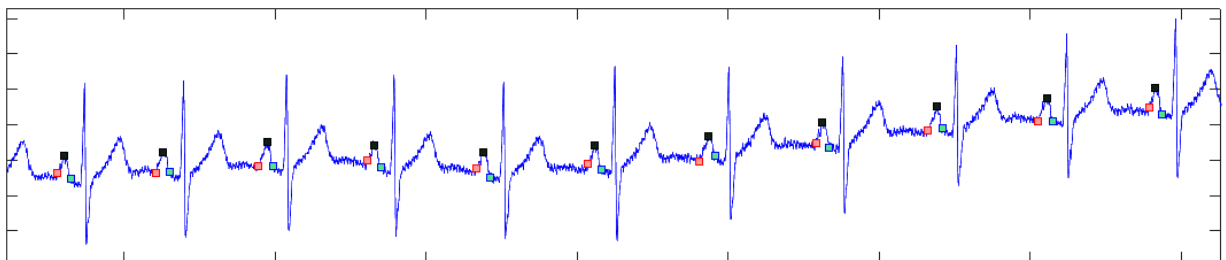


Fig. 45. ECG de una prueba de ejercicio durante la 3ra. etapa del sujeto 2

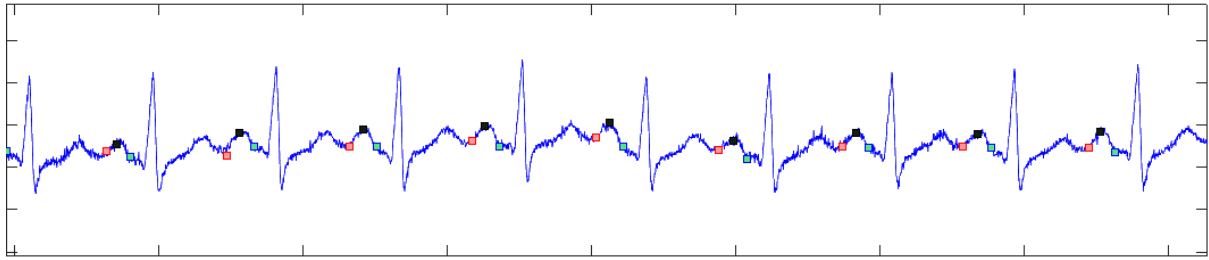


Fig. 46. ECG de una prueba de esfuerzo durante la 3ra. etapa del sujeto 5.

Con ejercicio el intervalo PR se debe acortar progresivamente, en la tabla 18 se compara la duración promedio en ms de este intervalo durante el primer minuto de la 1ra. etapa y el último minuto de la 3ra. etapa de acuerdo con el protocolo Bruce. Se observa que en 4 sujetos hay una disminución de la duración del intervalo PR en la 3ra. etapa, y solo en el sujeto 2 hay un pequeño aumento en la duración de este intervalo.

Tabla 18. Duración promedio del intervalo PR en la 1ra. y 3ra. etapas de la prueba de ejercicio.

Sujetos normales	Duración promedio del intervalo PR (ms)	
	1ra. etapa	3ra. etapa
S1	200	144
S2	152	155
S3	169	158
S4	180	153
S5	152	133

Además de calcular la FC por medio del intervalo RR, el algoritmo desarrollado también puede calcular la FC utilizando el intervalo PP que es la distancia desde el inicio o pico entre dos ondas P consecutivas.

Dado que el origen fisiológico de la FC está ligado a la onda P por la influencia simpática y vagal del sistema nervioso autónomo en el nodo sinusal, el intervalo PP es una medida más precisa de la FC sobre todo en casos en que las variaciones del intervalo PR son altas. De acuerdo a lo anterior la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV), que es un índice utilizado en el diagnóstico de enfermedades cardíacas debería ser medido con

el intervalo PP, pero normalmente se realiza con el intervalo RR cuando las variaciones del intervalo PR son pequeñas comparadas con la exactitud del detector del complejo QRS [51]. En las figuras 47 y 48 se muestran dinámicas de la FC muy similares en el registro sel117 calculadas con el intervalo RR y con el intervalo PP medido entre los picos de dos ondas P consecutivas.

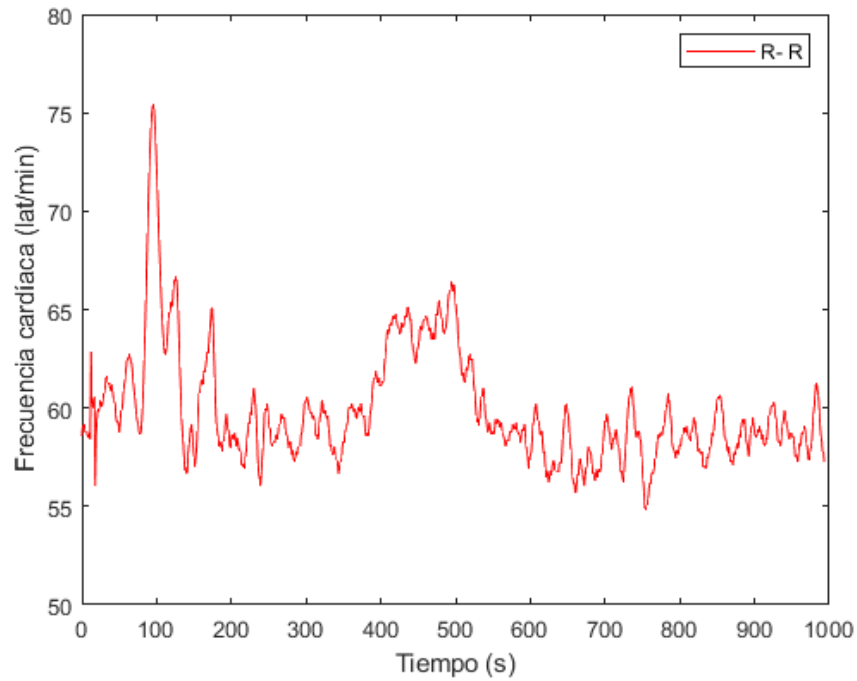


Fig. 47. Dinámica de la FC calculada con el intervalo R-R en el registro sel117.

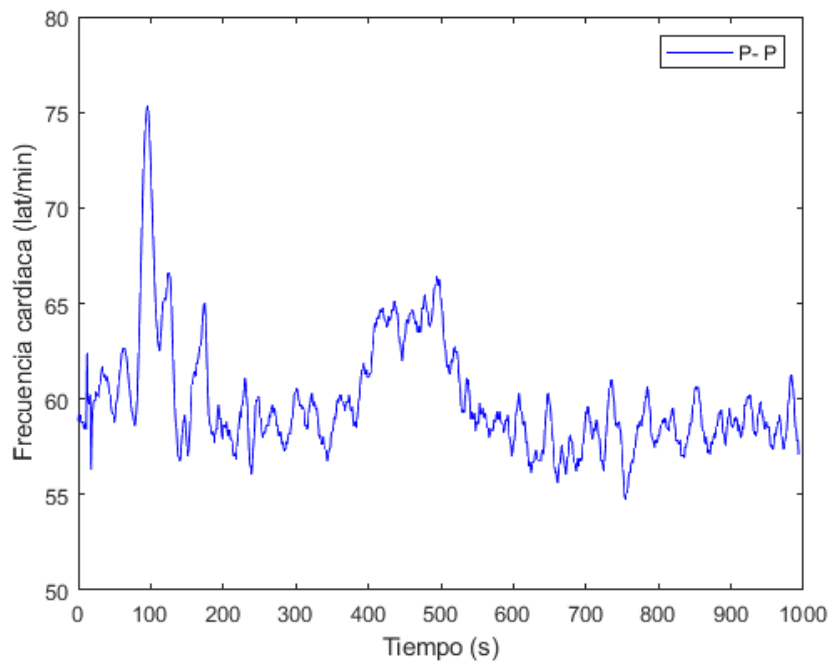


Fig. 48. Dinámica de la FC calculada con el intervalo P-P en el registro sel117.

4.6 Discusión

Se han validado algoritmos de delineación del inicio, pico y final de la onda P a partir de un algoritmo de detección automática del complejo QRS basado en la TWC con *splines* desarrollado por Alvarado et al. [40], que fue modificado para que también sea capaz de identificar los tipos de complejo qrS, rS o QS.

Para validar el desempeño del algoritmo de detección del complejo QRS modificado, se utilizaron 11 registros de la base de datos QT, y se obtuvo una sensibilidad de 99.56% y una predictividad positiva de 99.91%.

Para el algoritmo de detección del pico de la onda P, se utilizaron 18 registros de la base de datos QT, y se obtuvo una sensibilidad de 99.61% y una predictividad positiva de 99.83%. En el caso de la sensibilidad ésta es mayor a la obtenida por JP Martínez et al. [39] y por L. Marsanova et al. [44]. Asimismo, la sensibilidad y predictividad positiva es mayor a la obtenida por M. Elgendi et al. [42] y por R. N. Costandy et al [45]. Se aplicó este algoritmo en un registro de ECG en reposo para comparar la FC calculada con el intervalo PP y con el intervalo RR y se observa que son similares.

Para la validación de los algoritmos de delineación del inicio y final de la onda P se utilizaron 80 registros de la base de datos QT con anotaciones manuales realizadas por expertos de la CSE [50]. Para el inicio y final de la onda P se obtuvo un error de 7.51 ± 7.23 ms y 7.29 ± 5.86 ms respectivamente, los cuales están dentro de los límites de tolerancia para desviaciones con respecto a la medición por expertos [50]. Notar que el periodo de muestreo en la base de datos QT es de 4 ms. En ambos casos los valores de la desviación estándar son menores a los obtenidos por el trabajo de JP Martínez et al. [39]. En el caso de la desviación estándar obtenida en el inicio de la onda P ésta es menor a la obtenida en el trabajo por Lenis Gustavo et al [41].

Para el análisis de la dinámica del intervalo PR y de la FC en pruebas de ejercicio se utilizaron los registros de ECG de 5 sujetos normales y se calcula la tendencia del intervalo PR con respecto a la FC. Las tendencias obtenidas presentan una pendiente

negativa, indicando que existe un acortamiento del intervalo PR con el aumento de la FC de acuerdo a un estudio previo [23]. Solamente en el caso del sujeto 2, no hubo cambios significativos en la FC y en el intervalo PR, por lo que la pendiente negativa resultante fue muy pequeña, prácticamente de cero.

Como se muestra en la Fig. 45, el algoritmo puede detectar el inicio de la onda P cuando empieza a fusionarse con el final de la onda T anterior al aumentar la FC durante el final de la 3ra. etapa de la prueba de ejercicio.

5 CONCLUSIONES

El análisis de las características anormales de la onda P y del intervalo PR correspondientes a la actividad eléctrica auricular del ECG son importantes en el diagnóstico ya que varios estudios clínicos han mostrado que están asociadas con la FA.

Por ello, en este trabajo se han desarrollado algoritmos automáticos basados en la TWC con *splines* para la delineación de los puntos característicos de la onda P y la medición del intervalo PR y la FC latido a latido en pruebas de ejercicio. La TWC con *splines* es un método robusto que permite utilizar un amplio rango de escalas y reducir la influencia del ruido, artefactos y derivas de la línea de base.

Los algoritmos de delineación del inicio, pico y final de la onda P y de detección del complejo QRS se han validado con registros de ECG de la base de datos QT que representa un total de 354 latidos para la detección del QRS, 651 latidos para la detección del pico de la onda P y 2,683 latidos para la delineación del inicio y final de la onda P. Los resultados obtenidos son comparables con los de otros algoritmos publicados. Los algoritmos pueden detectar con una alta sensibilidad los picos de la onda R y la onda P. Los errores en la delineación del inicio y final de la onda P están dentro de los límites de tolerancia para desviaciones con respecto a la medición manual por expertos.

El algoritmo desarrollado se ha aplicado al análisis de la dinámica del intervalo PR y la FC en pruebas de ejercicio utilizando el protocolo Bruce en 5 sujetos normales. Se ha demostrado que con el incremento de la FC el intervalo PR disminuye en duración, excepto en el caso de un sujeto, donde no hubo cambios significativos en la FC y en el intervalo PR y la pendiente negativa resultante fue muy pequeña casi cero. Durante ejercicio físico es común que la onda P y la onda T anterior acorten su distancia y que en ocasiones empiecen a fusionarse al aumentar la FC, esta situación no es una limitante para el algoritmo ya que puede detectar el inicio de la onda P. La importancia de analizar el intervalo PR también radica en la relación que en un estudio reciente se le ha dado con el COVID- 19, en donde se han presentado casos donde una prolongación o ausencia de acortamiento del intervalo PR al aumentar la FC tienen un mayor riesgo de muerte y necesidad de intubación endotraqueal.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS). “¿Qué son las enfermedades cardiovasculares?”, 2020, disponible en: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/about_cvd/es/ [accedido el: 05/11/2020].
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), “Características de las defunciones registradas en México durante el 2019” [Online], disponible en: <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2020/EstSociodemo/DefuncionesRegistradas2019.pdf> [accedido el: 10/11/2020].
- [3] G.F. Michaud and W.G. Stevenson, “Fibrilación auricular,” en *Harrison. Principios de Medicina Interna, 20e*, J.L. Jameson, A.S. Fauci, D.L. Kasper, S.L. Hauser, D.L. Longo, J. Loscalzo, Ed. Ciudad de México: McGraw-Hill Education, 2018, Cap. 246.
- [4] S. Lara-Vaca, A. Cordero-Cabra, E. Martínez-Flores y P. Iturralde-Torres, “Registro Mexicano de Fibrilación Auricular (ReMeFa),” *Gaceta Médica de México*, 150 Suppl 1: 48-59, 2014.
- [5] J.A. González-Hermosillo, M.F. Márquez y S. Ocampo-Peña, “Diseño de un registro de fibrilación auricular y riesgo embólico en México: CARMEN-AF,” *Arch Cardiol Mex.*, 87(1): 5-12, 2017.
- [6] A. Massó-van Roessel, L.A. Escobar-Robledo, I.R. Décano, M. Grau, J. Sala, R. Ramos, J. Marrugat, A. Bayés de Luna y R. Elosua, “Asociación entre las características de la onda P y la fibrilación auricular en el estudio REGICOR,” *Rev Esp Cardiol.*, 70(10): 841- 847, 2017.
- [7] L.Y. Chen and E.Z. Soliman, “P Wave Indices - Advancing Our Understanding of Atrial Fibrillation - Related Cardiovascular Outcomes,” *Front. Cardiovasc. Med.*, 6:53, 2019.

- [8] L.A. Moreno-Ruiz, H. Rodríguez-Piña y J.E. Martínez-Flores, "Fibrilación auricular. Evaluación y tratamiento," *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 50(3): 273-284, 2012.
- [9] Instituto Mexicano del Seguro Social, "Guía de Práctica Clínica Diagnóstico y Tratamiento de la Fibrilación Auricular," México: 2008, Actualización Febrero 2011. [Consultado: 9 de febrero de 2022]. ISBN: 978-607-7790-24-2. Disponible en: <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/014GER.pdf>
- [10] M.U. Rasmussen, P. Kumarathurai, A. Fabricius-Bjerre, et al. "P-wave indices as predictors of atrial fibrillation." *Ann Noninvasive Electrocardiol.*, 25:e12751, 2020.
- [11] J. W. Magnani, M.A. Williamson, P.T. Ellinor, K.M. Monahan and E.J. Benjamin, "P Wave Indices Current Status and Future Directions in Epidemiology, Clinical, and Research Applications," *Circ Arrhythmia Electrophysiol.*, 2:72-79, 2009.
- [12] J. Lee, K. Park, Y. Shin, "A study on the nonlinear dynamics of PR interval variability using surrogate data", *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 139-140, 1996.
- [13] H.H. Ros, A.S.M. Koeleman, T.J. Van den Akker, "The technique of signal averaging and its practical application in separation of atrial and His Purkinje activity", in *The signal averaging technique in clinical cardiology*, F.K. Schaatauer, Verlag, Stuttgart, 1981, 3-15.
- [14] H. Irisawa, W.M. Caldwell, M.F. Wilson, "Neural regulation of atrioventricular conduction", *Jpn. J. Physiol.*, 21, 15-25, 1971.
- [15] M.N. Levy, H. Ziezke, "Autonomic control of cardiac pacemaker activity and atrioventricular transmission", *J. Appl. Physiol.*, 27, 465-470, 1969.

- [16] J.J. Salata, R.M. Gill, R.F. Gilmour et al., "Effects of sympathetic tone on vagally induced phasic changes in heart rate and atrioventricular nod conduction in the anesthetized dog", *Circ. Res.*, 58, 584-594, 1986.
- [17] S. Cheng, M.J. Keyes, M.G. Larson et al., "Long-term outcomes in individuals with prolonged PR interval or first-degree atrioventricular block," *JAMA*, 301:2571-2577, 2009.
- [18] R.K. Crisel, R. Farzaneh-Far, B. Na, M.A. Whooley, "First-degree atrioventricular block is associated with heart failure and death in persons with stable coronary artery disease: data from the Heart and Soul Study," *Eur Heart J.*, 32(15):1875-1880, 2011.
- [19] A. Alonso, B.P. Krijthe, T. Aspelund et al., "Simple risk model predicts incidence of atrial fibrillation in a racially and geographically diverse population: the CHARGE-AF consortium," *J. Am. Heart Assoc.*, 18;2(2):e000102, 2013.
- [20] P.V. Rasmussen, J.B. Nielsen, M.W. Skov et al., "Electrocardiographic PR interval duration and cardiovascular risk: Results from the Copenhagen ECG study," *Can. J. Cardiol.*, 33 (5), 674-681, 2017.
- [21] J. Park, T-H. Kim, J.S. Lee et al., "Prolonged PR Interval predicts clinical recurrence of atrial fibrillation after catheter ablation," *J Am Heart Assoc.*, 3:e001277, 2014.
- [22] I. Ntalla, L-C. Weng, J.H. Cartwright et al., "Multi-ancestry GWAS of the electrocardiographic PR interval identifies 202 loci underlying cardiac conduction," *Nat Commun.*, 11, 2542, 2020.
- [23] S.G. Carruthers, B. McCall, B. Cordell, R. Wu, "Relationships between HR and PR interval during physiological and pharmacological interventions," *Br J Clin Pharmacol*, 23:259-265, 1987.

- [24] B.B. Pavri, J. Kloo, D. Farzad, J. M. Riley, "Behavior of the PR interval with increasing heart rate in patients with COVID-19," *Heart Rhythm*, 17(9):1434-1438, 2020.
- [25] A. C. Guyton y J. E. Hall, "Tratado de fisiología médica", Mc Graw Hill Interamericana, 2016.
- [26] J. García y J.M. Hurlé. "Anatomía Humana", Mc Graw Hill, 2005.
- [27] W. F. Ganong, "Fisiología médica", Mc Graw Hill, 2010.
- [28] J. A. F. Tresguerres, "Fisiología humana", Mc Graw Hill Interamericana, 2005.
- [29] C Alvarado Serrano, "Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG", tesis doctoral, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España, Disponible en: <http://hdl.handle.net/10803/6321>, 2001.
- [30] P. Kligfield, L. S. Gettes, J. J. Bailey et al., "Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part I", American Heart Association, pp 1307- 1321, 2007.
- [31] P. M. Rautaharju, B. Surawicz and L. S. Gettes, "Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part IV", American Heart Association, pp 242- 249, 2009.
- [32] G. F. Fletcher, P. A. Ades, P. Kligfield, R. Arena et al., "Exercise Standards for Testing and Training: A Scientific Statement from the American Heart Association", American Heart Association, pp 874- 934, 2013.

- [33] P. Manonelles, L. Franco, J. Naranjo, "Pruebas de esfuerzo en medicina del deporte", Archivos de medicina del deporte, Arch Med Deporte 2016; Vol 33(Supl. 1): pp 5-83.
- [34] Minneapolis Heart Institute Foundation, "Whats is Coronary Artery Disease". Disponible en: <https://mplsheart.org/center-for-coronary-artery-disease/patients/>
- [35] M. Baltazar Leal, "Método de estimación del final de la onda T del ECG durante ejercicio intenso para el análisis de la dinámica del intervalo RT en pruebas de ejercicio", Tesis de Maestría, Sección de Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Cinvestav, Ciudad México, México 2015.
- [37] J. P. Couderc and W. Zareba, Contribution of the Wavelet Analysis to the Noninvasive Electrocardiology, Heart Research, University of Rochester, New York, A. N. E., Vol. 3 No. 1, 1998, pp 54- 61.
- [39] J.P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A.P. Rocha, P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases," IEEE Trans. Biomed. Eng., 51 (4): 570-581, 2004.
- [40] C. Alvarado, J. Arregui, J. Ramos and R. Pallás, "Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform", proceedings of the 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ICEEE) and XI Conference on Electrical Engineering (CIE 2005), Mexico City, Mexico, (2005), ISBN: 0-7803-9230-2, IEEE Catalog Number: 05EX1097, 189–192.
- [41] G. Lenis, N. Pilia, T. Oesterlein, et al., "P wave detection and delineation in the ECG based on the phase free stationary wavelet transform and using intracardiac atrial electrograms as reference", Biomed. Eng.- Biomed. Tech. 2016; 61(1): 37–56

- [42] M. Elgendi, M. Meo and D. Abbott, "A Proof-of-Concept Study: Simple and Effective Detection of P and T Waves in Arrhythmic ECG Signals", *Bioengineering (Basel)*. 2016;3(4):26.
- [43] D. Zavantis, E. Mastora and G. Manis, "Robust Automatic Detection of P Wave and T Wave in Electrocardiogram", *2017 Computing in Cardiology (CinC)*, 2017, pp. 1-4.
- [44] L. Marsanova, A. Nemcová, R. Smísek, M. Vítek, et al., "Advanced P Wave Detection in ECG signals During Pathology: Evaluation in Different Arrhythmia Contexts", *Scientific Reports*, 2019, disponible en: <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55323-3>.
- [45] R. N. Costandy, S. M. Gasser, M. S. El-Mahallawy, et al., "P wave Detection Using a Fully Convolutional Neural Network in Electrocardiogram Images", *Appl. Sci.* 2020, 10, 976.
- [46] J. Martínez y R. M. de Castro. "Análisis de la teoría de ondículas orientadas a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: Fundamentos". E. T. S. I. Industriales Dpt. de Ingeniería Eléctrica, Madrid, 2002.
- [47] M. de L. Corzo Cuesta, "Desarrollo de algoritmos para la medición automática y análisis de la dispersión del intervalo QT en sujetos normales y pacientes renales durante tratamiento de hemodiálisis", Tesis de Maestría, Sección de Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Cinvestav, Ciudad México, México 2017.
- [48] M. Unser, A. Aldroubi, and S. J. Schiff, "Fast implementation of the continuous wavelet transform with integer scales," *IEEE Trans. Signal Process.*, vol. 42, no. 12, pp. 3519–3523, 1994.

- [49] P. Laguna, R.G. Mark, A. Goldberg, and G.B. Moody, "A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other wave form intervals in the ECG," in *Computers in Cardiology 1997*, 1997, pp. 673-676.
- [50] The CSE Working Party, "Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography," *Eur. Heart J.*, vol. 6, no. 10, pp. 815–825, 1985.
- [51] P. Laguna, P. Caminal, R. Jane and H. Rix, "Evaluation of HRV by PP and RR interval analysis using a new time delay estimate," *1990 Proceedings Computers in Cardiology*, 1990, pp. 63-66,