

DISEÑO DE UN SISTEMA DE ANÁLISIS DE ANOMALÍAS EN SEÑALES
ELECTROCARDIOGRÁFICAS USANDO WFDB TOOLBOX DE MATLAB®

JUAN CAMILO ORTIZ GÓMEZ



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2017

DISEÑO DE UN SISTEMA DE ANALISIS DE ANOMALIAS EN SEÑALES
ELECTROCARDIOGRAFICAS USANDO WFDB TOOLBOX DE MATLAB®

JUAN CAMILO ORTIZ GOMEZ

Trabajo de grado para optar al título en Ingeniería Electrónica

Director
MSc (C). Pablo Andrés Álvarez Camargo
MSc (C). Camilo Ernesto Pardo Beainy

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2017

***Las ideas, contenidos y comentarios
expuestos en el presente documento
son responsabilidad plena
del autor del mismo.***

NOTA DE ACEPTACIÓN

Firma del Director

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Tunja, 23 de agosto de 2017

Este trabajo, se encuentra dedicado a Dios el creador de todas las cosas, a mis padres que, gracias a su dedicación, paciencia, y apoyo me han ayudado a sobresalir en medio de las adversidades de la vida; a la Universidad Santo Tomás que nos proporcionó los conocimientos necesarios para llevar a cabo este proyecto de grado, a los docentes e ingenieros de la carrera de Ingeniería Electrónica que nos aportaron su conocimiento y ayuda constantemente.

AGRADECIMIENTOS

A Dios y mis padres por ser ese gran faro que ayudo con el direccionamiento de mi vida y la realización de este proyecto.

Mi madre Fanny Gómez, mi padre Pedro Ortiz.

Juan Camilo Ortiz Gómez

A mis docentes de la facultad por los conocimientos brindados durante esta etapa de culminación de mis estudios profesionales, en especial a:

MSc. (c) Pablo Andrés Álvarez Camargo por su asesoría y acompañamiento como director de Proyecto de Grado.

MSc. (c) Camilo Ernesto Pardo Beainy por sus sugerencias y acompañamiento como codirector.

MSc. (c) Laura Alejandra Martínez Tejada por su gran apoyo y sugerencias en el desarrollo del proyecto final.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION	16
2. JUSTIFICACION.....	18
3. PROBLEMA	19
3.1. FORMULACION DE PREGUNTAS.....	19
3.2. DEFINICION DEL PROBLEMA.....	19
3.3. DELIMITACION DEL PROBLEMA	21
4. OBJETIVOS.....	22
4.1. GENERAL	22
4.2. ESPECIFICOS	22
5. MARCO TEORICO	23
5.1. ANATOMIA DEL CORAZON	23
5.1.1. <i>Potencial de acción en el musculo cardiaco</i>	26
5.1.2. <i>Ciclo cardiaco</i>	28
5.1.3. <i>Las aurículas</i>	29
5.1.4. <i>Los ventrículos</i>	30
5.1.5. <i>Las válvulas cardiacas</i>	32
5.2. EXITACION RITMICA DEL CORAZON	35
5.3. EL ELECTROCARDIOGRAMA.....	39
6. METODOLOGIA.....	56
7. RESULTADOS	57
7.1. CAPITULO I: ANALISIS DEL SISTEMA A IMPLEMENTAR.....	57
7.1.1. <i>Análisis de las características a medir</i>	57
7.1.2. <i>Instalación del software WFDB en MATLAB®</i>	58
7.1.3. <i>Descripción de las bases de datos a usar</i>	62
7.2. CAPITULO 2: IMPLEMENTACION DEL SISTEMA.....	64
7.2.1. <i>Obtención de las señales de las bases de datos</i>	64
7.2.2. <i>Identificación de las ondas P, complejos QRS, y ondas T de las señales electrocardiográficas</i>	67
7.2.3. <i>Determinación de los intervalos R-R y de la frecuencia cardiaca</i>	71

7.2.4. Determinación de las duraciones de las ondas P, complejos QRS, y ondas T.....	75
7.2.5. Desarrollo de la interfaz gráfica con GUIDE de MATLAB®	77
8. OTROS APORTES DERIVADOS DEL TRABAJO	84
9. CONCLUSIONES.....	85
10. RECOMENDACIONES.....	87
BIBLIOGRAFÍA.....	88
ANEXOS.....	89

LISTAS ESPECIALES

LISTA DE FIGURAS

• Figura 1. Localización del corazón en el cuerpo humano.....	23
• Figura 2. Estructura y anatomía del corazón.....	25
• Figura 3. Potencial de acción de dos tipos de células cardiacas.....	27
• Figura 4. El ciclo cardiaco.....	29
• Figura 5. Corte frontal del corazón y ubicación de las aurículas y ventrículos.....	32
• Figura 6. Estructura de la válvula mitral.....	34
• Figura 7. Estructura de la válvula aórtica.....	35
• Figura 8. Ubicación de las partes del sistema de conducción y excitación del corazón.....	36
• Figura 9. Tiempo que tarda el impulso en llegar a cada parte del corazón (en fracciones de segundo).....	39
• Figura 10. Señal electrocardiográfica normal.....	41
• Figura 11. Onda P normal.....	42
• Figura 12. Onda P anormal.....	43
• Figura 13. Complejo QRS normal.....	44
• Figura 14. Onda T normal.....	44
• Figura 15. Segmento QT en una señal electrocardiográfica.....	46
• Figura 16. Intervalo R-R en una señal electrocardiográfica.....	47
• Figura 17. Intervalo PR en una señal electrocardiográfica.....	47
• Figura 18. Segmento ST en una señal electrocardiográfica.....	48
• Figura 19. Formas de onda de las derivaciones bipolares.....	50
• Figura 20. Formas de onda de las derivaciones unipolares aumentadas.....	51
• Figura 21. Conexión de los electrodos para obtener las derivaciones de tórax.....	52
• Figura 22. Formas de onda de las derivaciones de tórax.....	53
• Figura 23. Logotipo e imagen principal de la web de Physionet.....	54
• Figura 24. Directorio de instalación del toolbox.....	55
• Figura 25. Comando de autoarranque del toolbox.....	58
• Figura 26. Ventana de comandos e instrucción para la ejecución del demo.....	59
• Figura 27. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 2D.....	60
• Figura 28. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 3D.....	60
• Figura 29. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 3D y en revolución.....	61
• Figura 30. Página web donde se encuentran las señales del MIT-BIH Arrhythmia Database....	61

• Figura 31. Link de descarga de los ficheros que componen la base de datos	65
• Figura 32. Revisión de las bases de datos disponibles con el toolbox.....	65
• Figura 33. Descarga de la base de datos.....	66
• Figura 34. Instrucciones para la obtención de los inicios, picos y finales de las ondas.....	67
• Figura 35. Grafica con los picos máximos de las ondas en una señal electrocardiográfica.....	69
• Figura 36. Grafica con los picos inicios y finales de las ondas de una señal electrocardiográfica.....	70
• Figura 37. Grafica de la variación de la frecuencia cardiaca de una señal electrocardiográfica...	71
• Figura 38. Grafica de la variación de la duración de los intervalos R-R de una señal electrocardiográfica.....	73
• Figura 39. Pantalla de presentación del software.....	74
• Figura 40. Creación de la pantalla del menú principal con el asistente del GUIDE.....	78
• Figura 41. Pantalla del menú del software.....	79
• Figura 42. Pantalla del listado de señales.....	80
• Figura 43. Creación de la pantalla de búsqueda.....	81
• Figura 44. Pantalla de búsqueda de señales.....	82

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1. Datos del autor.....	81
ANEXO 2. Artículo IEEE presentado al IV congreso internacional de instrumentación, control y telecomunicaciones CIICT 2015.....	82
ANEXO 3. Poster presentado al IV congreso internacional de instrumentación, control y telecomunicaciones CIICT 2015.....	83
ANEXO 4. Programación de la pantalla de presentación.....	84
ANEXO 5. Programación de la pantalla de menú.....	85
ANEXO 6. Programación de la pantalla de búsqueda.....	87
ANEXO 7. Programación de la pantalla de listado de señales.....	91

GLOSARIO

- **Hólder.**
- **Cardiopatía.**
- **Fisiología.**
- **Interfaz HMI.**
- **MATLAB®.**
- **Base de datos.**
- **Arritmia.**
- **Frecuencia.**
- **Hipertrofia.**
- **Electrocardiograma.**
- **Impulso.**
- **Señal.**
- **Software.**

RESUMEN

El presente trabajo de grado pretende explicar el desarrollo de un sistema de reconocimiento de anomalías presentes en señales electrocardiográficas, ya que estas anomalías son lo que permite al médico cardiólogo realizar una evaluación sobre si el corazón del paciente está funcionando de manera correcta o por el contrario presenta algún tipo de cardiopatía o enfermedad del corazón. Para la realización de este proyecto se utilizó el software MATLAB®, más específicamente su herramienta WFDB la cual nos permite acceder a las bases de datos de PhysioNet, de donde se obtuvieron las señales fisiológicas usadas durante el desarrollo de este proyecto.

Una vez obtenidas las bases de datos con las señales electrocardiográficas a usar, se procedió a determinar qué aspectos de las mismas son lo suficientemente relevantes o poseen información valiosa sobre el estado de funcionamiento del corazón, donde se encontró que la duración de los intervalos R-R, P-R, Q-T y S-T, además de que el ciclo cardiaco sea completo y normal, es decir, que las ondas que lo componen estén completas y en el orden correcto, y por último que las duraciones de las ondas por separado no excedan los límites normales. Estos son los aspectos más importantes de las señales electrocardiográficas y a partir de los cuales el medico cardiólogo realiza el dictamen o el diagnóstico del paciente.

El objetivo del software desarrollado no es realizar un diagnóstico sobre la calidad del funcionamiento del corazón del paciente sino realizar la extracción de aquellos puntos de la señal donde se rompen los parámetros normales de las características mencionadas anteriormente, con esto lo que se crea es una herramienta que le permite al médico cardiólogo realizar un análisis más detallado de los puntos donde la señal presenta alguna anomalía, con lo cual el especialista puede ver estos datos de una manera más detallada y a partir de los mismos determinar la causa

de la presencia de estas anomalías en la señal. Es por esto que el resultado final de este proyecto es una herramienta que permitirá al médico cardiólogo realizar un análisis más rápido y efectivo de las señales, ya que habitualmente esta revisión sobre las mismas se hace de manera manual.

PROLOGO

Es notable como en el siglo pasado la esperanza de vida de la población mundial ha aumentado, uno de los factores que conllevaron a esto fue el desarrollo del transistor y el nacimiento de la era de la electrónica y la revolución tecnológica, ya que con la realización de investigaciones y trabajos como el presente, donde se estudian, diseñan y prueban nuevos métodos para el diagnóstico y seguimiento de patologías, se le otorgan nuevas herramientas a los profesionales de la salud, que pueden tratar a sus pacientes con mayor confianza en las mediciones, llevando a menores tiempos de consulta, tratamientos más confiables, diagnósticos más veraces, solo para mencionar algunas ventajas de la integración de la tecnología, para el caso la instrumentación electrónica, en actividades relacionadas a la medicina y las ciencias de la salud.

De la misma forma en que su momento se desarrollaron dispositivos como los electrocardiógrafos y llegaron a ser elementos de uso cotidiano, es de esperar que en un futuro se hable del sistema de análisis de anomalías en señales electrocardiográficas como una técnica sistematizada común entre los médicos cardiólogos, y que trabajos como el desarrollado se asocien al momento de la historia donde se dio un nuevo paso en la evolución de la calidad de vida humana, resaltando la importancia de incentivar desde la academia el estudio de la instrumentación médica y en general de bioingeniería en los futuros profesionales en la ingeniería electrónica y afines.

1. INTRODUCCION

Gracias a los avances de la ciencia y la tecnología se ha logrado diseñar diferentes herramientas, que hoy en la actualidad facilitan el trabajo que día a día realiza una persona. Esto ha tenido una gran importancia en los diversos campos profesionales y la electro medicina es un claro ejemplo de los alcances de la aplicación de la ciencia y la tecnología en las actividades cotidianas de las personas. Esto es fácilmente observable si hablamos de las diversas aplicaciones de instrumentos tecnológicos en este campo, los cuales han evolucionado con el paso del tiempo y a través de los cuales se facilitan las valoraciones físicas y el diagnostico, de este último se puede agregar que a veces tarda mucho tiempo por la gran cantidad de datos a tener en cuenta o por la complejidad de los mismos.

Dichas dificultades son evidentes en la detección de enfermedades cardiovasculares (ECV) y en donde la organización mundial de la salud (OMS), las describe como un grupo de desórdenes del corazón y de los vasos sanguíneos, entre los que se incluyen: la hipertrofia, la isquemia, los ataques al corazón y los accidentes vasculares cerebrales (AVC), etc. Los cuales se presentan por fenómenos agudos que se dan sobre todo a la obstrucción que impide que la sangre fluya fácilmente por el sistema circulatorio y en donde las causas más frecuentes son la formación de depósitos de grasa en las paredes de los vasos sanguíneos que irrigan los diversos sistemas.

Es por esto que en la actualidad se utilizan diversas pruebas diagnósticas sofisticadas las cuales buscan detectar algún tipo de problema cardiovascular, el cual llega a ocasionar molestias en el paciente. Entre las más utilizadas se encuentran: el electrocardiograma, la prueba de la tensión, ecocardiografía; las cuales son pruebas no invasivas para el paciente. Para esta investigación se profundizará y se utilizará el electrocardiograma (ECG) ya que este registra la actividad eléctrica

del corazón. Por medio de un impulso cardiaco que atraviesa el corazón y luego se propaga a los tejidos adyacentes que los rodean.

En este trabajo se busca desarrollar una herramienta, que además de hacer más fácil la detección de anomalías en el funcionamiento del corazón, lo hará en un menor tiempo de una manera efectiva, específica y útil, la cual podrá ser manipulada por un médico cardiólogo. Para poder lograr lo mencionado anteriormente se hizo uso del software MATLAB®, específicamente su herramienta WFDB toolbox la cual permite el acceso a las bases de datos de Physionet, por medio de las cuales se tienen señales electrocardiográficas y que servirán para desarrollar el sistema de reconocimiento de anomalías.

Al obtener esto se puede recolectar información importante sobre el funcionamiento del corazón, por medio de la cual el medico cardiólogo puede realizar un diagnóstico acertado al paciente, puesto que encuentra más fácilmente la causa de la presencia de dichas anomalías y posteriormente buscar la solución, lo que hace innovador este software es que el medico cardiólogo podrá enfocarse en el análisis de la presencia de estas anomalías en el corazón por medio de la información obtenida del software, como la duración de los diferentes intervalos, el ciclo cardiaco y la duración de las ondas.

La realización de este software cambiara la revisión de las anomalías, ya que, hoy en día se hace de forma manual cumpliendo así el objetivo y las expectativas de quien lo use.

2. JUSTIFICACION

La presente investigación se concentrara en el desarrollo de una herramienta de apoyo para los médicos cardiólogos, con la cual la revisión del examen fisiológico que determina la actividad eléctrica del corazón a través del tiempo, hólter y más específicamente los electrocardiogramas que resultan del mismo, tomara menos tiempo, además de mejorar la efectividad de los diagnósticos, al evitar que la revisión de esta gran cantidad de información sea realizada directamente por el médico cardiólogo, sino que ahora este desarrollo sea quien realice la primera revisión de las señales fisiológicas, determine y extraiga aquellas partes de las mismas que presenten características que demarcarían una posible anomalía en el funcionamiento del corazón.

Esto corresponde a las partes de las señales donde los parámetros establecidos no correspondan a los de un funcionamiento normal, a través del análisis de los resultados entregados por el hólter. Una vez la herramienta ha detectado aquellas partes de la señales que están fuera de los parámetros normales, estas partes son extraídas de la señal completa para que el cardiólogo las pueda analizar con detenimiento en busca de la posible causa de las mismas. Así esta investigación entregara una herramienta que permita al médico especialista dedicar más tiempo al análisis de las posibles causas de los defectos de las señales, que a la búsqueda de los mismos.

3. PROBLEMA

3.1. FORMULACION DE PREGUNTAS

- ¿Cuáles son las características más relevantes que tiene en cuenta un cardiólogo al analizar las señales electrocardiográficas para determinar que un paciente tiene una patología cardiaca?
- ¿Cuáles son las ventajas de implementar una herramienta que agiliza en proceso de lectura de las señales electrocardiográficas?
- ¿Cómo es posible realizar un análisis de las señales electrocardiográficas para la detección de anomalías en las mismas?
- ¿Cuál es la manera más adecuada de presentar los resultados de los análisis realizados a la señales electrocardiográficas para un especialista del campo de la medicina?

3.2. DEFINICION DEL PROBLEMA

Al hablar de ingeniería aplicada involucra los avances que se pueden implementar en general a cualquier campo o ámbito profesional, y la medicina no es la excepción, en la actualidad los profesionales de la salud utilizan todo tipo de herramientas creadas a partir de la ingeniería para hacer más sencillo y mejor su trabajo, desde simples dispositivos de valoración común como un estetoscopio, hasta los complejos equipos de diagnóstico no invasivo como los rayos X, en los cuales encontramos gran participación de la ingeniería electrónica.

Las enfermedades cardiovasculares son una preocupación común de las personas en la actualidad ya que esta es la principal causa de muertes en todo el mundo, diversos factores pueden aumentar la posibilidad de sufrir alguna patología cardiaca, entre los más comunes están una mala alimentación, el tabaquismo, el sedentarismo o alguna patología congénita.

Una forma de evitar algún tipo de enfermedad cardiovascular, además de evitar los factores de riesgo mencionados anteriormente, es visitar regularmente al cardiólogo, el cual usualmente antes cualquier tipo de alerta que detecte en la valoración inicial, o sintomatología descrita por el paciente, suele ordenar otros exámenes más especializados y precisos, entre los más comunes encontramos los ecocardiogramas y el hólter, además de pruebas de esfuerzo e imágenes diagnósticas. De los mencionados anteriormente el hólter permite al médico cardiólogo revisar la actividad eléctrica del corazón a través de un espacio de tiempo, con lo cual se puede determinar si este órgano vital está realizando correctamente sus funciones. Como resultado del mismo el medico tiene las gráficas del comportamiento eléctrico del corazón durante el tiempo de uso del hólter (en promedio 24 horas), esto supone gran cantidad de información que el medico cardiólogo debe revisar rigurosamente en busca de anomalías en estas señales y así determinar algún tipo de patología que puede presentar el paciente.

Normalmente el especialista tarda varios días en entregar un diagnóstico, con lo cual se busca crear una herramienta que agilice el proceso de análisis de las señales eléctricas del corazón, a través del uso de software, en este caso se utilizara la herramienta WFDB de MATLAB®, la cual se encargara de determinar ciertas características básicas de las señales electrocardiográficas, como la frecuencia cardiaca, que son los datos más importantes que requiere el medico cardiólogo a la hora de entregar los resultados. Las señales electrocardiográficas a usar son aquellas contenidas en las bases de datos del MIT contenidas en PhysioNet, una base de datos de señales fisiológicas de todo tipo, pero nos concentramos en las bases de datos de señales electrocardiográficas.

3.3. DELIMITACION DEL PROBLEMA

Mediante el presente proyecto se diseñó e implemento un sistema que permite el análisis y evaluación de señales electrocardiográficas obtenidas de las bases de datos proporcionadas por PhysioNet, con el fin de entregar una nueva herramienta al médico cardiólogo para que los análisis de dichas señales sean más rápidos y precisos, al realizar los conteos de aquellas partes de las señales que incumplen con los parámetros normales de funcionamiento del corazón, lo cual se denomina una anomalía, además de permitirle al especialista el centrarse en el análisis de estos segmentos de las señales para la búsqueda de la posible causa. Aunque el uso de señales electrocardiográficas reales obtenidas a través de equipos de electrocardiografía clínica, genera que en las señales se encuentren perturbaciones.

Estas perturbaciones pueden ser producidas por interferencias con las redes eléctricas durante el periodo de obtención de las señales, cambio en la posición de los electrodos durante el examen o incluso los ruidos generados por otras señales fisiológicas como ruido electromiografico o la modulación de la señal por la respiración. Estas perturbaciones se mostraran como anomalías aunque no correspondan a un funcionamiento incorrecto del corazón. De aquí la importancia de que la interpretación y posterior diagnostico que se realiza con las señales la haga el medico cardiólogo quien puede diferenciar entre verdaderas anomalías y las producidas por fuentes de ruido.

En este trabajo se desarrolló la herramienta descrita anteriormente a través del uso del software MATLAB® más específicamente con el uso del toolbox WFDB, desarrollado por el MIT, el cual posee las aplicaciones con los algoritmos de uso de las bases de datos de esta universidad. Este trabajo se realizó en los laboratorios de investigación de la universidad Santo Tomas donde se instaló el software necesario para su desarrollo.

4. OBJETIVOS

4.1. GENERAL

Diseñar un sistema de análisis de señales electrocardiográficas para la determinación de las características básicas de estas señales, para agilizar la lectura de los resultados de exámenes electrocardiográficos por parte de medico cardiólogo.

4.2. ESPECIFICOS

- Determinar las características más relevantes de las señales electrocardiográficas como la frecuencia, las duraciones de los intervalos y el correcto orden del ciclo cardiaco.
- Comprobar las partes de la señal donde se presentan anomalías que puedan significar la presencia de patologías cardiacas.
- Extraer las partes de las señales donde se presentan anomalías para su análisis detallado.
- Generar una interfaz de usuario de fácil acceso y comprensión para el profesional de la salud, que posiblemente use la herramienta.

5. MARCO TEORICO

5.1. ANATOMIA DEL CORAZON

Este órgano es el encargado de brindar la energía necesaria para que la sangre fluya por los vasos sanguíneos. El corazón es un órgano hueco, no más grande que el puño de una persona, que mide de 12 a 13 cm de la base al ápex, además de 7 a 8 cm de ancho y que pesa alrededor de 325g, lo que corresponde alrededor del 0.474% del peso corporal del individuo, aunque estos datos varían dependiendo de la persona en particular. Está ubicado en una pequeña región de la cavidad torácica del cuerpo humano, entre la tercera y la sexta costilla en la posición central, aunque en realidad el eje del mismo se encuentra ligeramente hacia la parte izquierda del cuerpo y un poco inclinada hacia adelante. [2]

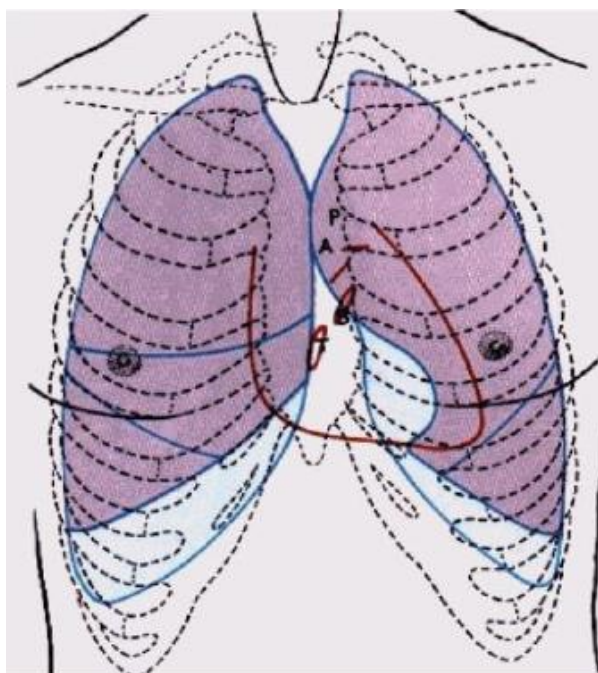


Fig.1. Localización del corazón en el cuerpo humano.

Fuente: *Fisiología y anatomía quirúrgica*, Noguera M.

El corazón está dividido por el septum interatrial – interventricular, el cual es una fuerte pared muscular en forma de media luna, la cual forma lo que se denomina el corazón izquierdo y el corazón derecho, los cuales se pueden tratar como unas estaciones de bombeo bicamerales autónomas, conformadas por una aurícula y un ventrículo. El lado izquierdo del corazón conduce la sangre a los órganos periféricos, esta sangre es rica en oxígeno y sale a través de la válvula semilunar aortica, de donde se distribuye a cada célula del cuerpo. Por el contrario el lado derecho del corazón se encarga de recibir la sangre baja de oxígeno y rica en dióxido de carbono, que proviene de todos los órganos y células del cuerpo, así la impulsa a través de la válvula semilunar pulmonar, lo que la conduce hacia los pulmones, en los cuales se extrae el dióxido de carbono y se vuelve a enriquecer la sangre con oxígeno, para luego ser llevada de nuevo a al lado izquierdo del corazón y recomenzar el ciclo. [1] [2]

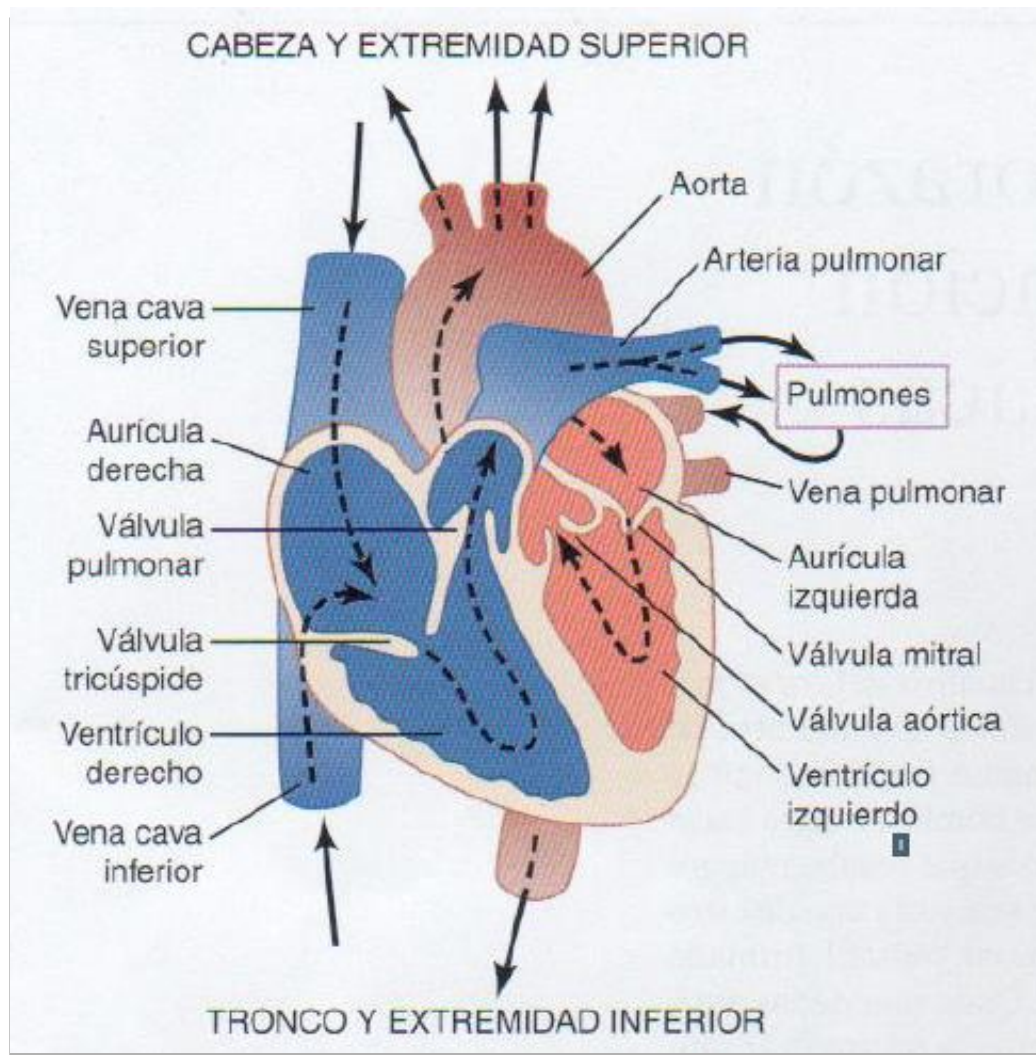


Fig.2. Estructura y anatomía del corazón.

Fuente: *Tratado de fisiología médica, Guyton & Hall.*

Mencionado lo anterior, podemos decir que las aurículas funcionan como una bomba de cebado para los ventrículos, con lo cual su principal función es la de ayudar al llenado de los ventrículos, los cuales a su vez, son los encargados de aportar la mayor cantidad de energía necesaria para que la sangre realice su recorrido por el cuerpo, todo esto es controlado por una serie de acciones que ocurren dentro del corazón, las cuales permiten que los eventos mencionados anteriormente ocurran de manera ordenada y sincronizada, lo cual se denomina ritmicidad del corazón, que no

es otra cosa que la forma como se transmiten los potenciales de acción a través de todo el musculo cardiaco. [1]

5.1.1. Potencial de acción en el musculo cardiaco.

Se denomina potencial de acción a la forma como una celular responde a un estímulo, para las células cardiacas se alcanza un valor de 105mV, esto debido a que el potencial intracelular está en un estado de electronegatividad cercano a los -85mV y pasa a un valor aproximado de 20mV. Luego de producirse la despolarización de la membrana esta permanece en este estado por aproximadamente 0,2 segundos, y luego se produce un re polarización súbita de la misma, debido a que las células cardiacas tienen la posibilidad de mantener ese estado de despolarización de la membrana por unos instantes, contracción generada es mucho más fuerte y prolongada que la de otro tipo de célula, esto se debe a que a diferencia de las demás células del organismo, las células cardiacas no solo cuentan con canales rápidos de sodio, sino que además poseen un nuevo tipo de canal que se denomina canal lento de calcio, el cual se demora mucho más en abrir y tiene la posibilidad de permanecer abierto por algunas décimas de segundo. [1]

Para comprender mejor la respuesta de las células cardiacas al estímulo se pueden describir cinco fases de la siguiente manera:

- Fase 0 (despolarización rápida): corresponde a un estímulo eléctrico en la membrana celular, con lo cual se produce el efecto de apertura de los canales rápidos de sodio y los canales lentos de calcio, con los cuales cambia la polaridad de la parte interna de la célula y la del medio que la rodea.
- Fase 1 y 2 (fase de meseta): producida por la entrada de iones de calcio al interior de la célula y la posibilidad de los canales de los canales lentos de calcio de permanecer abierto, con lo cual se produce un equilibrio entre la entrada de calcio y la salida de potasio.

- Fase 3 (re polarización súbita): se produce por una salida rápida de los iones restantes en el interior de la célula y el cierre de los canales rápidos de potasio y lentos de calcio con lo cual la célula vuelve a su estado de reposo.
- Fase 4 (periodo refractario): durante este lapso de tiempo la membrana celular se encuentra en un estado que le permite omitir nuevos estímulos eléctricos, con lo cual se impide la re estimulación de la célula durante el potencial de acción. Lo cual asegura que un impulso cardiaco no pueda volver a excitar una zona que ya ha sido excitada, cabe resaltar que esta fase es transversal a las anteriores y además permanece después de la culminación de las mismas. [4] [6]

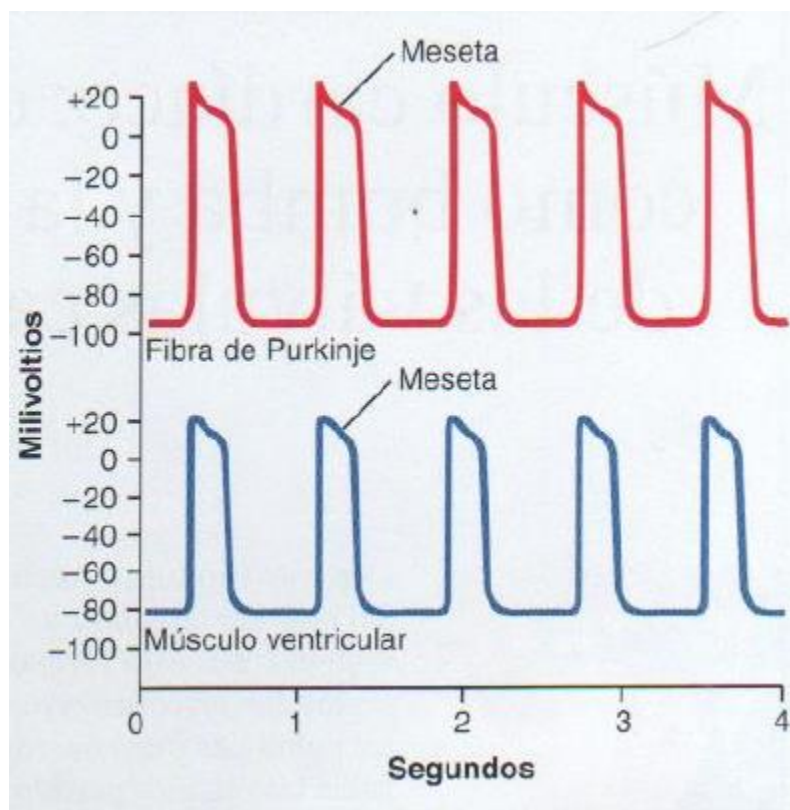


Fig.3. Potencial de acción de dos tipos de células cardíacas.

Fuente: *Tratado de fisiología médica, Guyton & Hall.*

5.1.2. Ciclo cardiaco.

Está constituido por la serie de eventos que se presentan desde el inicio de un latido cardiaco hasta el comienzo del siguiente, el inicio de cada uno de estos está marcado por la generación espontánea de un potencial de acción en el nódulo sinusal, este potencial viaja a través de las aurículas, y luego por el haz auricoventricular hacia los ventrículos. La disposición y el orden que sigue el viaje del potencial de acción tiene algunos retrasos en el camino de la señal lo cual garantiza que la contracción auricular sea antes de la contracción ventricular, con lo cual las aurículas logran llenar los ventrículos antes de la contracción de los mismos, de aquí es que se denomina a las aurículas bombas de cebado de los ventrículos, mientras que los ventrículos son aquellos que realizan la aplicación de la potencia para que la sangre fluya a través de todo el cuerpo. Además de lo mencionado anteriormente el ciclo cardiaco está formado por un periodo de relajación denominado diástole seguido de un periodo de contracción denominado sístole. [2]

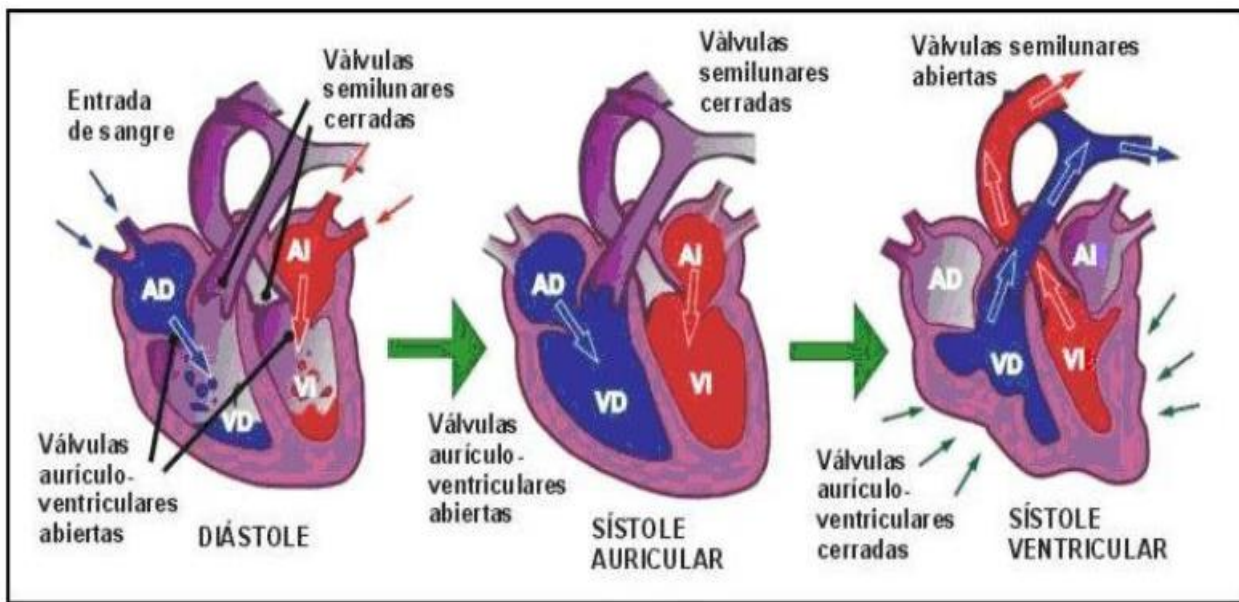


Figura.4. El ciclo cardíaco.

Fuente: *Electrocardiografía clínica*, C. Castellanos, Perez de Juan, F Attie.

5.1.3. Las aurículas.

Son las cavidades encargadas de recibir las grandes cantidades de sangre y a su vez entregarla a los ventrículos, se puede afirmar que aproximadamente el 80% de esta sangre fluye de manera continua de las aurículas a los ventrículos, aunque las aurículas no se hayan contraído, con lo cual el 20% restante se aporta a través de la contracción auricular. Por esto las aurículas aumentan en un 20% la eficiencia de los ventrículos, y se dice que el corazón puede seguir funcionando sin contracción de las aurículas ya que está diseñado para bombear entre 300% y 400% de la sangre que el cuerpo necesita al estar en reposo, debido a esto si las aurículas dejan de funcionar no se notaría la diferencia hasta que la persona realice un esfuerzo. [2]

La aurícula derecha recibe la sangre de tres venas principales, la vena cava superior, la vena cava inferior, y el seno coronario, la pared posterior es lisa y la pared anterior es trabeculada, así entre

las aurículas también existe un tabique delgado denominado septum o tabique interauricular. La sangre pasa de la aurícula derecha al ventrículo derecho a través de una válvula denominada tricúspide, que también se denomina válvula auricoventricular derecha. [4]

La aurícula izquierda forma la mayor parte de la base del corazón, recibe la sangre que proviene de los pulmones a través de las cuatro venas pulmonares, y al igual que la aurícula derecha su parte posterior es lisa, pero a diferencia de la aurícula derecha su parte anterior también es lisa, así la sangre pasa desde la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo a través de la válvula bicúspide o mitral. [4]

5.1.4. Los ventrículos.

Son las cavidades encargadas de aportar a la sangre la potencia necesaria para que la misma fluya a través de todo el cuerpo, esto a través de la sístole ventricular. Durante la misma las aurículas se llenan de sangre porque las válvulas auricoventriculares se encuentran cerradas, así al terminar la contracción ventricular las válvulas auricoventriculares se abren de nuevo permitiendo de nuevo el paso de la sangre de las aurículas hacia los ventrículos, todo esto se denomina periodo de llenado rápido de los ventrículos. [1]

El periodo de contracción isométrica es aquella parte de la sístole donde el ventrículo se prepara para la contracción por lo cual se cierran las válvulas auricoventriculares y se abren las válvulas auricoventriculares semilunares (aortica y pulmonar), a través de las cuales sale la sangre a los órganos y células periféricos. Así en este periodo se produce la contracción pero no el vaciado de los ventrículos, este se produce cuando la presión es la suficiente para lograr la apertura de las válvulas auricoventriculares semilunares y la sangre sale en un 70% en el primer tercio del periodo de eyección y el otro 30% en los dos tercios restantes lo que se llama periodo de eyección rápida y periodo de eyección lenta. [1] [2]

El periodo de relajación isométrica aparece justo después de la sístole con lo cual las presiones dentro de los ventrículos bajan súbitamente. Se podría decir que la presión acumulada en los ventrículos se transfiere a las grandes arterias, por lo cual esta diferencia de presiones cierra inmediatamente las válvulas auricoventriculares semilunares, impidiendo el regreso de sangre de las arterias a los ventrículos. A su vez las válvulas auricoventriculares se abren para comenzar el llenado de los ventrículos y la preparación para la siguiente sístole. [2]

El ventrículo derecho forma la mayor parte de la cara anterior del corazón, y se encuentra separado del ventrículo izquierdo por el septum o tabique interventricular, y la sangre pasa del ventrículo derecho a través de la válvula pulmonar hacia una arteria principal denominada tronco pulmonar que luego se divide en las arterias pulmonares derecha e izquierda. [4]

El ventrículo izquierdo es el que forma el vértice o ápex cardiaco, la sangre sale del ventrículo izquierdo a través de la válvula aortica, hacia la aorta ascendiente, que luego se dirige hacia las arterias coronarias, que llegan al corazón, y otra parte se dirige a la aorta descendente y que después llegan a todo el organismo. [4]

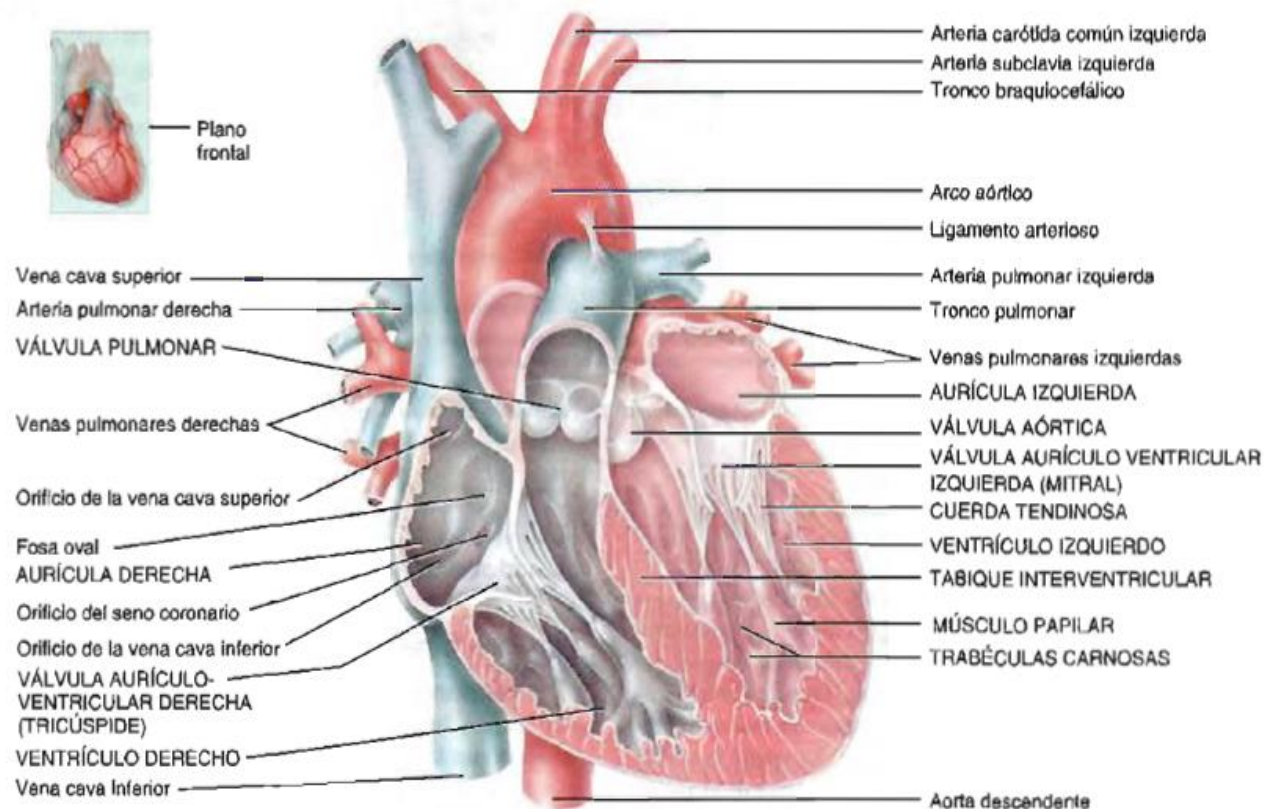


Figura.5. Corte frontal del corazón y ubicación de las aurículas y ventrículos.

Fuente: *Principios de anatomía y fisiología, Tortora y Derrickson.*

5.1.5. Las válvulas cardíacas

Cuando una de las cámaras cardíacas se estimula y realiza su movimiento característico de contracción, una cantidad de sangre fluye hacia un ventrículo o hacia una arteria, para esto las válvulas se abren y cierran en respuesta a los cambios de presión, y a medida que el corazón se contrae y relaja cada una de las cuatro válvulas, aporta a establecer el flujo en un solo sentido abriéndose para permitir el paso de la sangre o cerrándose para impedir su reflujo. [5] [7]

5.1.5.1. Válvulas auricoventriculares

Las válvulas mitral y tricúspide también reciben el nombre de válvulas auricoventriculares o válvulas AV, ya que son las que se encuentran ubicadas entre una aurícula y un ventrículo, cuando una de estas válvulas se abre, las valvas o compuertas se ubican dentro del ventrículo. [2]

Estas válvulas impiden el flujo retrogrado de sangre de los ventrículos a las aurículas durante la contracción ventricular. Cuando los ventrículos se contraen, la presión de la sangre lo que hará será empujar las valvas hacia arriba hasta que sus bordes se encuentren, lo que cerrara el orificio auricoventricular. Simultáneamente, los músculos papilares, se van contrayendo haciendo que las cuerdas tendinosas se estiren. Esta acción impedirá que las cúspides valvulares reviertan y que estas se abran a la cavidad auricular por la acción de la alta presión ventricular. Si llegaran a dañarse las cuerdas tendinosas o las válvulas auricoventriculares, la sangre probablemente se devolverá hacia las aurículas durante la contracción ventricular. [3]

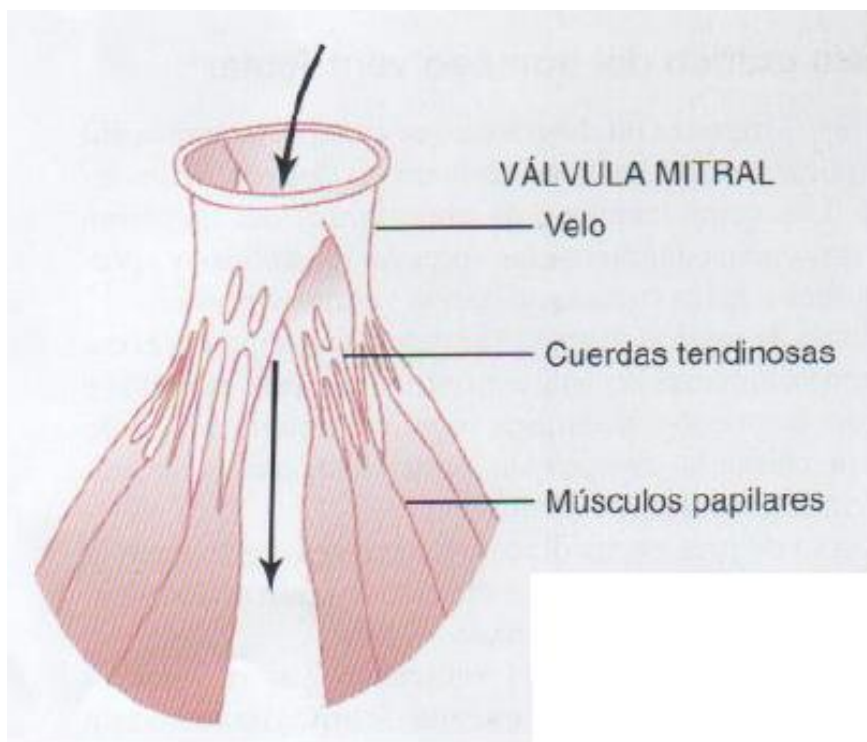


Fig.6.Estructura de la valvula mitral.

Fuente: *Tratado de fisiologia medica, Guyton & Hall.*

5.1.5.2. Válvulas semilunares

Se denominan así porque están formadas por tres válvulas que tienen forma de medialuna. Cada una de ellas se une a la pared arterial en su borde convexo externo. Este tipo de válvulas permiten la eyección de la sangre haciéndolo desde el corazón hasta las arterias, evitando además el reflujo de sangre hacia los ventrículos. Los bordes libres de las valvas se proyectan hacia la luz de la arteria. Las válvulas semilunares se abrirán si la presión ventricular excede a la presión arterial, lo que lograra permitir la eyección de la sangre desde los ventrículos hasta el tronco pulmonar y la aorta. Mientras los ventrículos comienzan a relajarse, la sangre empieza a empujar las cúspides valvulares, produciendo que las válvulas semilunares se cierren. [3] [5]

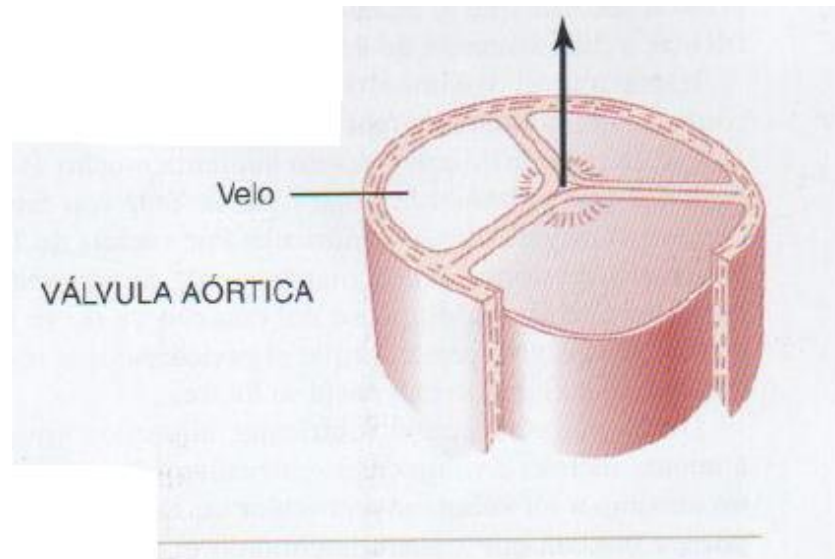


Fig. 7.Estructura de la valvula aórtica.

Fuente: *Tratado de fisiologia medica, Guyton & Hall.*

5.2. EXITACION RITMICA DEL CORAZON

El sistema especializado de excitación y conducción del corazón que controla las contracciones cardiacas está compuesto por: el nódulo sinusal en el que se genera el impulso rítmico normal; las vías internodulares que conducen el impulso desde el nódulo sinusal hasta el nódulo auricoventricular; el nódulo AV en el cual el impulso originado en las aurículas se retrasa antes de penetrar los ventrículos; el haz AV que conduce el impulso desde las aurículas hacia los ventrículos, y las ramas izquierda y derecha del haz de fibras de Purkinje, que conducen el impulso cardiaco por todo el tejido de los ventrículos. [2] [6]

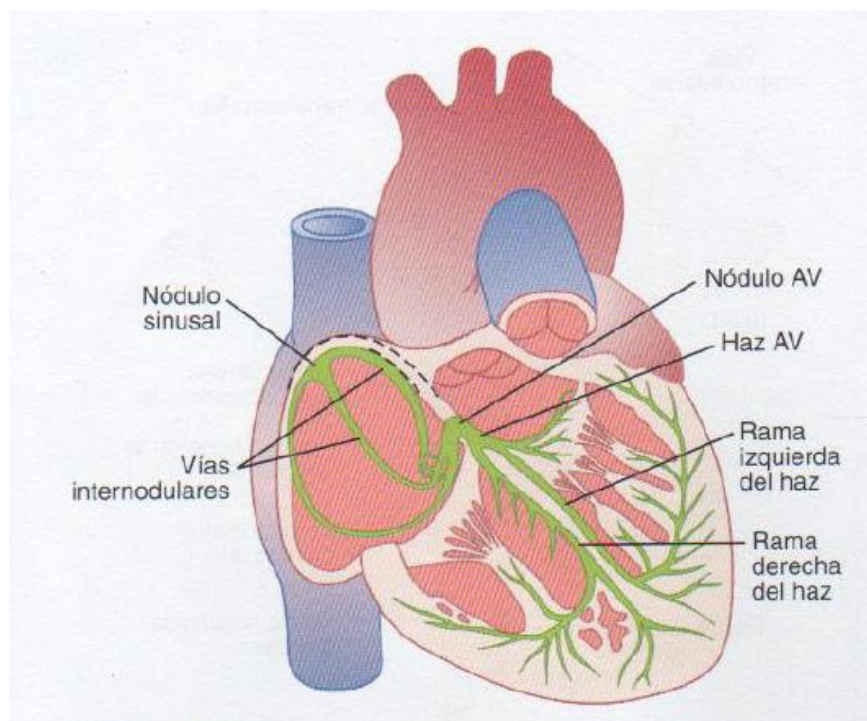


Fig. 8. Ubicacion de las partes del sistema de conduccion y excitacion del corazon.

Fuente: *Tratado de fisiologia medica, Guyton & Hall.*

5.2.1. Nódulo sinusal

Es una franja elipsoidea, de forma aplanada y pequeña de musculo cardiaco especializado con medidas tales como 3mm de ancho, 15 mm de longitud y 1mm de grosor. Se encuentra ubicado en la pared posterolateral superior de la aurícula derecha, inmediatamente inferior y ligeramente lateral a la desembocadura de la vena cava superior. Las fibras de este nódulo tienen pocos filamentos musculares contráctiles y cada una de ellas es aproximadamente de 3 a 5 μm de diámetro, en diferencia de un diámetro de 10 a 15 μm de las fibras musculares auriculares circundantes. No obstante, las fibras del nódulo sinusal se enlazan directamente con las fibras musculares auriculares, de manera que todos los potenciales de acción que empiezan en el nódulo sinusal se propagan rápidamente hacia la pared del musculo auricular. [2] [5]

5.2.2. Vías internodulares

Los extremos de las fibras del nódulo sinusal se adhieren directamente con las fibras musculares auriculares circundantes. Por esto, los potenciales de acción creados en el nódulo sinusal se dirigen hacia estas fibras musculares auriculares. Es así como el potencial de acción se propaga por toda la masa muscular auricular y por ultimo llega hasta el nódulo av. La velocidad de dirección en gran parte del musculo auricular es cerca de 0,3 ms, pero la dirección es más rápida, de alrededor de 1ms, en diferentes pequeñas bandas de fibras auriculares. Una de ellas, llamada banda interauricular anterior, traspasa las paredes anteriores de las aurículas para ir hacia la aurícula izquierda. Igualmente otras tres bandas pequeñas se incurvan a través de las paredes auriculares anteriores de tipos anterior, lateral y posterior, terminando en el nódulo auricoventricular, conocidas como vías internodulares anterior, media y posterior. Lo que hace que la velocidad de dirección sea más rápida de estas bandas es porque se encuentran fibras de conducción especializada. Estas fibras son iguales a las fibras de Purkinje de los ventrículos, que dirigen mucho más rápido. [2] [7]

5.2.3. Nódulo auricoventricular

Está ubicado en la pared posterolateral de la aurícula derecha, inmediatamente detrás de la válvula tricúspide. El sistema de conducción auricular está organizado de modo que el impulso cardiaco no viaja desde las aurículas a los ventrículos demasiado rápido, este retraso da tiempo para que las aurículas vacíen su sangre hacia los ventrículos antes de que comience la contracción ventricular. El retraso de la transmisión hacia los ventrículos se produce principalmente en el nódulo AV y sus fibras adyacentes. La conducción lenta en las fibras transicionales, nodulares y penetrantes del haz AV está producida principalmente por la

disminución del número de uniones en hendidura entre células sucesivas de las vías de conducción, de modo que hay una gran resistencia a la conducción de los iones excitadores desde una fibra de conducción hasta la siguiente. [2] [4]

5.2.4. Sistema de Purkinje ventricular

Las fibras conocidas como Purkinje especiales se desplazan desde el nódulo auricoventricular a través del haz AV hasta llegar a los ventrículos. Exceptuando la porción inicial de estas fibras, donde penetran en la barrera fibrosa AV, estas tienen características muy diferentes a las fibras del nódulo AV. Son fibras de tamaño grande que transmiten potenciales de acción a una velocidad de 1,5 a 4,0 m/s, una velocidad aproximadamente 6 veces mayor que la del musculo ventricular normal y 150 veces mayor que la de ciertas fibras del nódulo AV. Lo que permite una transmisión casi instantánea del impulso cardiaco por todo el resto del musculo ventricular. [4]

Se especula que la rápida transmisión de los potenciales de acción por las fibras de Purkinje esta originada por un gran acrecentamiento del nivel de permeabilidad de las uniones en hendiduras de los discos intercalados entre las células sucesivas que conforman las fibras de Purkinje. Por lo cual, los iones pueden pasar con facilidad de una célula a la siguiente, acrecentando de esta forma la velocidad de la transmisión. Las fibras de Purkinje igualmente tienen escasas miofibrillas, lo que quiere decir que se contraen poco o nada durante la transmisión de los impulsos. [2]

Una de las características del haz AV es la imposibilidad de que los potenciales de acción viajen retrógradamente desde los ventrículos hacia las aurículas, lo que impide la reentrada de los impulsos cardiacos, así garantizando que la contracción auricular siempre se presenta antes que la contracción ventricular. [3]

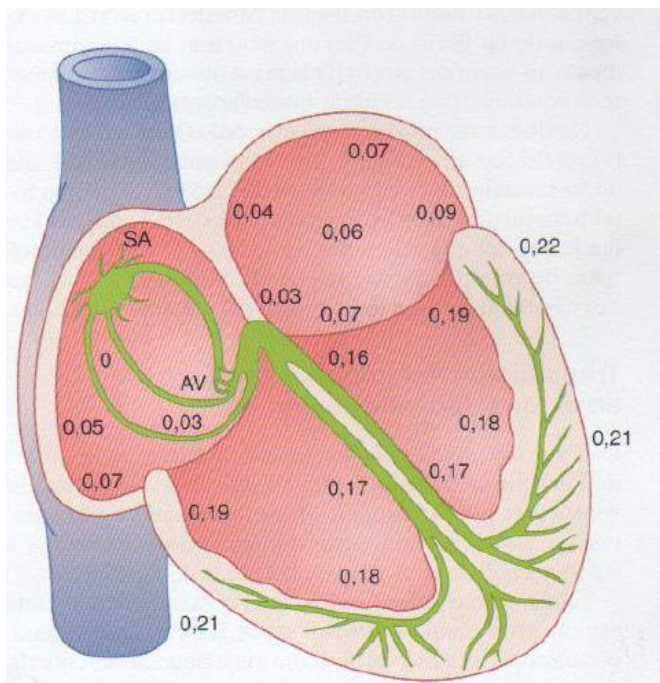


Fig. 9. Tiempo que tarda el impulso en llegar a cada parte del corazón (en fracciones de segundo).

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall.*

5.3. EL ELECTROCARDIOGRAMA

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, la corriente eléctrica también se propaga desde el corazón hasta los tejidos adyacentes que lo rodean. Una pequeña parte de la corriente se propaga hacia la superficie corporal. Si se colocan electrodos en la piel en lados opuestos del corazón se pueden registrar los potenciales eléctricos que se generan por la corriente.; el registro se conoce como electrocardiograma. [7]

Es un examen ambulatorio donde se obtienen datos cuantitativos de la actividad eléctrica del corazón. Esto con el fin de determinar alteraciones en el ritmo cardíaco que puedan ocasionar problemas en el buen funcionamiento del corazón humano. Esta lectura electrocardiográfica

normalmente tiene 12 derivaciones, las cuales se encargan de monitorear el comportamiento del crecimiento auricular y ventricular del corazón, con lo que se puede determinar los diferentes tipos de problemas más conocidos como cardiopatías que puede tener el corazón. El electrocardiograma puede tener varias definiciones para ser nombrado o representado, el hólter es la más conocida, o las siglas EKC o ECG que es como se denomina en la mayoría de libros o documentos que tratan de este tema. [6]

Este examen hólter se caracteriza por tener un periodo de duración de 24 horas, con el fin de hacer un sondeo total de la actividad física del corazón durante el día. La instalación de este examen en el cuerpo no requiere de un conocimiento amplio ya que cubre las zonas donde se pueden detectar las pulsaciones del corazón, pero la interpretación cuantitativa de este si es más compleja, por lo que requieren conocimiento de la electrofisiología cardiaca, de la electrocardiografía, de los diferentes tipos de arritmias que existen y el conocimiento básico de cómo funciona un ritmo cardiaco normal y anormal. Esto con el fin de que el especialista en las lecturas electrocardiográficas pueda determinar la arritmia, su causa y complicaciones que puede presentar en el corazón del paciente. [2]

El funcionamiento cardiaco se caracteriza por tener un ritmo determinado, en este caso un ritmo entre 60 y 100 latidos por minuto, es por esto que es necesario hacer un monitoreo del ritmo cardiaco cuando se ven alteraciones en las pulsaciones por minuto, que pueden provocar arritmias por fuera de estos rangos determinados como normales. [3]

Las causas de las arritmias pueden ser demasiadas, ya sea por desgaste del corazón o alguna anomalía momentánea del mismo. Para determinar esto es necesario entender un poco de la estructura del corazón y las partes que se pueden ver afectadas por arritmias y de la misma manera la forma adecuada de usar el electrocardiógrafo. [6]

El electrocardiograma normal está formado por una onda P, un complejo QRS y una onda T. Con frecuencia el complejo QRS está formado por tres ondas separadas: la onda Q, la onda R y la onda S.

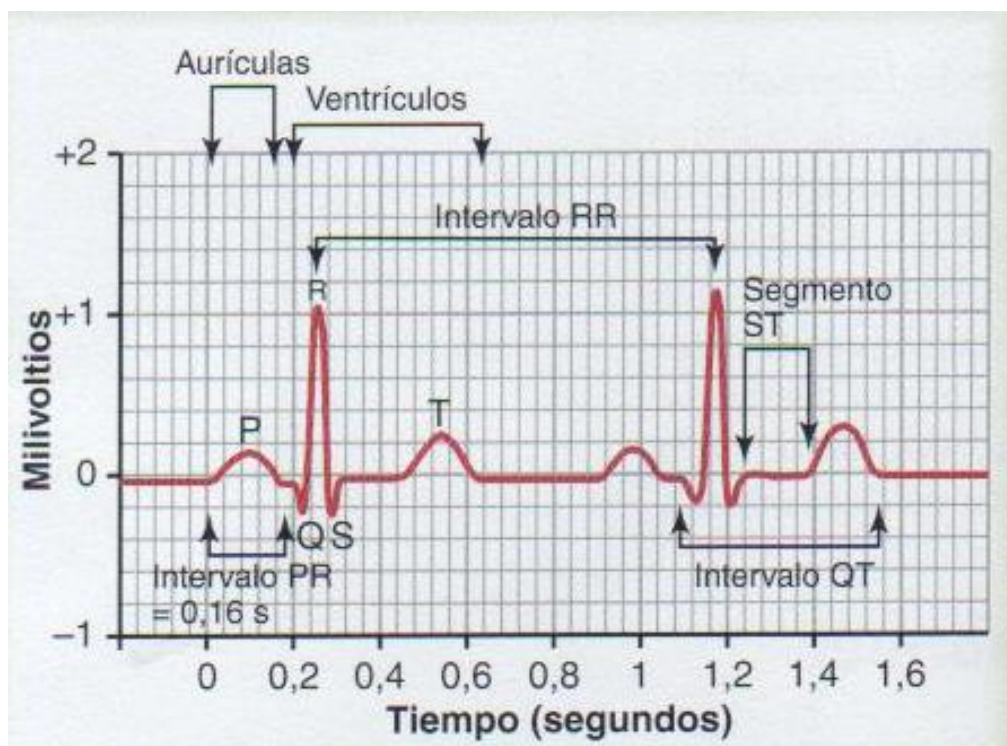


Fig. 10. Señal electrocardiográfica normal.

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall.*

La onda P es producida por los potenciales eléctricos que se generan cuando despolarizan las aurículas antes del comienzo de la contracción auricular. Es positiva y ascendente, tiene una duración de 0,10 segundos o menos, y sus características morfológicas es que es lisa y redondeada, además siempre esta seguida por un complejo QRS.

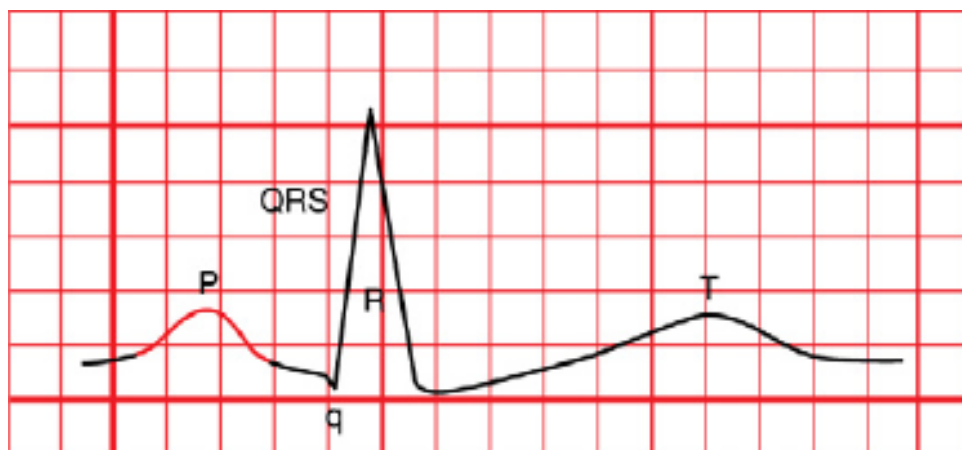


Fig. 11.Onda P normal.

Fuente: Arritmias. Guía práctica para la interpretación y tratamiento. Huszar.

Cuando la onda P se ve alterada, representa la despolarización de las aurículas cuando estas se encuentran lesionadas o anormales. Así cuando la onda se ve deformada, deja de ser redonda y liza y pasa a ser un pico mucho más alto de lo normal, puede significar que la persona tiene un sobreesfuerzo por algún tipo de deficiencia pulmonar, o una taquicardia sinusal. [2] [3]

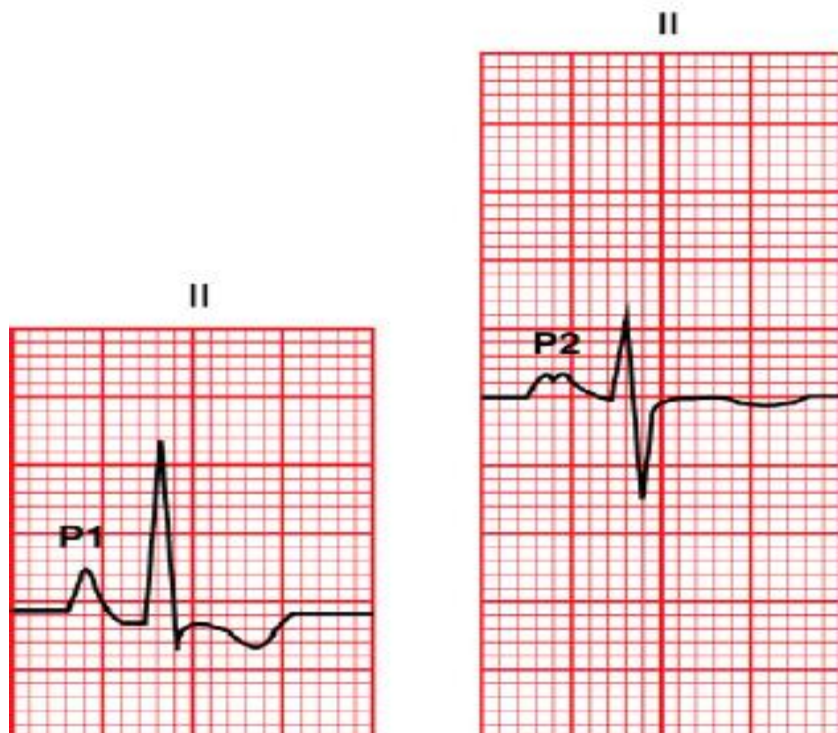


Fig. 12. Onda P anormal.

Fuente: Arritmias. Guía práctica para la interpretación y tratamiento. Huszar.

El complejo QRS está formado por los potenciales que se generan cuando se despolarizan los ventrículos antes de su contracción. El complejo QRS puede ser predominantemente positivo, predominantemente negativo, o equifásico, esto dependiendo de la derivación en la que se quiera ver, además su duración es de 0,12 segundos o menos. Además el tiempo de activación que corresponde al tiempo que transcurre desde el comienzo del complejo QRS hasta el pico máximo de la onda R. Morfológicamente los complejos QRS son muy estrechos y los picos muy puntiagudos. Por lo tanto la onda P como los componentes del complejo QRS son las ondas de despolarización. [2] [3]

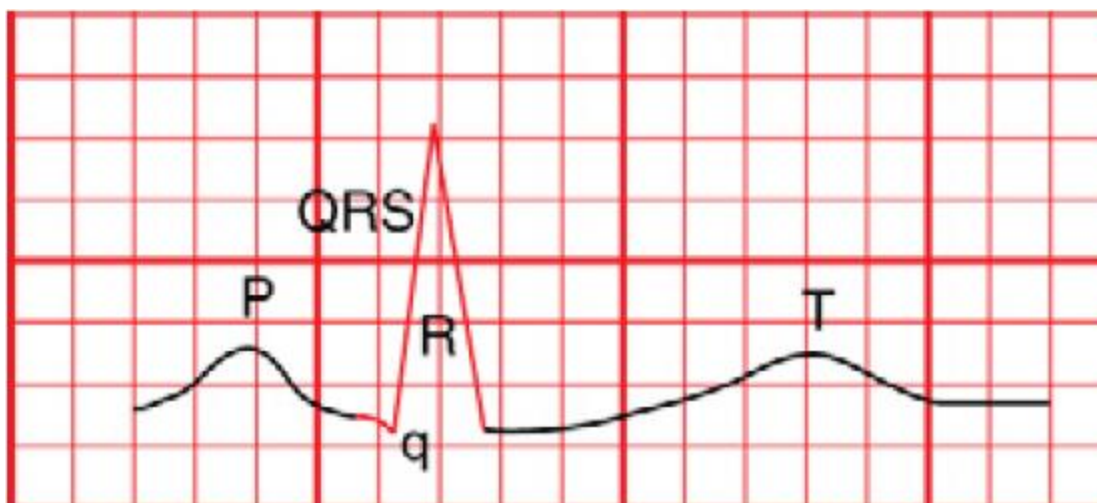


Fig. 13.Complejo QRS normal.

Fuente: Arritmias. Guía práctica para la interpretación y tratamiento. Huszar.

La onda T se produce por los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan del estado de despolarización. Esta onda es positiva, ascendente y asimétrica puesto que la parte ascendente es más prolongada que la descendente y su duración es de 0,10 a 0,25 segundos.

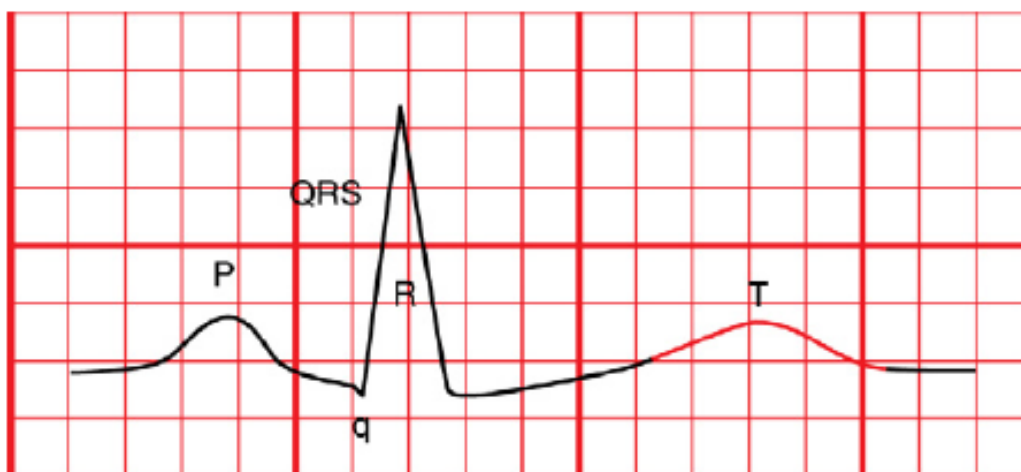


Fig. 14.Onda T normal.

Fuente: Arritmias. Guía práctica para la interpretación y tratamiento. Huszar.

Este proceso normalmente aparece en el musculo ventricular entre 0,25 y 0,35 segundos después de la despolarización y la onda T se conoce como onda de repolarización. Así, el electrocardiograma está formado tanto por ondas de despolarización como de repolarización. [4]

Como se puede suponer que los impulsos eléctricos y las ondas que los representan proveen información de las etapas de estimulación del corazón y también de las fases de reposo y recuperación, así cuando el corazón se estimula, este se contrae, esto debido a que las células cardiacas en reposo están polarizadas negativamente y cuando reciben un estímulo eléctrico se despolarizan y se contraen. Las ondas de despolarización convierten el interior de la célula en electropositivo y después las ondas de repolarización devuelven la carga electronegativa al interior de la misma, aunque las ondas de repolarización no generan ningún tipo de movimiento celular, solo la devuelven a su estado inicial. [4]

Antes de que se pueda producir la contracción del musculo, la despolarización se debe propagar por todo el musculo para iniciar los procesos químicos de la contracción. La onda P se produce al comienzo de la contracción de las aurículas y el complejo QRS de las ondas que produce el comienzo de la contracción de los ventrículos. Los ventrículos siguen contraídos hasta después de que se haya producido la repolarización, es decir, hasta después del final de la onda T.

Las aurículas se repolarización aproximadamente 0,15 a 0,20 segundos después de la polarización de la onda P. Este momento coincide aproximadamente con el momento en el que se registra el complejo QRS en el electrocardiograma. Por tanto, la onda de repolarización auricular, conocida como onda T auricular, habitualmente esta oscurecida por el complejo QRS, que es mucho mayor. [3]

La onda de repolarización ventricular es la onda T del electrocardiograma normal. Habitualmente el musculo ventricular comienza a repolarizarse 0,2 segundos después del

comienzo de la onda de despolarización (el complejo QRS), así la onda de repolarización ventricular se extiende a lo largo de los ventrículos, por tal motivo la onda T del electrocardiograma normal es una onda prolongada, aunque el voltaje de la onda T es mucho menor que el voltaje del complejo QRS, esto en parte debido a su prolongada duración.

Los voltajes de las ondas que se registran en el electrocardiograma normal dependen de la manera en que se aplican los electrodos a la superficie del cuerpo y de la proximidad de los electrodos al corazón. [3]

El intervalo P-Q o P-R, es el tiempo que transcurre entre el comienzo de la onda P y el complejo QRS, es el intervalo que hay entre el inicio de la excitación eléctrica de las aurículas y el inicio de la excitación de los ventrículos. Este periodo se denomina P-Q y su duración aproximada es de 0,16 segundos, aunque en algunos casos se denomina intervalo P-R ante la ausencia de una onda Q definida. [3]

El intervalo Q-T, se produce ante la contracción del ventrículo dura casi desde el comienzo de la onda Q, o de la onda R en caso de la ausencia de una onda Q, hasta el final de la onda T. Este intervalo es de aproximadamente 0,35 segundos. [3]

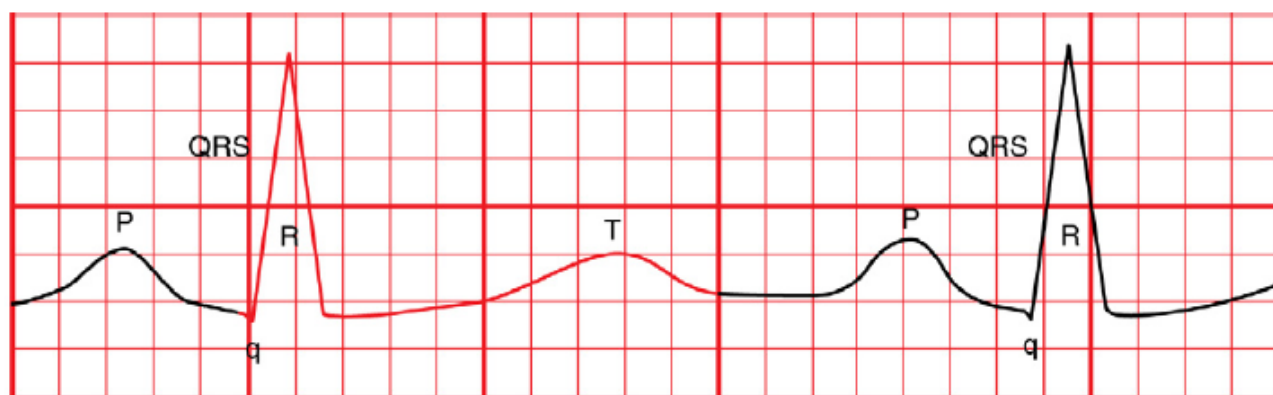


Fig. 15. Segmento QT en una señal electrocardiografica.

Fuente: Arritmias. Guía practica para la interpretacion y tratamiento. Huszar.

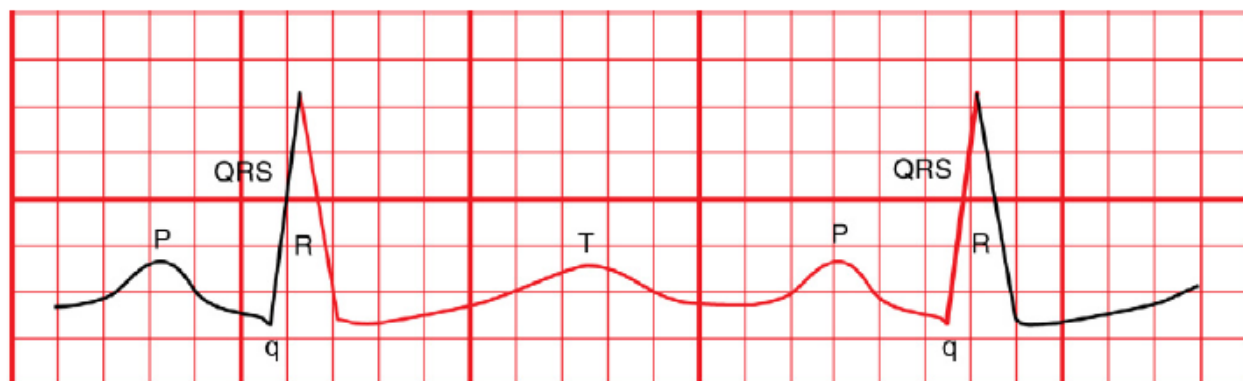


Fig. 16. Intervalo R-R en una señal electrocardiografica.

Fuente: Arritmias. Guia practica para la interpretacion y tratamiento. Huszar.

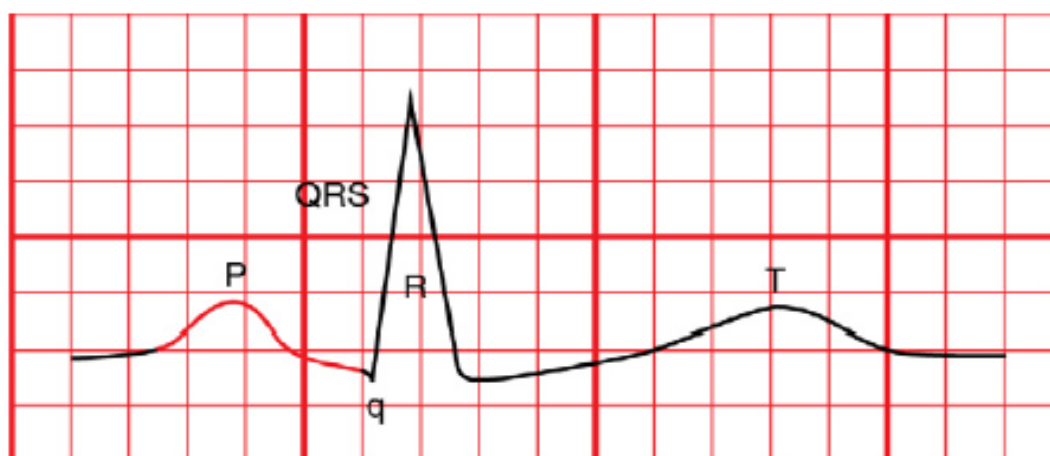


Fig. 17. Intervalo PR en una señal electrocardiografica.

Fuente: Arritmias. Guia practica para la interpretacion y tratamiento. Huszar.

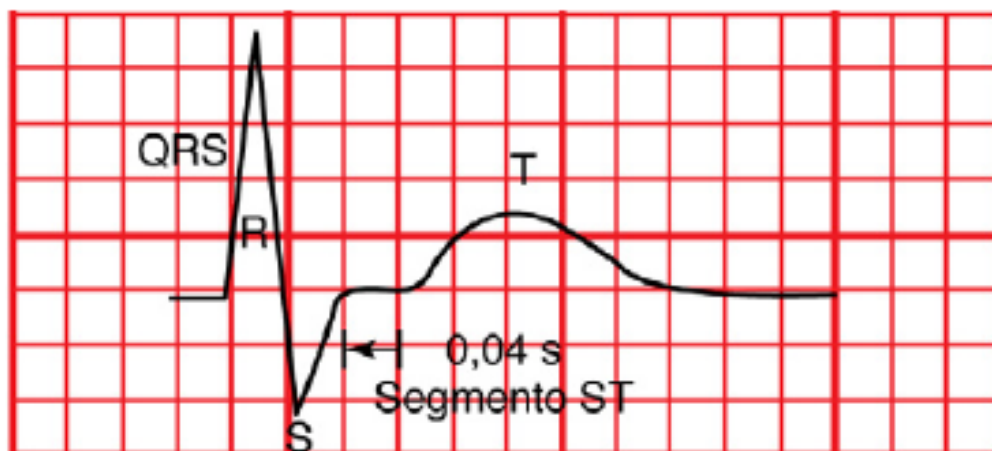


Fig. 18. Segmento ST en una señal electrocardiográfica.

Fuente: Arritmias. Guía práctica para la interpretación y tratamiento. Huszar.

5.4. DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS

El electrocardiograma comúnmente consta de 12 derivaciones, 6 de miembros y 6 precordiales, las derivaciones de miembros también son conocidas como de plano frontal, que además están divididas en bipolares y unipolares aumentadas. Las derivaciones precordiales también son llamadas de plano horizontal. [2]

5.4.1. Tres derivaciones bipolares de las extremidades

El término “bipolar” significa que el electrocardiograma se registra a partir de dos electrodos que están localizados en lados diferentes del corazón, en este caso en las extremidades. Así una derivación no es un único cable que procede del cuerpo, sino una combinación de dos cables y sus electrodos para formar un circuito completo entre el cuerpo y el electrocardiógrafo. [2] [4]

La derivación I se registra con el terminal negativo del electrocardiógrafo conectado al brazo derecho y el terminal positivo al brazo izquierdo.

La derivación II se registra con el terminal negativo del electrocardiógrafo conectado al brazo derecho y el terminal positivo conectado a la pierna izquierda.

La derivación III se registra conectando el terminal negativo del electrocardiógrafo conectado al brazo izquierdo y el terminal positivo conectado a la pierna izquierda.

El triángulo de Einthoven se forma por la disposición de los electrodos usados para el registro de las derivaciones bipolares de las extremidades. La ley de Einthoven afirma que si en cualquier momento se conocen los potenciales eléctricos de dos cualesquiera de las tres derivaciones bipolares de las extremidades, se puede determinar matemáticamente la tercera simplemente sumando las dos primeras (aunque se debe tener en cuenta que se deben observar los signos positivos y negativos de las diferentes derivaciones cuando se haga la suma). Así podemos observar que la suma de los voltajes de las derivaciones I y III es igual al voltaje de la derivación II. [2]

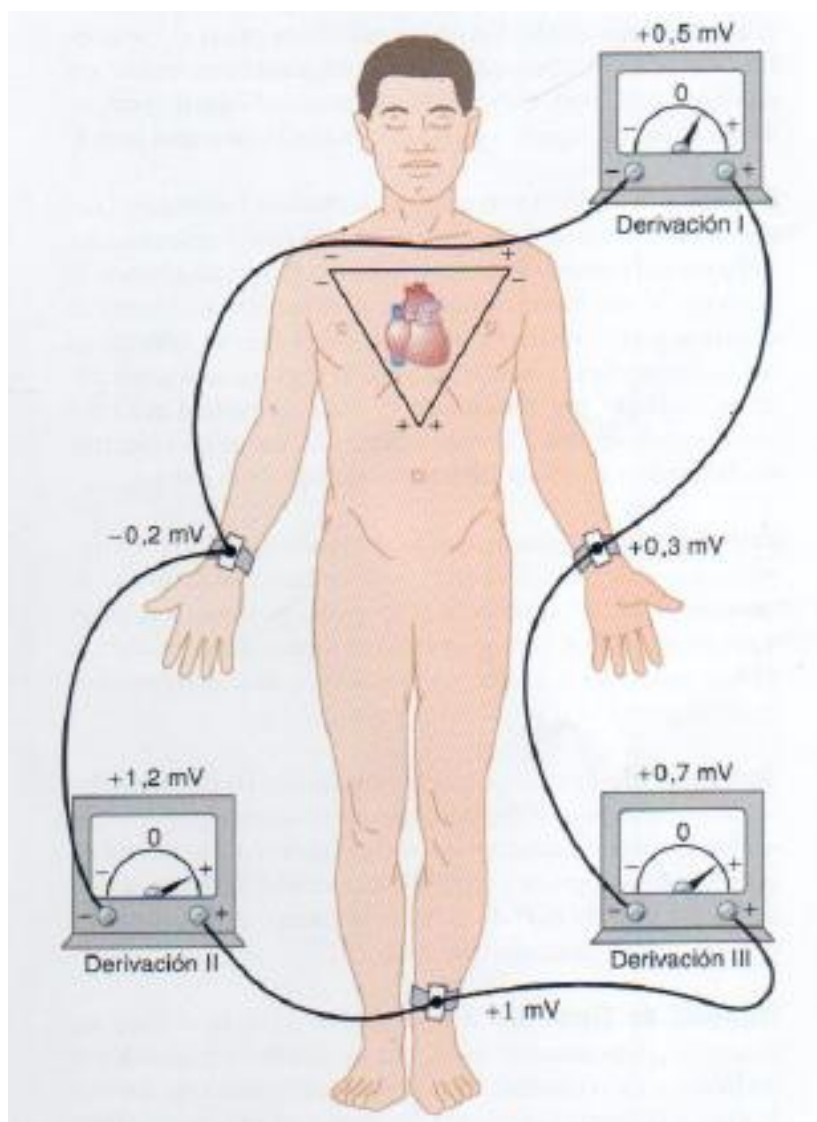


Fig. 19. Conexión de los electrodos para obtener las derivaciones bipolares.

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall.*



Fig. 20. Formas de onda de las derivaciones bipolares.

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall.*

5.4.2. Derivaciones unipolares aumentadas de las extremidades

En este tipo de registro, dos extremidades se conectan mediante resistencias eléctricas al terminal negativo del electrocardiógrafo, y la tercera extremidad se conecta al terminal positivo. Cuando el terminal positivo está en el brazo derecho la derivación se conoce como derivación aVR, cuando está en el brazo izquierdo se conoce como derivación aVL y cuando está en la pierna izquierda es la derivación aVF. [2] [4]

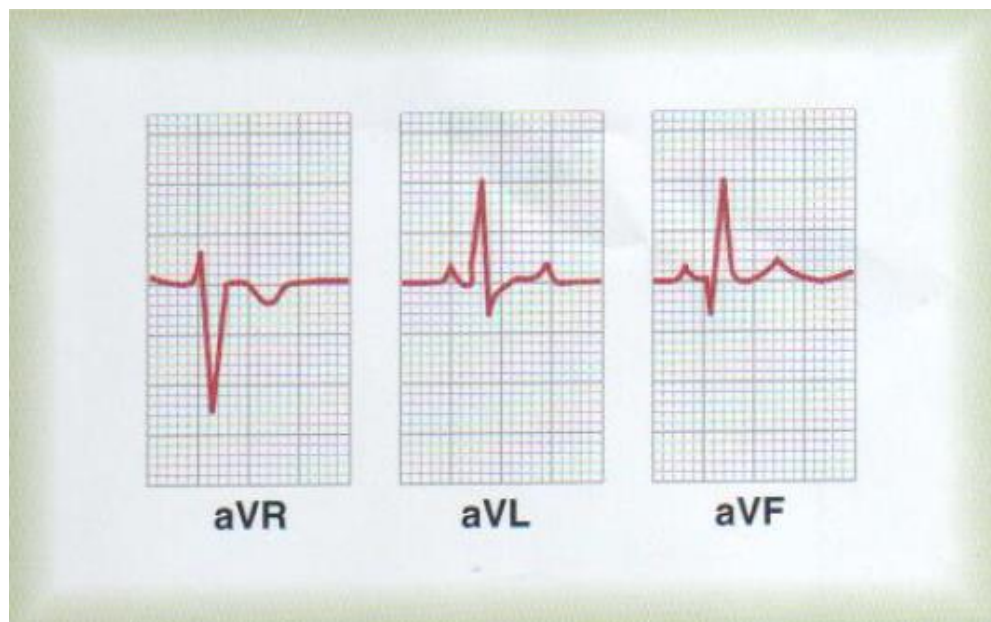


Fig. 21. Formas de onda de las derivaciones unipolares aumentadas.

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall*

5.4.3. Derivaciones del tórax

Estas se registran con un electrodo situado en la superficie anterior del tórax directamente sobre el corazón. Este electrodo se conecta al terminal positivo del electrocardiografo, y el electrodo negativo, denominado electrodo indiferente, se conecta traves de resistencias electricas iguales al brazo derecho, al brazo izquierdo y la pierna izquierda al mismo tiempo. Habitualmente se registran seis derivaciones estandar de tórax, una cada vez, desde la pared tóracica anterior, de modo que el electrodo de tórax se coloca secuencialmente en los seis puntos. Los diferentes registros se conocen como V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 . [2] [4]

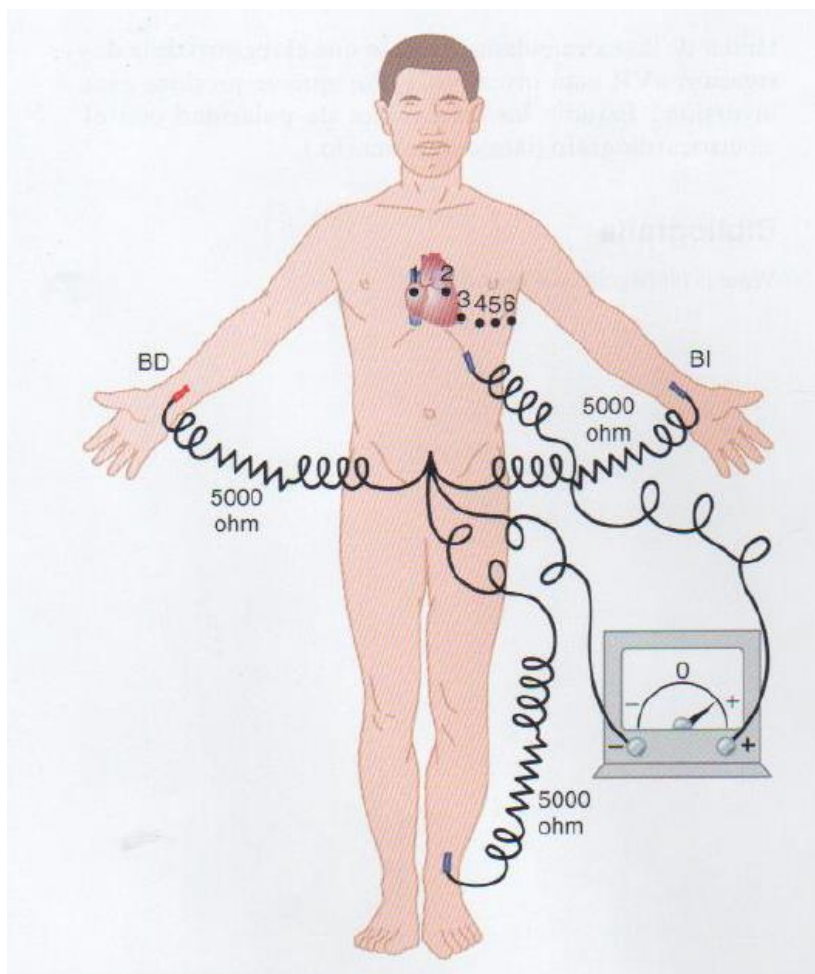


Fig. 22. Conexión de los electrodos para obtener las derivaciones de tórax.

Fuente: *Tratado de fisiología medica, Guyton & Hall*

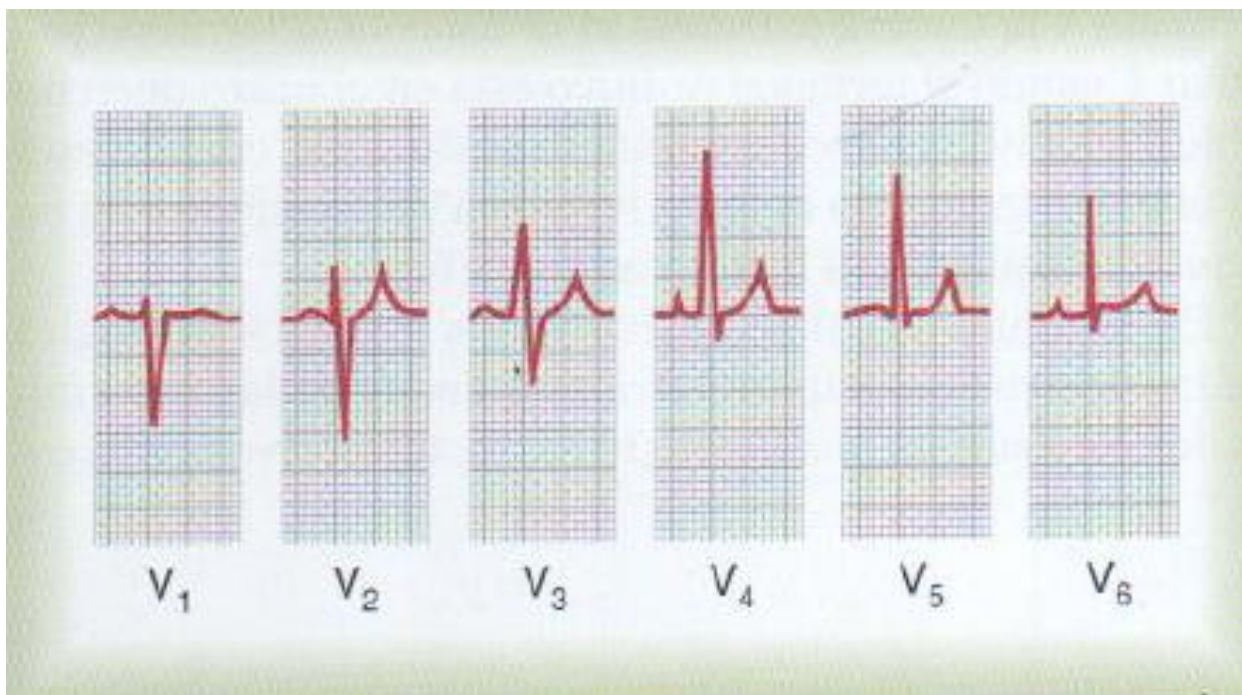


Fig. 23. Formas de onda de las derivaciones de tor x.

Fuente: *Tratado de fisiologia medica, Guyton & Hall.*

5.5. WFDB TOOLBOX PARA MATLAB

WFDB toolbox para MATLAB® Y Octave es un conjunto de funciones en código Java y m-code que hacen llamadas de sistema al paquete de software WFDB y a otros aplicativos de PhysioToolkit.

Utilizando el toolbox, los usuarios de MATLAB® y Octave tienen acceso a más de 50 bases de datos de PhysioBank (más de 3 TB de señales fisiológicas incluyendo ECG, EEM, EMG, ECG fetal, PPG, APB, respiración y más). Además, la mayoría de estas bases de datos también están acompañadas de metadatos, como anotaciones de expertos de eventos fisiológicamente relevantes en los archivos de anotación de WFDB. Estos pueden incluir, por ejemplo, las

anotaciones de los cardiólogos sobre el ritmo de los ECG, o los hipnogramas de los expertos del sueño de los polisomnogramas. Todas estas señales y anotaciones fisiológicas se pueden leer a petición del servidor web PhysioNet y sus espejos utilizando funciones del toolbox o de las copias locales si decide descargarlas. Esta característica permite a su código analizar la amplia gama de señales fisiológicas disponibles de PhysioBank sin la necesidad de descargar los registros enteros y almacenarlos localmente.

El toolbox es de código abierto (distribuido bajo GLP). Para simplificar su instalación, el toolbox se distribuye con ejecutables nativos pre compilados usados por algunas de sus funciones. Las fuentes de todos los ejecutables nativos que se utilizan en este toolbox se pueden obtener de PhysioNet.



Fig. 24. Logotipo e imagen principal de la web de Physionet.

Fuente: <https://physionet.org>

6. METODOLOGIA

El proyecto denominado “Diseño de un sistema de análisis de anomalías en señales electrocardiográficas usando WFDB toolbox de MATLAB®”, se considera como una investigación de tipo cuantitativa retrospectiva, ya que parte de un problema bien definido, en este caso el problema se indica como la necesidad de generar una herramienta de software que ayude con el análisis de señales electrocardiográfica con el objetivo de encontrar posibles anomalías cardiacas que puedan denotar el mal funcionamiento del corazón de una persona, y los objetivos están claramente definidos desde el planteamiento, los cuales van desde la determinación de cuales de los rasgos característicos de una señal electrocardiográfica son los que contienen la información relevante del comportamiento del corazón a nivel anatómico y electrofisiológico, esto debido a que los procesos de recolección de información y la medición de las variables está realizada de una forma estructurada y con un orden preestablecido.

La parte de la investigación retrospectiva se configura al determinar que los hechos, en este caso las señales electrocardiográficas, fueron obtenidas fuera de esta investigación y por ende se intuye que los métodos y herramientas usadas para este fin fueron los idóneos. Luego aparece un segundo aspecto que corresponde al hecho de que las señales a analizar pueden tener la posibilidad, o no, de poseer anomalías en su composición, de ahí lo que se busca determinar si esta hipótesis es correcta e incorrecta y de ser correcta se deben resaltar las razones por la cual esta se hace verdadera.

7. RESULTADOS

7.1. CAPITULO I: ANALISIS DEL SISTEMA A IMPLEMENTAR

7.1.1. Análisis de las características a medir

El primer paso que se realizó para el desarrollo del sistema a implementar, fue el de indagar sobre las características más importantes de una señal electrocardiográfica, y por ende, que se deben analizar con el mayor detenimiento a la hora de determinar si se están presentando algún tipo de anomalías sobre estas mismas. Para realizarlo, se decidió buscar qué partes de estas señales son aquellas que contienen la mayor cantidad de información relevante sobre cómo está funcionando el corazón.

Este proceso de búsqueda inicia con la revisión de como las características fisiológicas del corazón se ven reflejadas en las partes de la señal electrocardiográfica, así la duración de los intervalos R-R, denota la velocidad de la estimulación del corazón, o como la polaridad opuesta en una de las ondas puede denotar aspectos como un marcapasos ectópico, o incluso que los sistemas de conducción del corazón están funcionando anormalmente y las señales están rebotando o estimulando el corazón en un orden incorrecto. Así, y después de revisar las ondas independientes que componen la señal, o los intervalos y segmentos se determinó que, las características más relevantes correspondían al cálculo de la frecuencia cardiaca, las duraciones de las ondas P, los complejos QRS, y las ondas T, por último la duración de los intervalos QT, PR y los segmentos ST y PR.

Por último se decidió que la revisión del orden de aparición de las ondas dentro de la señal completa, es un aspecto muy importante que no puede dejarse de lado, ya que el orden preestablecido, primero la onda P, luego el complejo QRS, y por último la onda T, indican que el corazón está siguiendo un ciclo normal, y por ende la duplicación de alguna de estas ondas o la

ausencia de alguna puede significar que algún tejido cardíaco está funcionando de manera errónea.

7.1.2. Instalación del software WFDB en MATLAB®

El toolbox WFDB para MATLAB®, debe ser descargado de la web de physionet, y posteriormente agregado a la biblioteca del software MATLAB® a través de una serie de comandos, donde se definirán algunas características como los directorios donde se instalaran los plug-ins, las carpetas donde se almacenaran las señales obtenidas de las bases de datos o donde se guardaran los archivos generados por las funciones incluidas dentro del toolbox.

El proceso de instalación del mismo se realiza de manera muy sencilla siguiendo los pasos descritos a continuación:

- Se determina el directorio donde se crearan las carpetas del toolbox y se escribe el comando con el que se obtiene la dirección del directorio.

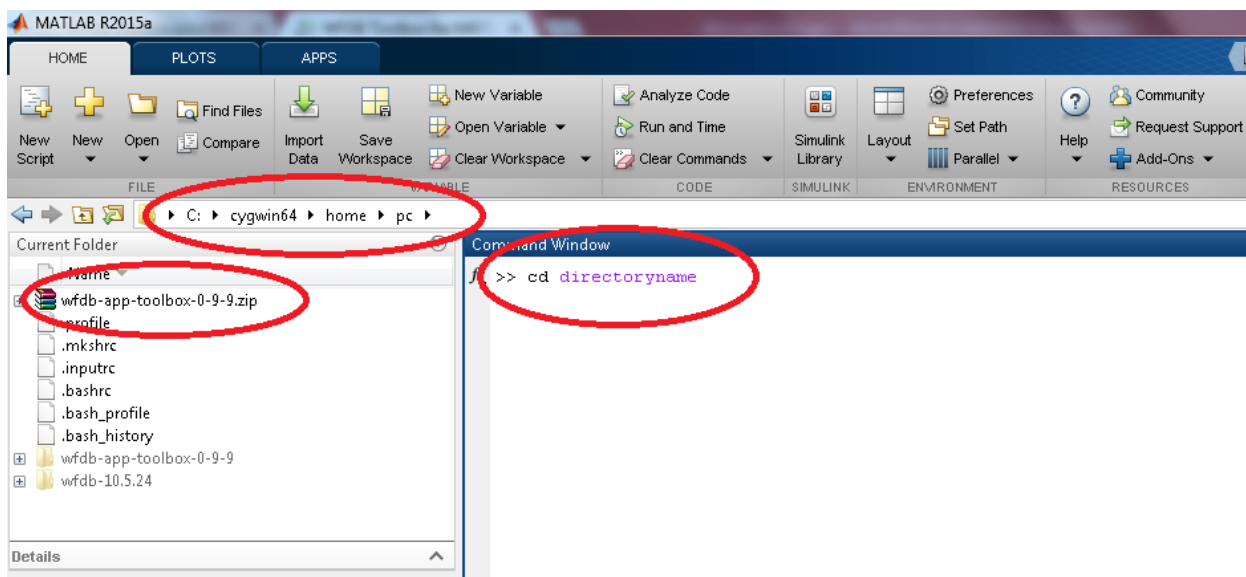


Fig. 25. Directorio de instalación del toolbox.

Fuente: autor

Nótese que para que se pueda comenzar con la instalación del toolbox, el archivo obtenido de la web de physionet debe estar agregado a la carpeta de instalación, luego se determina la que se denominará como la carpeta raíz del aplicativo y por último se ejecuta el comando de obtención del directorio de la carpeta.

- Realizado lo mencionado anteriormente, se debe ejecutar una instrucción obtenida de la misma web de physionet, que corresponde a la orden de autoarranque del toolbox así:

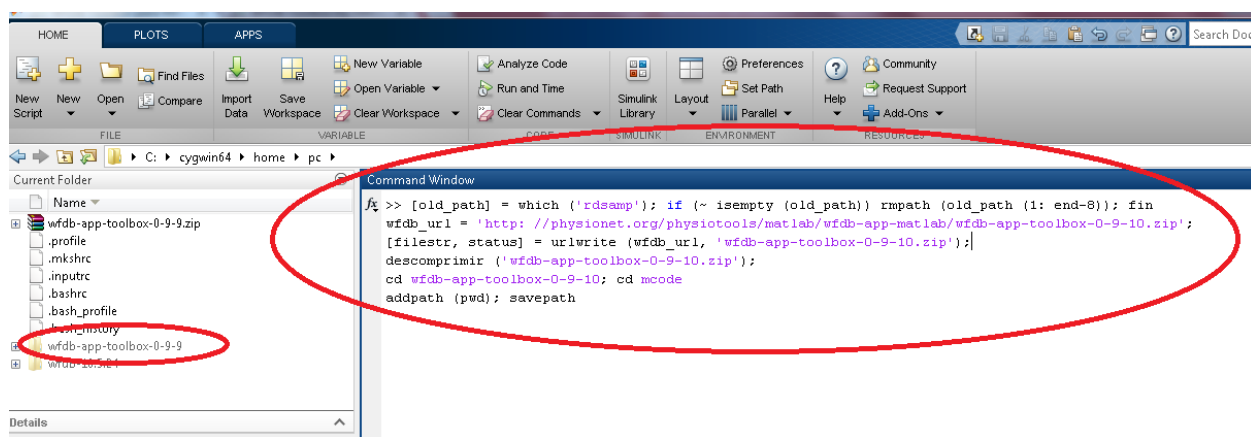


Fig. 26. Comando de autoarranque del toolbox.

Fuente: autor

Podemos observar que después de la ejecución del comando aparecerá una carpeta con el mismo nombre del archivo comprimido que se descargó, en ella se encuentran los archivos punto m-file y demás extensiones que contienen las funciones del toolbox.

- Para verificar que la instalación se llevó a cabo correctamente, se puede ejecutar la instrucción *wfdbdemo*, la cual realiza el llamado de una señal de prueba de la base de datos de MIT-BIH Arrhythmia Database, y la gráfica en dos y tres dimensiones, concluyendo así que el toolbox se instaló correctamente.

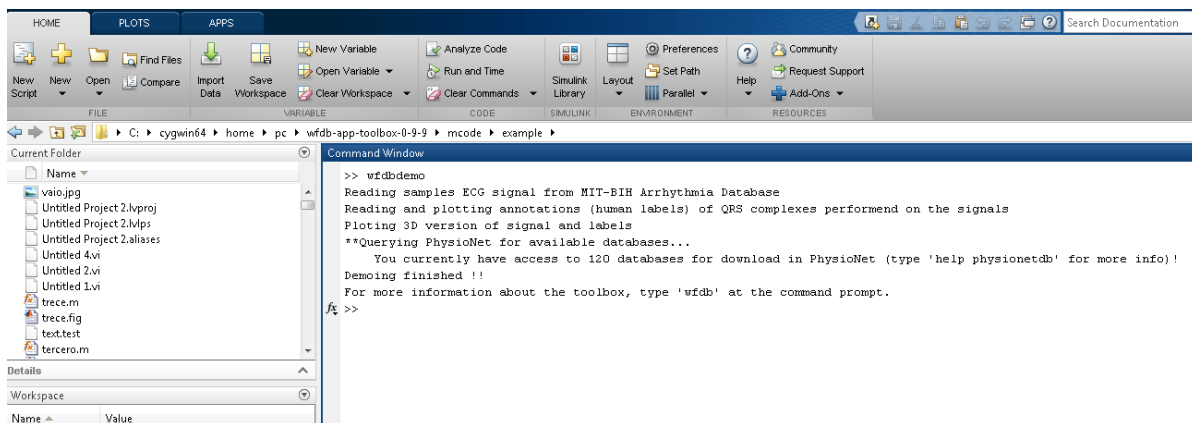


Fig. 27. Ventana de comandos e instrucción para la ejecución del demo del toolbox.

Fuente: autor

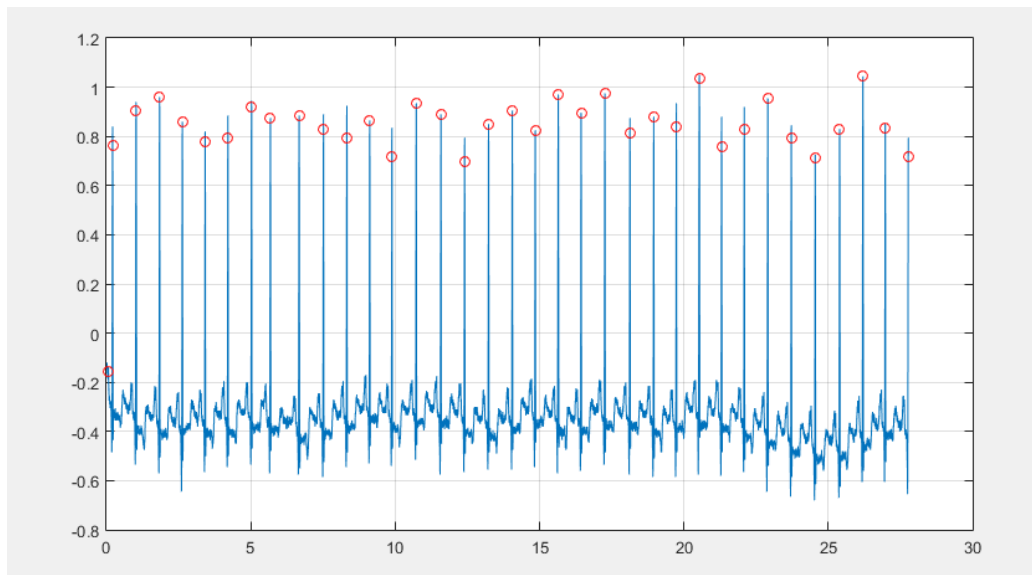


Fig. 28. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 2D.

Fuente: autor

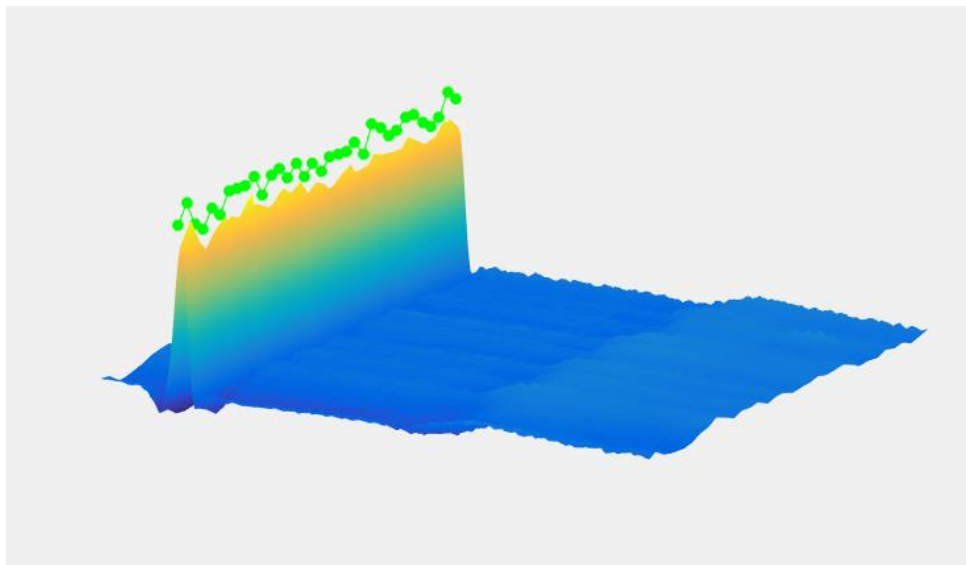


Fig. 29. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 3D.

Fuente: autor

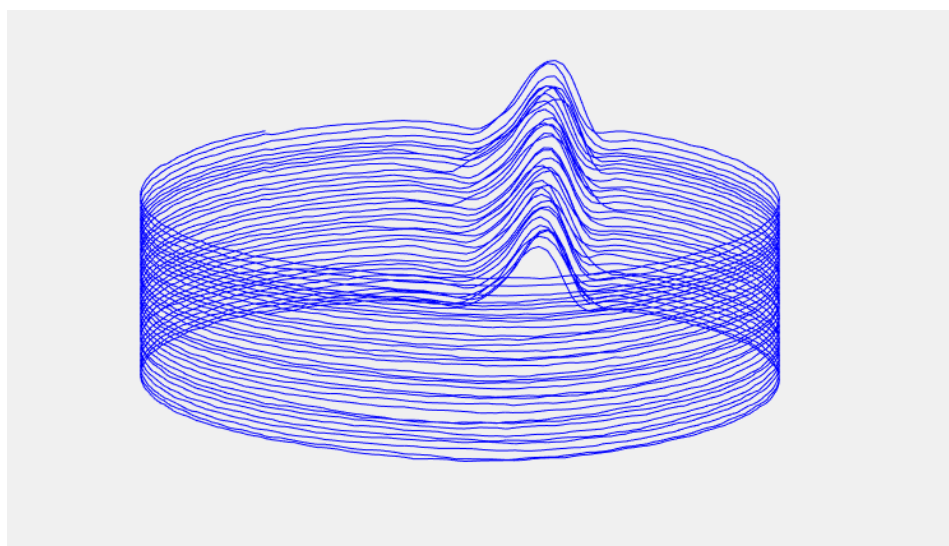


Fig. 30. Señal de prueba obtenida del demo del toolbox en 3D y en revolución.

Fuente: autor

Las gráficas anteriores corresponden a una señal electrocardiográfica perteneciente a una de las bases de datos de Physiobank, más específicamente a la MIT-BIH Arrhythmia Database. En la primera figura podemos observar la señal en 2D y como el toolbox nos permite la visualización

de los picos de los complejos QRS, que se encierran en los pequeños círculos rojos, luego podemos observar una gráfica en 3D que sobrepone cada ciclo cardiaco al anterior y así observar la variación de la magnitud máxima de cada una de las ondas con respecto a las demás, y por ultimo una figura en revolución de las ondas para observar que las duraciones de los ciclos cardiacos son muy similares ya que los complejos QRS quedan sobre puestos unos con otros verificando lo anterior.

7.1.3. Descripción de las bases de datos a usar

Como se ha mencionado anteriormente, las señales electrocardiográficas son un importante instrumento para la generación de un diagnóstico médico, es por esto que bases de datos con este tipo de señales fisiológicas son comunes. Para el caso específico de esta investigación, se usaran estas bases de datos para llevar a cabo validación del software realizado.

La idea de la búsqueda y uso de las señales electrocardiográficas de la web de Physionet, Physiobank, es que además de que son las señales que se encuentran en el formato que es conocido por el toolbox, también tienen ciertas características que las hacen mejores que otras bases de datos, como señales representativas, que permiten ser usadas como una especie de simulador de paciente, lo que permite realizar calibraciones a equipos de captura de estas señales. Otra característica que las hace la mejor opción es que poseen ejemplos de señales con comportamientos raramente observados de anomalías que casi nunca son registradas electrocardiográficamente.

Todo lo anterior se complementa con otros aspectos como el hecho de que las señales electrocardiográficas se encuentran acompañadas de unos archivos de anotaciones hechas por expertos, junto a esto el hecho de que estas señales discretas están compuestas por datos que son fácilmente accesibles por programas informáticos, esto debido a que las señales son vistas como

conjuntos de vectores que contienen los datos sobre el valor de la señal en la derivación específica, el número de muestra al que corresponde, además del periodo de muestreo con el que se capturo la señal y así se puede calcular la marca temporal de la misma.

A través del MIT (Massachussets Institute of Technology), y más específicamente de la web creada por esta importante universidad, Physionet, se tiene acceso a varias bases de datos que se encuentran todas en esta misma fuente, las bases de datos a las que se tiene acceso son:

- MIT-BIH Arrhythmia Database
- MIT-BIH Noise Stress Test Database
- MIT-BIH ST Change Database
- MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database
- MIT-BIH Atrial Fibrillation/Flutter Database
- MIT-BIH ECG Compression Test Database
- MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database
- MIT-BIH Long-term Database
- MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

Con base en las características y la cantidad de elementos que contienen las bases de datos ofrecidas por Physionet, se decidió que estas serían las señales a usar para el desarrollo de la investigación. Más específicamente las señales de la base de datos MIT-BIH Arrhythmia Database, que consta con 47 registros (101-124 y 200-234), los cuales fueron obtenidos de una muestra de 4000 exámenes de hólter practicados en el Beth Israel Hospital, cada una de estas señales tiene una duración de 30 minutos, y fueron digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 360Hz, por lo cual cada muestra contiene 650.000 muestras codificadas a 11 bits.

La composición de cada una de estas señales está dada por un fichero de cabecera, donde se encuentran datos como la fecha y hora del registro, los ficheros de datos con la información, es decir un fichero que contiene el valor de la señal, y un fichero que contiene el número de muestra o la marca temporal del mismo, y por ultimo algunos ficheros de anotaciones hechas por los cardiólogos que revisaron los exámenes, donde se resaltan eventos importantes de la señal.

7.2. CAPITULO 2: IMPLEMENTACION DEL SISTEMA

Al finalizar las primeras pruebas del funcionamiento del toolbox y luego de revisar las funciones que el mismo posee, se decidió empezar con el desarrollo del software, el cual se describirá con más detenimiento a continuación.

7.2.1. Obtención de las señales de las bases de datos

El primer paso para el desarrollo del software es obtener la base de datos con la cual se va a trabajar. Existen dos formas diferentes de obtener las señales que componen las bases de datos de Physionet, la primera es a través de la misma web de Physionet, con la cual se puede acceder a Physiobank, y de ahí escoger las señales de interés y a su vez se puede escoger los ficheros de cada señal a descargar.

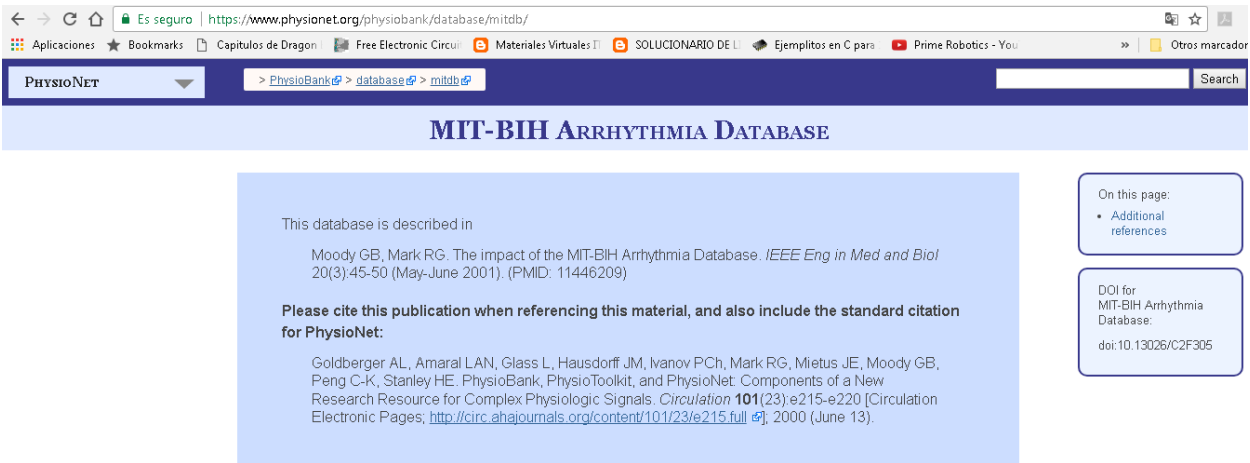


Fig. 31. Página web donde se encuentran las señales de MIT-BIH Arrhythmia Database.

Fuente: autor

Much more information about this database may be found in the [MIT-BIH Arrhythmia Database Directory](#).

The following files may be downloaded from this site:

Reference annotations	Signals	Header
100.atr	100.dat	100.he
101.atr	101.dat	101.he
102.atr	102.dat	102.he
103.atr	103.dat	103.he
104.atr	104.dat	104.he
105.atr	105.dat	105.he
106.atr	106.dat	106.he
107.atr	107.dat	107.he
108.atr	108.dat	108.he

Fig. 32. Links de descarga de los ficheros que componen la base datos.

Fuente: autor

El uso de este método supone que el usuario debe buscar las señales en su carpeta de descargas y llevarlas al directorio donde se instaló el toolbox, así luego de tenerlas dentro de este directorio ya pueden ser utilizadas por el toolbox.

La segunda forma de obtenerlas es a través del mismo toolbox, a través de una de las funciones predeterminadas que trae el toolbox. Esta corresponde al comando *physionetdb*, con el cual se pueden observar las bases de datos disponibles para su descarga como se observa en la siguiente figura:

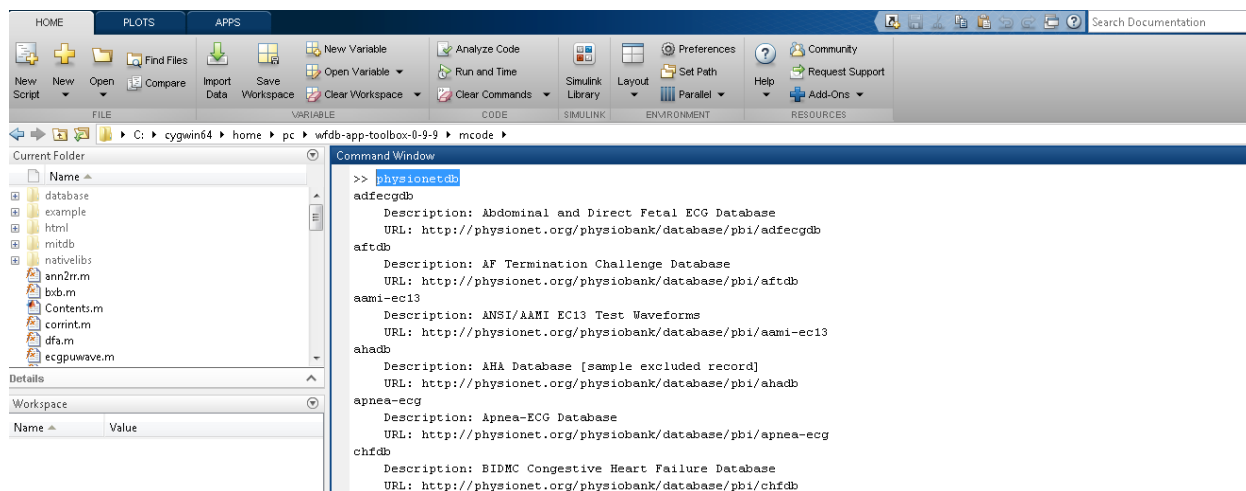


Fig. 33. Revisión de las bases de datos disponibles con el toolbox.

Fuente: autor

Cabe resaltar que las bases de datos que se observan no solo corresponden a bases de datos de señales electrocardiográficas, sino también a señales electromiografías, electroencefalografías y otras varias, pero junto al nombre se puede observar una pequeña descripción de a qué tipo de señal corresponde y que contenido o característica especial pueden presentar estas mismas.

Con este mismo comando se puede, luego de obtener el nombre como se denomina dentro del toolbox el cual se obtiene con el paso anterior, realizar la descarga de la base de datos seleccionada, con lo cual esta queda guardada en un carpeta con el nombre de la misma en la carpeta de directorio del toolbox y por ende ya estará disponible para ser usada por el toolbox.

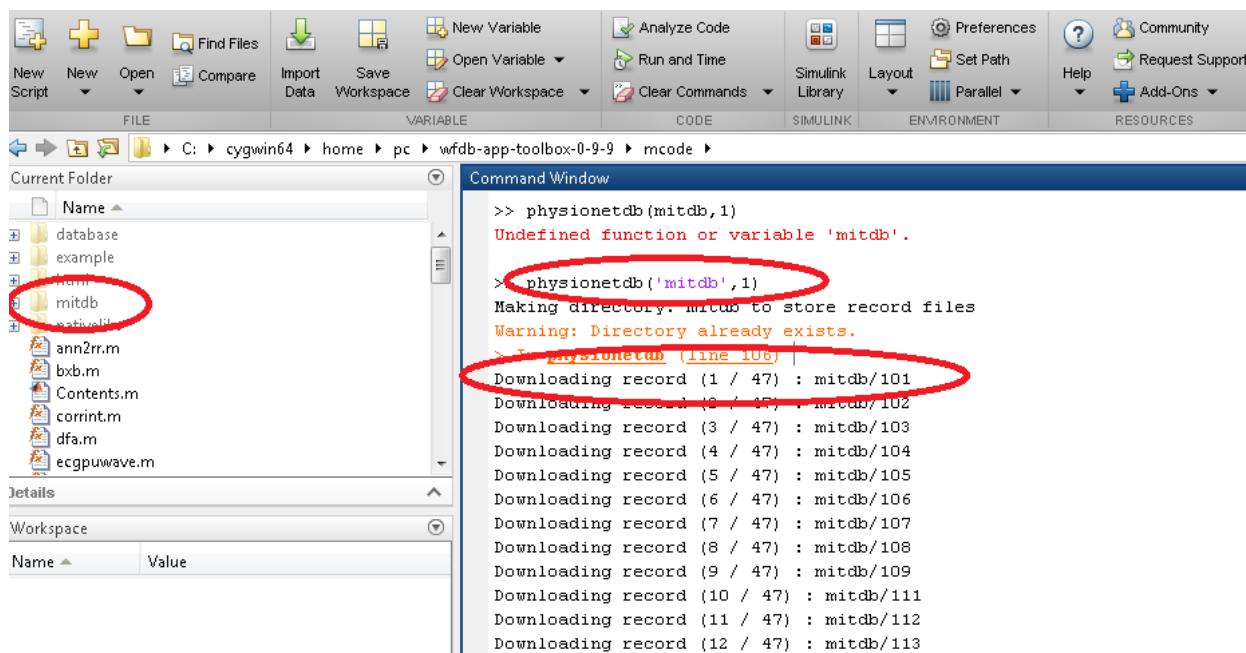


Fig. 34. Descarga de la base de datos.

Fuente: autor

De esta manera ya tenemos a nuestra disposición las señales que componen la base de datos a usar para la validación del software.

7.2.2. Identificación de las ondas P, complejos QRS, y ondas T de las señales electrocardiográficas

El siguiente paso para el desarrollo del proyecto consistía en evaluar la manera idónea de determinar las características que se definieron en el capítulo anterior, es decir las duraciones de las ondas que componen la señal electrocardiográfica, los intervalos más relevantes de la señal y por último el orden de las ondas en la señal completa.

La respuesta a lo anterior fue buscar cuál de las herramientas o funciones que incluye el toolbox presentaba alguna forma de calcular estos parámetros de las señales. Dentro de las funciones

incluidas por el toolbox existen unos comandos que permiten la ubicación del pico máximo, el inicio y el final de cada onda que compone la señal, y además saber a qué onda corresponde, es decir si es una onda P, un complejo QRS o una onda T.

La forma de realizarlo es a través del uso de los comandos *gqrs* y *ecgpuwave*, el primero crea un archivo de anotación que se guarda en el directorio del toolbox, la cual contiene las ubicaciones, escritas como el número de muestra, de los picos máximos de los complejos QRS. El segundo comando permite la localización de los inicios, los picos máximos y los finales de las ondas P, complejos QRS y ondas T de la señal electrocardiográfica, todos estos datos son guardados en un archivo de anotación, pero su funcionamiento se ve potenciado si se agrega un archivo de anotación de un detector de picos de los complejos QRS, es por esto que se utiliza el comando *gqrs* y no solo el *ecgpuwave*.

El comando *ecgpuwave* realiza la inspección sobre las señales electrocardiográficas usando el algoritmo de Pan y Tompkins, el cual puede ser profundizado en la fuente:

- *Pan J and Tompkins WJ. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 32(3):230-236, 1985.*

Cabe resaltar que ya que muchas de las funciones o algoritmos que usa el toolbox están escritos o usan extensiones de java, es prudente que antes de empezar a usar el toolbox se realice la carga de un archivo ejecutable de las extensiones java en la carpeta del directorio del toolbox, y así se cree una variable dentro del MATLAB®, que contenga el fichero con la dirección del directorio donde se cargaron las extensiones y archivos de java, necesarios para el correcto funcionamiento del toolbox.

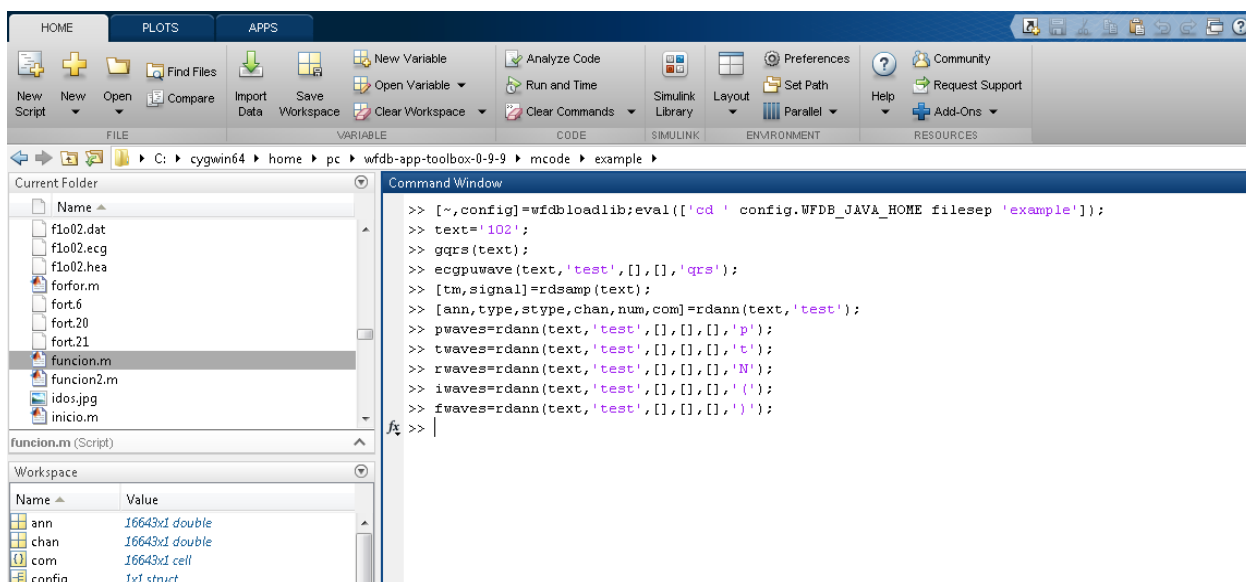


Fig. 35. Instrucciones para la obtención de los inicios, picos y finales de las ondas.

Fuente: autor

Como se puede observar en la figura, se define el nombre de la señal con la cual se realizara la prueba, luego se realiza la ejecución del comando *gqrs*, que permite la identificación de los picos máximos de los complejos QRS, y luego se ejecuta la instrucción *ecgpuwave*, a la cual se le agrega el archivo de anotación generado por el comando anterior, el cual esta denotado por el nombre 'test', así el comando *ecgpuwave* genera los archivos de anotación con el contenido de las marcas temporales de las características mencionadas anteriormente. Posteriormente se realiza la lectura de estos archivos de anotación, agregando el nombre de la señal y el nombre del archivo de anotación, así se realiza la inspección de los picos de las ondas P, que se guardan en el vector *pwaves*, los picos de los complejos QRS que se guardan en el vector *rwaves*, los picos de las señales T que se guardan en el vector *twaves*, los inicios de las señales que se guardan en el vector *iwaves*, y los finales de las señales que se guardan en el vector *fwaves*.

Así después de tener los vectores con las marcas temporales de cada uno de los aspectos mencionados anteriormente los graficamos para observar el correcto funcionamiento de los comandos.

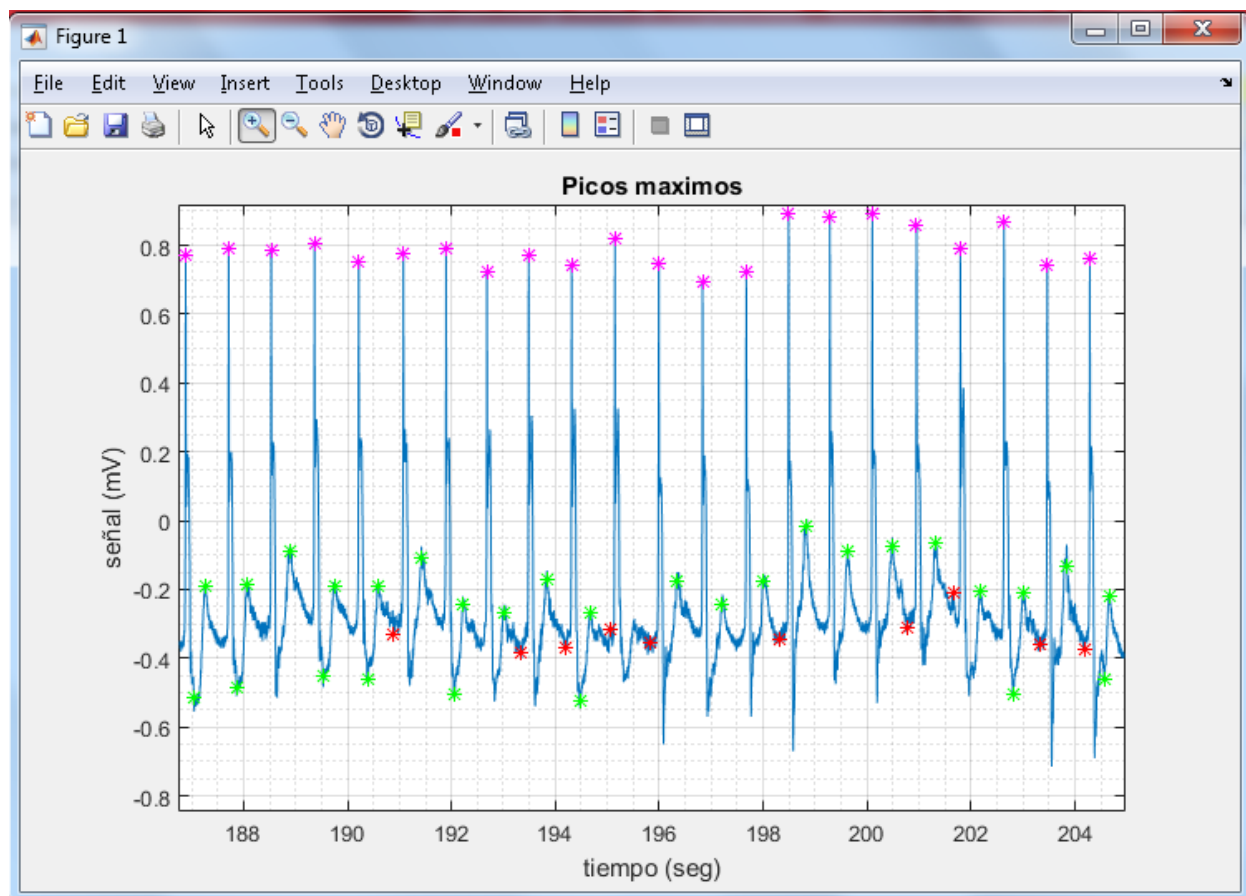


Fig. 36. Grafica con los picos máximos de las ondas en una señal electrocardiográfica.

Fuente: autor

Como se observa las marcas color magenta, corresponden a los picos de los complejos QRS, las marcas color verde corresponden a los picos de las señales T, y por ultimo las marcas rojas corresponden a los picos de las ondas P.

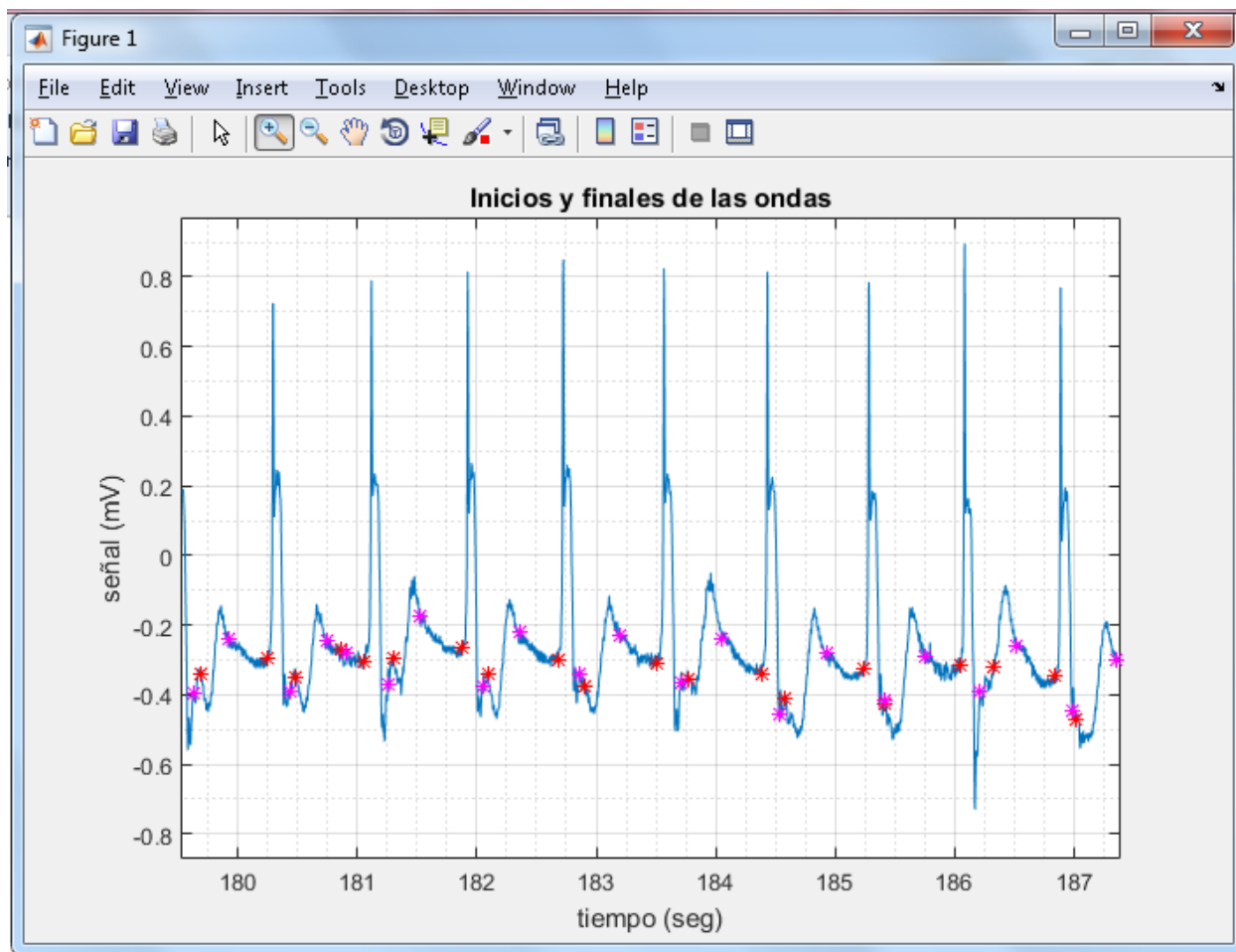


Fig. 37. Grafica con los inicios y finales de las ondas de una señal electrocardiográfica.

Fuente: autor

De nuevo las marcas color rojo corresponden a los inicios de las ondas y las marcas color magenta corresponden a los finales de las ondas, como se puede observar los inicios y finales de las ondas se juntan todos sin importar de qué tipo de onda sea, es decir si corresponde a un inicio de una onda P o un final de una onda T.

7.2.3. Determinación de los intervalos R-R y de la frecuencia cardiaca

Luego de generar los vectores que contienen las marcas temporales de las ubicaciones de las distintas ondas que componen la señal electrocardiográfica, se procedió a determinar los valores

de los intervalos R-R, los cuales corresponden a la frecuencia cardiaca, la cual corresponde a la medida más importante a la hora de determinar el buen funcionamiento del corazón del paciente.

La manera más óptima para realizar esta medición fue crear un algoritmo a través del cual se miden las duraciones de los intervalos entre el pico máximo de una onda R y el pico máximo de la siguiente. El algoritmo puede ser descrito de la siguiente manera:

- Se determina el tamaño del vector que contiene las ubicaciones espaciales de los picos máximos de los complejos QRS.
- Se crea un contador que funcionara como el cursor que hará el barrido por todo el vector, el valor en el que dejara de contar será cuando alcance el valor del tamaño del vector donde se almacenaron las marcas temporales de los picos máximos de los complejos QRS.
- Dentro de cada iteración del ciclo del contador se toma el valor del vector en la posición del contador y esta cantidad es restada al valor del vector en la posición siguiente a la del contador, y el resultado de esta resta se guarda en un nuevo vector, así este valor corresponde al tiempo que transcurre entre la aparición del pico máximo de un complejo QRS y la aparición del siguiente, este valor queda expresado en segundos.
- Por último se crea un vector del mismo tamaño del anterior, que almacenara las frecuencias cardiacas, las cuales se obtienen de la multiplicación del inverso de cada intervalo R-R y multiplicado por 60, con lo cual se expresa esta cantidad en latidos por minuto.

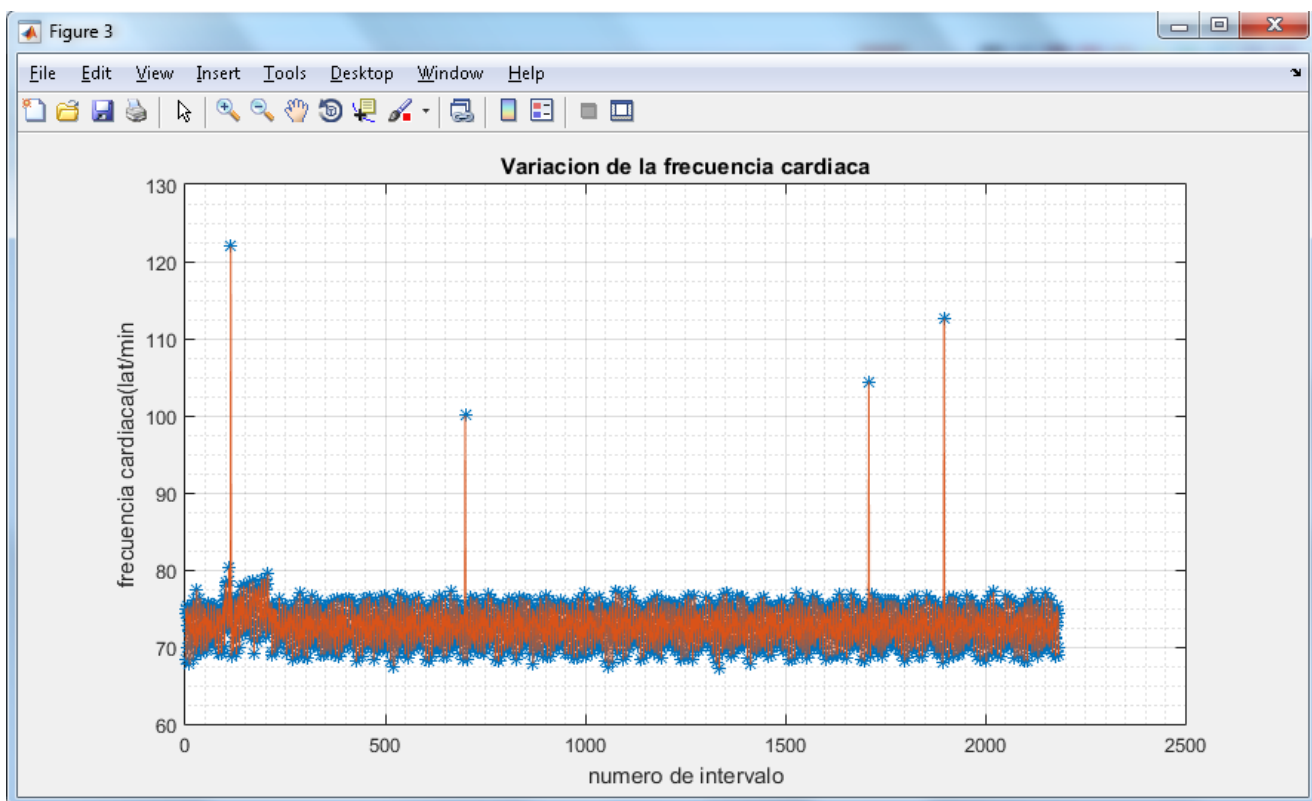


Fig. 38. Grafica de la variación de la frecuencia cardiaca de una señal electrocardiográfica.

Fuente: autor

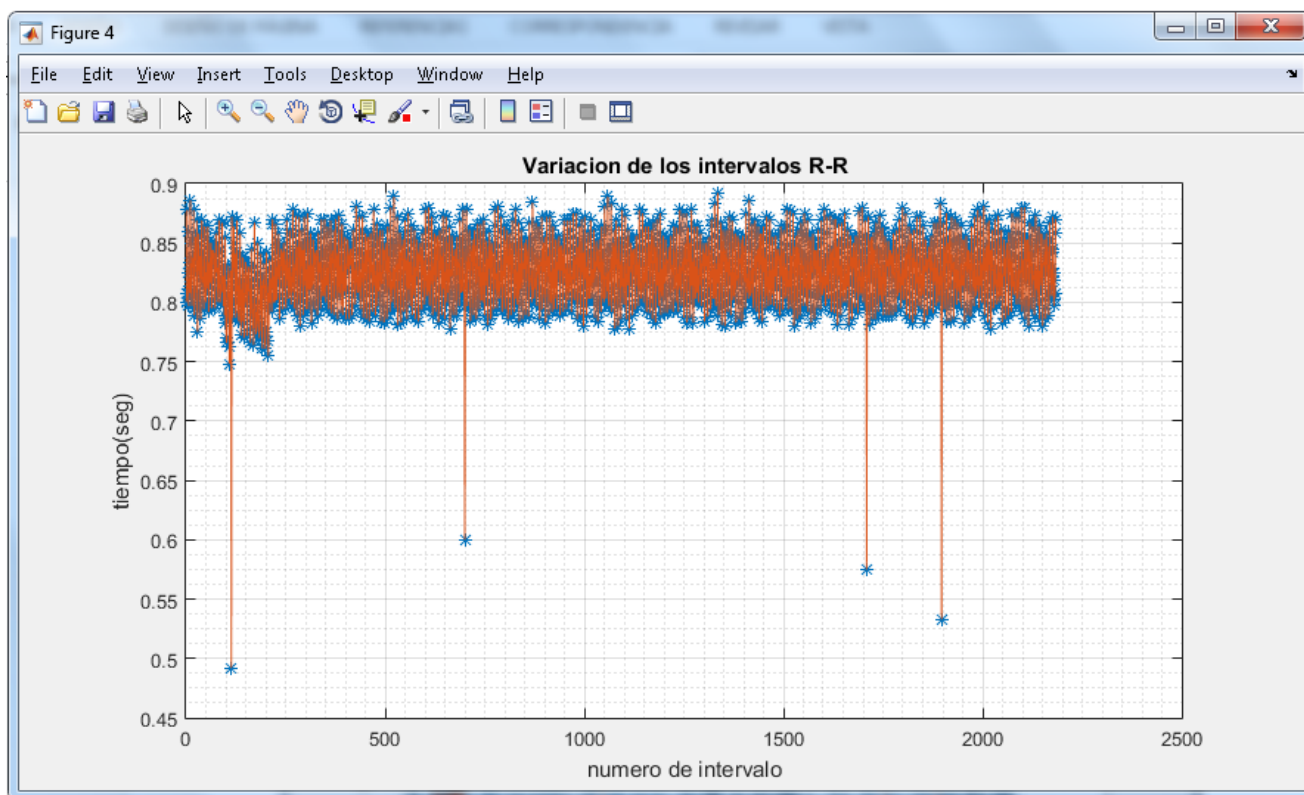


Fig. 39. Grafica de la variación de la duración de los intervalos R-R de una señal electrocardiográfica.

Fuente: autor

Como se puede ver en las gráficas, exceptuando algunos episodios, que probablemente se deban a ruidos de la señal, esta muestra no contiene variaciones abruptas ni muy marcadas de la frecuencia cardiaca, es decir se mantiene constante y dentro de los parámetros que se podrían denominar ‘normales’, pero la determinación de si estas variaciones corresponden a algún tipo de comportamiento extraño o es un comportamiento normal solo queda en manos del cardiólogo que revise este comportamiento en las variaciones de la frecuencia cardiaca, esto debido a que los parámetros que se denominan como normales, son muy relativos y varían de manera muy marcada de persona a persona, dependiendo de los hábitos de la misma, donde se incluyen la actividad física que realice o si es sedentario, el tabaquismo y demás, e incluso de factores como la edad, si posee o no algún otro tipo de enfermedad y maneja medicación para

la misma, o si en la bitácora que acompaña el examen, es decir el registro que la persona hace de las actividades que realiza mientras se realiza el examen, reporta alguna actividad que pueda causar el comportamiento que se denota como extraño o anormal.

7.2.4. Determinación de las duraciones de las ondas P, complejos QRS, ondas T, segmento ST e intervalos QT y PR

De nuevo la forma de calcular estas características dentro de las señales electrocardiográficas, corresponde a la de diseñar un algoritmo basados en las marcas temporales de cada una de las ondas que se encuentran en los vectores creados anteriormente. La dinámica es muy similar a la del cálculo de los intervalos R-R, por lo que se describirán los pasos del algoritmo a continuación:

- Se determina el tamaño del vector que contiene los datos de todas las características de la señal, el cual se extrae del archivo de anotación generado por la instrucción *ecgpuwave*.
- Con este dato se creara un contador que crecerá de 1 en 1 y que funcionara como un cursor para realizar los recorridos a través del vector que nos permitirán llevar a cabo los cálculos de cada una de las características definidas anteriormente, el contador crecerá hasta alcanzar el valor del tamaño del vector del paso anterior.
- Para el siguiente paso se decidió verificar condiciones correctas y no buscar errores sobre los datos del vector, de esta manera lo que se hará es comprobar el dato que se encuentra en el cursor y compararlo con el dato siguiente y verificar si corresponde a alguna de las opciones que se van a describir a continuación:

1. Cursor: onda de inicio & onda tipo P || **Cursor+1:** onda P

2. Cursor: onda P || **Cursor+1:** onda de cierre & onda tipo P

3. Cursor: onda de cierre & onda tipo P || **Cursor+1:** onda de inicio & onda tipo N

- 4. **Cursor:** onda de inicio & onda tipo N || **Cursor+1:** onda N
- 5. **Cursor:** onda N || **Cursor+1:** onda de cierre & onda tipo N
- 7. **Cursor:** onda de cierre & onda tipo N || **Cursor+1:** onda de inicio & onda tipo T
- 8. **Cursor:** onda de inicio & onda tipo T || **Cursor+1:** onda T
- 9. **Cursor:** onda T || **Cursor+1:** onda de cierre & onda tipo T
- 10. **Cursor:** onda de cierre & onda tipo T || **Cursor+1:** onda de inicio & onda tipo P

Si al menos una de las condiciones se cumple, el programa continua con la ejecución normal, pero si ninguna de estas se cumple se aumenta un contador que al final nos indicara la cantidad de veces que una onda no estaba en su lugar, es decir que se alteró el orden de la señal.

- Para la realización de las mediciones de los intervalos y segmentos dentro de las mismas condiciones descritas anteriormente se activan datos que se guardan en vectores diferentes que contendrán los datos necesarios para calcular las duraciones de estos. Para el intervalo P-R, se toma el valor de la marca numérica al activarse la condición 1 como verdadera, así se obtiene el primer dato de una matriz de dos columnas donde la primera equivaldrá al dato de inicio del segmento, y la segunda al dato del final del mismo, el cual se extrae cuando se activa la condición 4 como verdadera. Al final para realizar el cálculo de las duraciones del intervalo se separa la matriz en dos vectores y se realiza la resta punto a punto, el resultado es un vector con los valores de los intervalos P-R.
- El segmento S-T se realiza de manera análoga al intervalo P-R solo que el inicio se toma en la activación de la condición 6, y el cierre se hace en la condición 7. Para el segmento Q-T el inicio corresponde a la condición 5 y el cierre a la condición 8.

- Las duraciones de las ondas que componen la señal electrocardiográfica se calculan igual que los intervalos y segmentos, por lo cual se resalta que para las ondas P, el inicio se hace en la condición 1, y el cierre en la condición 3, para los complejos QRS, el inicio se hace en la condición 4 y el cierre en la condición 6 y por último la duración de las ondas T se calcula tomando el inicio en la condición 7 y el cierre en la condición 9.

La implementación del algoritmo presentado anteriormente nos proporcionó los datos necesarios para obtener todas las características relevantes de las señales electrocardiográficas, con lo cual se puede decir que, tenemos a la mano los datos que le permitirán al médico cardiólogo la realización de un diagnóstico y por esto el paso restante es entregar estos datos a través de la interfaz de usuario.

7.2.5. Desarrollo de la interfaz gráfica con GUIDE de MATLAB®

Para el desarrollo de la interfaz GUIDE se inició por crear una pantalla de presentación que incluyera el nombre del proyecto, el nombre del estudiante que lo está desarrollando y la facultad a la cual pertenece el mismo, esta pantalla de inicio se crea completamente por código. Es un archivo m.file, en el cual tenemos que definir todas las características que esta tendrá, para no tener ningún tipo de error se inicia por limpiar el código y a continuación se procede por crear la figura y se ubican sus determinados ejes. Luego de este proceso se tiene que centrar la figura anteriormente creada; luego incluimos la imagen de fondo que se quiere tener en la que es muy importante resaltar su mapa de colores para que no se tenga ningún tipo de problema al ejecutar el código en un ordenador diferente al que se usó para el desarrollo del código.

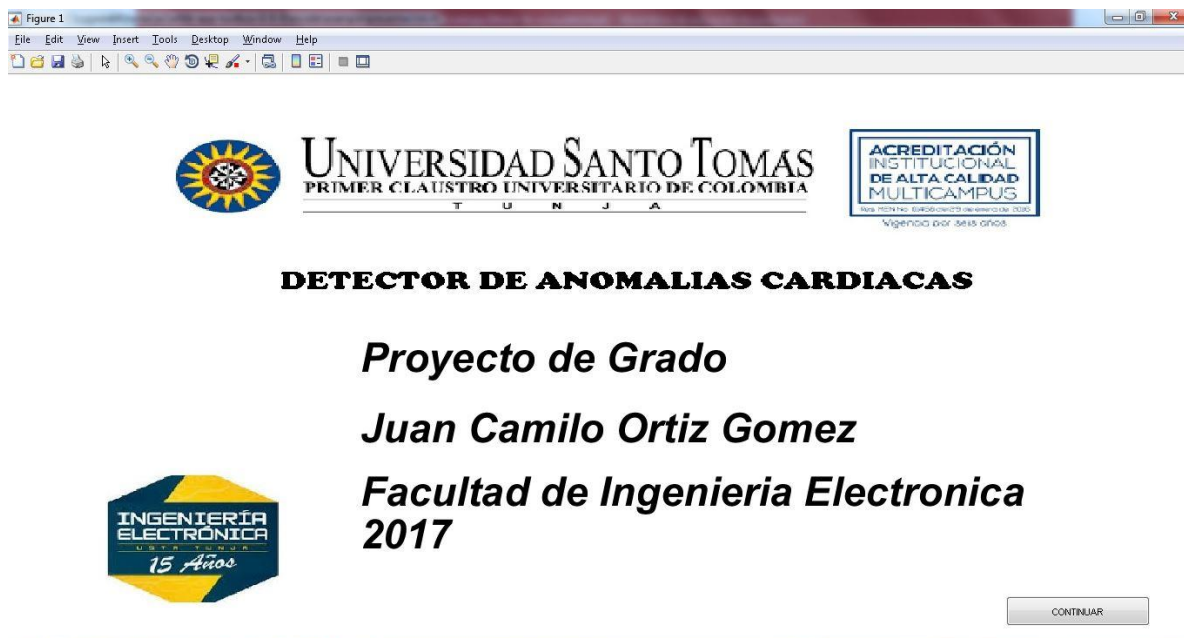


Fig. 40. Pantalla de presentación del software. Fuente: autor

Ya para terminar se crean las distintas líneas de texto que se necesitan y en cada línea se tiene que especificar la fuente, el color y el tamaño que tendrán; finalmente se crea un *pushbutton* el cual dará paso a la siguiente pantalla, debido a que es un botón creado por código tendremos que realizar el mismo procedimiento que consta de definir qué tan grande es el botón que tipo de fuente tendrá y lo más importante para donde se quiere que nos dirija el botón al presionarlo.

Esta acción nos dará paso a la pantalla de menú, la cual junto con las siguientes pantallas si se crearon directamente con la ayuda de la interfaz GUIDE; en la pantalla de menú se empezó por colocar el mismo fondo de la pantalla anterior, esto se realiza colocando una función *axes* a lo largo de la pantalla y llamando la imagen con su respectivo formato en el código de la pantalla GUIDE.

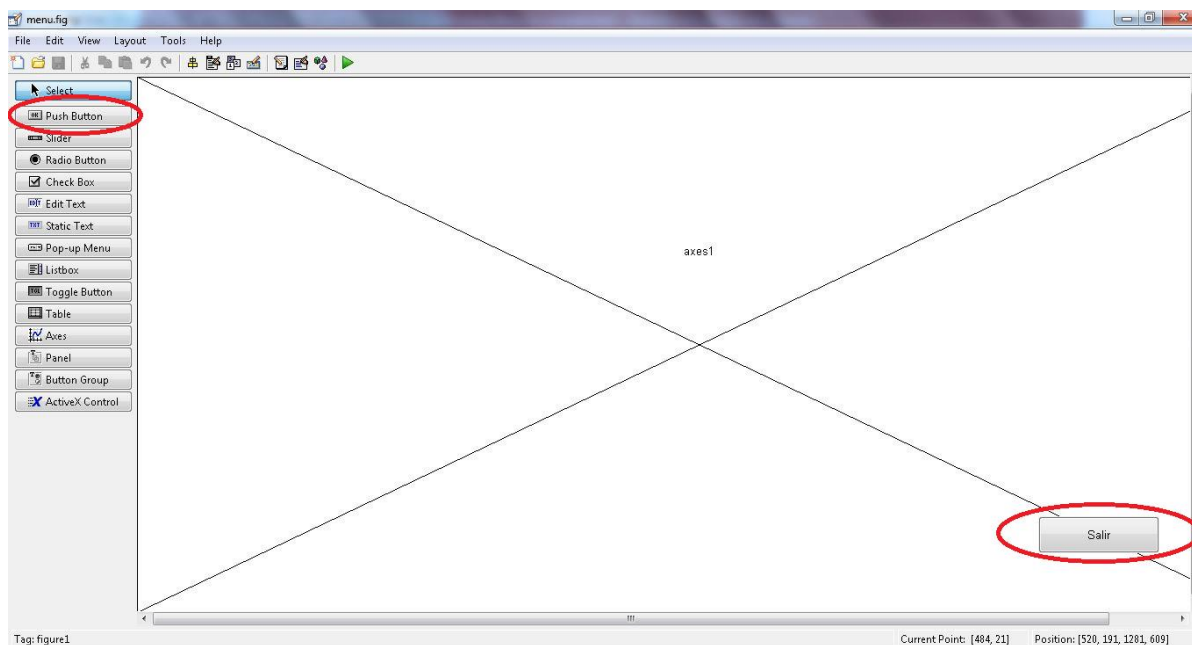


Fig. 41. Creación de la pantalla del menú con el asistente del GUIDE.

Fuente: autor

Se continua por crear un par de *pushbuttons* con los cuales se quiere que dirijan a las respectivas pantallas de búsqueda e información, para que estos botones cumplan con su función se tendrá que recurrir al código de cada uno y especificar en estos la ruta que se quiere estos tengan; en resumen en la pantalla de menú se encuentran las funciones básicas que se desarrolla el programa.

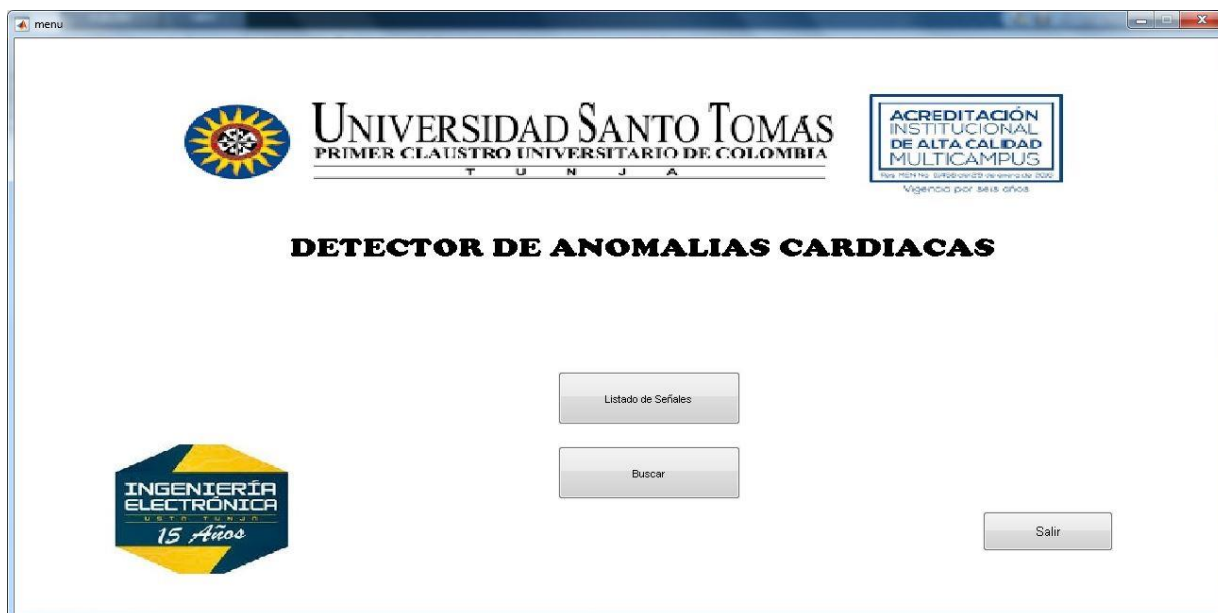


Fig. 42. Pantalla de menú de software.

Fuente: autor

En la pantalla de información se encuentran nombres de algunas señales que el programa central puede generar, para el desarrollo de esta se inició por crear todos los *pushbuttons* necesarios, no se generaron para todas las señales que se pueden generar porque la pantalla se saturaría de información, al crear cada *pushbutton* se le programo la dirección que se quería estos tuvieran hacia la pantalla de búsqueda y finalizando se programó el fondo de pantalla con la función *axes*.

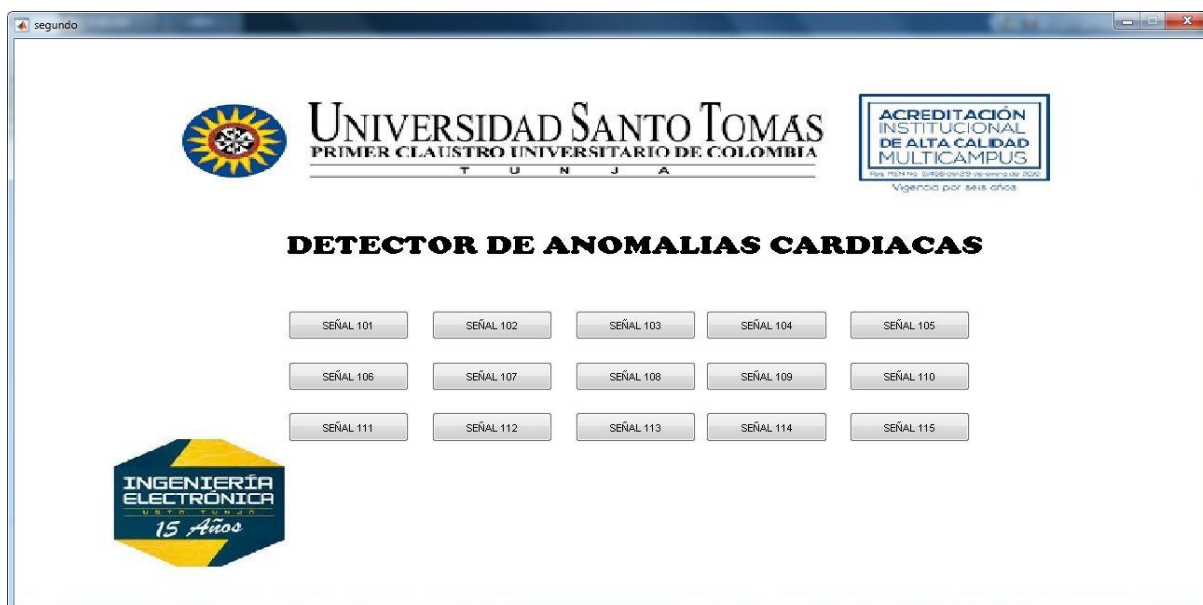


Fig. 43. Pantalla del listado de señales.

Fuente: autor

Para la pantalla de búsqueda al igual que con las anteriores se empezó por colocar un fondo de pantalla con la función *axes*, luego se colocó un *edittext* en el cual se ingresaran el número de la señal que se quiere graficar.

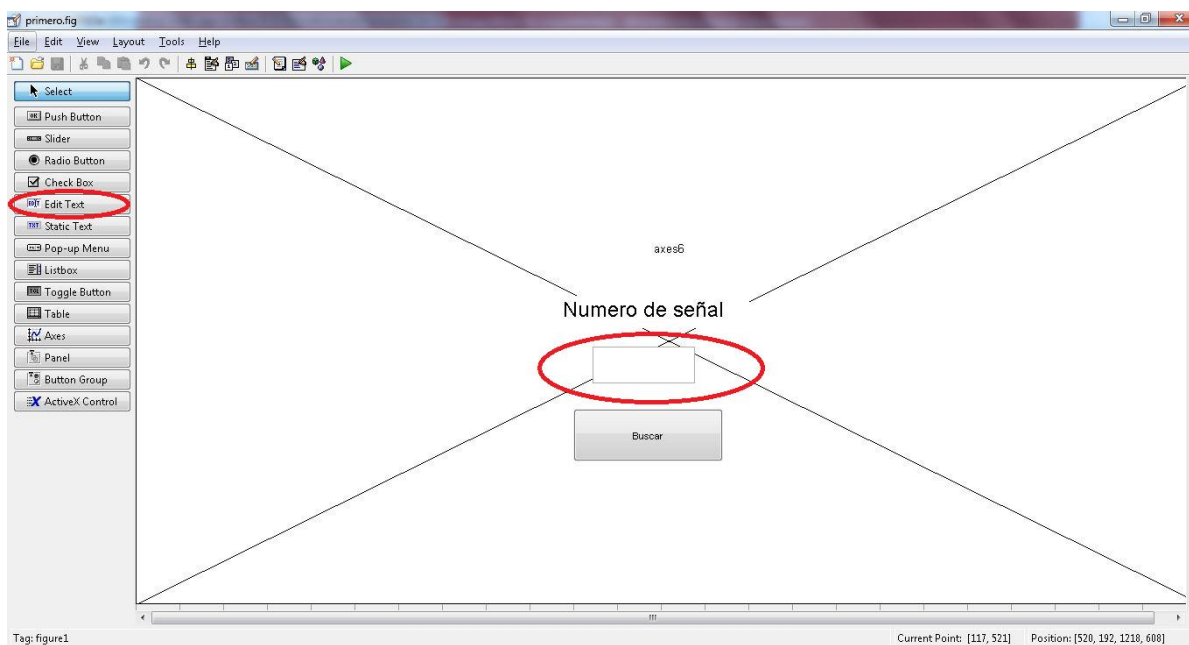
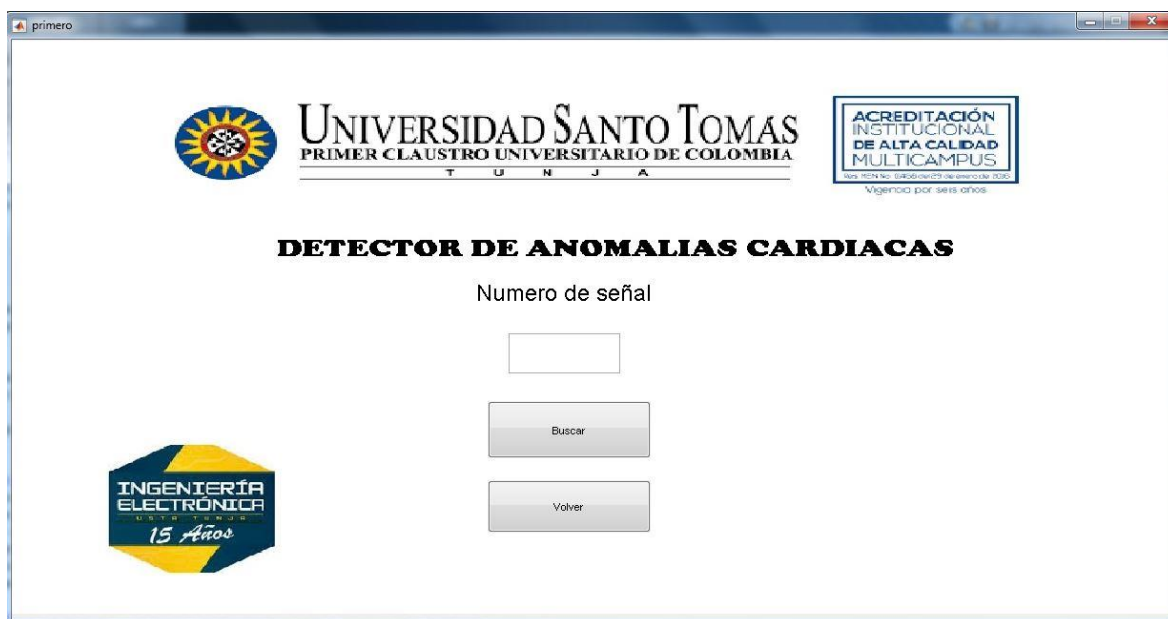


Fig. 44. Creación de la pantalla de búsqueda.

Fuente: autor

Para que se reconozca el número de la función y que el programa se ejecute manera adecuada en el código de este *edittext* tenemos que especificar si son números o letras las cuales se van a ingresar, en este caso es un carácter string entonces no se tendrá que realizar ningún tipo de conversión y el programa central se podrá ejecutar sin problema alguno, este arrojará las gráficas en las cuales se podrá apreciar la señal deseada y al terminar de observar las señales se generará un *pushbutton* el cual nos enviara a la pantalla de menú.



The screenshot shows a web browser window with the title 'primero'. The page features the following elements:

- Logos:**
 - Top left: A circular logo with a sunburst design.
 - Top center: 'UNIVERSIDAD SANTO TOMAS' in large letters, with 'PRIMER CLAUSTRO UNIVERSITARIO DE COLOMBIA' and 'T U N J A' below it.
 - Top right: 'ACREDITACIÓN INSTITUCIONAL DE ALTA CALIDAD MULTICAMPUS' with 'EPS RCN No. 00604023 de enero de 2005' and 'Vigencia por seis años'.
 - Bottom left: 'INGENIERÍA ELECTRÓNICA' with '15 Años' in a stylized font.
- Section Header:** 'DETECTOR DE ANOMALIAS CARDIACAS' in bold, centered text.
- Form Fields:**
 - A label 'Numero de señal' above a text input box.
 - A 'Buscar' button below the input box.
 - A 'Volver' button below the 'Buscar' button.

Fig. 45. Pantalla de búsqueda de señales.

Fuente: autor

8. OTROS APORTES DERIVADOS DEL TRABAJO

Este trabajo de grado permitió la participación en el IV CONGRESO INTERNACIONAL DE INSTRUMENTACIÓN CONTROL Y TELECOMUNICACIONES CIICT 2015 realizado en la ciudad de Tunja, Colombia, en donde fue aceptado para presentarse como poster con el artículo llamado, IMPLEMENTACIÓN DE MONITOR HOLTER CON SOFTWARE DE ANÁLISIS PARA RECONOCIMIENTO DE PATOLOGÍAS CARDIACAS del grupo de estudiantes conformado por Juan Camilo Ortiz Gómez y Oscar Fernando Camargo Amezquita de la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomás seccional Tunja, y supervisado por el docente MS.c (C) Pablo Andrés Álvarez Camargo presentado como proyecto de investigación en curso.

El sistema se desarrolló cumpliendo con los objetivos planteados, así el resultado final es un primer paso en el desarrollo de un programa comercial que cumpla la función de apoyo al médico cardiólogo de una manera más integral, adjuntando por ejemplo una manera de importar las señales obtenidas por el hólter de manera directa al software desarrollado, o la implementación de un hólter que sea completamente compatible con el software desarrollado en este proyecto, abriendo así la oportunidad de seguir investigando sobre el tema, y generando un producto final que incluya por completo soluciones tecnológicas tanto de software como de hardware para el medico cardiólogo.

Se desarrolló una interfaz gráfica en la plataforma de GUIDE de MATLAB® especialmente diseñada para la visualización de los resultados, esta estará disponible junto con su código fuente para así poder personalizarla o modificarla si es necesario.

9. CONCLUSIONES

1. Los diagnósticos, y en general los conceptos sobre si un evento se puede considerar como anormal o normal, deben dejarse por completo a la experiencia del cardiólogo , y no guiarse simplemente por los parámetros que se encuentran en la literatura como normales, ya que de un autor a otro los parámetros cambian, esto se debe a que muchos factores externos alteran la actividad del corazón, así el fin de una aplicación como la desarrollada en esta investigación no es la de cumplir la función del cardiólogo o reemplazarlo, sino funcionar como una herramienta que haga su trabajo más fácil y acertado.
2. La observación de las señales electrocardiográficas es un proceso muy dispendioso, ya que la cantidad de elementos observables que se deben monitorear es muy extensa, es por esto que la creación de herramientas que ayuden a hacer más fácil este proceso es una necesidad muy recurrente en la actualidad, pero así mismo es un proceso complejo que para hacerse de manera integral requiere de una solución que involucre todos los aspectos y tenga en cuenta todas las variables que afectan tanto la obtención de las señales electrocardiográficas como su comportamiento.
3. Uno de los principales inconvenientes a la hora del análisis de señales eléctricas a través de herramientas de software es el hecho de que la obtención de las mismas y su posterior digitalización generan errores y ruidos que no permiten que la implementación de operaciones para determinar características sean completamente acertados, y además como consecuencia de estos errores la implementación de métodos estadísticos para agrupar los resultados es una opción inviable, esto debido a que los rangos de las

variables se ven seriamente alterados y una clasificación por marcas de clase se hace un proceso inútil.

4. Las mejoras para el sistema son viables por parte de otros trabajos de grado, ya que se podrían llegar a utilizar procesos más certeros para la obtención de las señales, para lo cual se sugiere el diseño y creación de un electrocardiógrafo con un diseño mucho más enfocado en obtener las señales con mayor calidad, lo cual es posible aumentando las frecuencias de muestreo de las señales, la resolución de los sistemas que digitalizan la señal y lo más importante mejorar los filtros usados para evitar los ruidos e interferencias que se presentan en las señales. Así mismo se puede generar una mejora en el software, la cual es posible si en vez de usar las herramientas del toolbox WFDB, se implementan desde cero los algoritmos de detección de las ondas dentro de las señales, y en general la forma de obtener las características relevantes de las señales, esto a través del planteamiento de los vectores de características necesarios para obtener esta información y el posterior desarrollo de algún tipo de controlador, ya sea una red neuronal, SVM, o alguna otra clase de controlador, que realice el procesamiento de los vectores.

10. RECOMENDACIONES

- El software se deja a disposición de la Universidad Santo Tomas, junto con los códigos que lo componen, esto con el ánimo de que cualquier cambio o demostración académica que se requiera pueda ser llevada a cabo.
- Para la realización de desarrollos futuros basados en este trabajo de grado, se sugiere que se revisen primero las sugerencias de posibles mejoras que se encuentran en las conclusiones de este documento.
- Para aprender el funcionamiento y conocer las posibilidades de uso que ofrece el software desarrollado es conveniente leer el capítulo de resultados, donde se encuentra esta información de manera detallada.
- En caso de que no se pueda realizar la ejecución del software en otro ordenador, se deben revisar las versiones tanto del software MATLAB®, como del toolbox y la versión del java, instalados en el ordenador donde se quiera ejecutar el software.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Arthur C. Guyton, M.D., John E. Hall. (2007). Tratado de fisiología médica, Estados Unidos, Decimo primera edición.
- [2] Joseph D. Bronzino. (2006). The biomedical engineering handbook, biomedical engineering fundamentals. Estados Unidos, tercera edición.
- [3] Keith Wesley, MD. (2012). Arritmias. Guía práctica para la interpretación y el tratamiento. España, cuarta edición.
- [4] Gerard J. Tortora, Bryan Derrickson. (2009). Principios de anatomía y fisiología. Estados Unidos, décimo primera edición.
- [5] Dale Dubin. (2008). Electrocardiografía práctica, lesión, trazado e interpretación. México, tercera edición.
- [6] C. Castellano, M.A. Pérez de Juan, F. Attie. (2004). Electrocardiografía clínica. España, segunda edición.
- [7] Mauricio F. Cabrales Neira M.D., Diego I. Vanegas Cadavid M.D. (2006). Manual de métodos de diagnóstico en electrofisiología cardiovascular. Colombia, primera edición.
- [8] Lerma González, Héctor Daniel (2009). Metodología de la investigación: propuesta, anteproyecto y proyecto. Colombia, cuarta edición.
- [9] Moody George B, (2015). WFDB Applications Guide. Estados Unidos, décima edición.

ANEXOS

ANEXO 1: DATOS DEL AUTOR

Juan C. Ortiz G. nació en Bogotá en 1993. Graduado en el año 2009 de secundaria del colegio Gimnasio Campestre del Norte. Actualmente se encuentra realizando el trabajo de grado en la Universidad Santo Tomás de la ciudad de Tunja, para obtener el título de ingeniero electrónico.

ANEXO 2: ARTICULO IEEE PRESENTADO AL IV CONGRESO INTERNACIONAL DE
INSTRUMENTACIÓN CONTROL Y TELECOMUNICACIONES CIICT 2015

ANEXO 3: POSTER PRESENTADO AL IV CONGRESO INTERNACIONAL DE
INSTRUMENTACIÓN CONTROL Y TELECOMUNICACIONES CIICT 2015

ANEXO 4: PROGRAMACIÓN DE LA PANTALLA DE PRESENTACIÓN

```

function presentacion
clear,clc,cla,close all
%Creamos figura
%figdiag=figure('Units','Pixels','Position',[0.0725 0.0725 0.57
0.57],'Number','off','Name','Laboratorio N°1','Menubar','none','color',[0 0
0]);
%Ubicamos ejes en figura
axes('Units','Normalized','Position',[0 0 1 1]);
%-----Centramos la figura-----
scrsz = get(0, 'ScreenSize');
pos_act=get(gcf,'Position');
xr=scrsz(3) - pos_act(3);
xp=round(xr/2);
yr=scrsz(4) - pos_act(4);
yp=round(yr/2);
set(gcf,'Position',[xp yp pos_act(3) pos_act(4)]);
%-----
%Incluir imagen
%Importamos imagen *.jpg,junto con su mapa de colores
[x,map]=imread('vaio.jpg','jpg');
%Representamos imagen en figura, con su mapa de colores
image(x),colormap(map),axis off,hold on
%Títulos sobre imagen
%
text(380,400,'Proyecto de
Grado','Fontname','Arial','FontSize',35,'Fontangle','Italic','Fontweight','Bo
ld','color',[0 0 0]);
text(380,590,'Facultad de Ingenieria
Electronica','Fontname','Arial','FontSize',35,'Fontangle','Italic','Fontweigh
t','Bold','color',[0 0 0]);
text(380,500,'Juan Camilo Ortiz
Gomez','Fontname','Arial','Fontangle','Italic','Fontweight','Bold','FontSize'
,35,'color',[0 0 0]);
text(380,650,'2017','Fontname','Arial','Fontangle','Italic','Fontweight','Bol
d','FontSize',35,'color',[0 0 0]);

%Botón Continuar
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.84 .03
.12 .05],'String','CONTINUAR','Callback','clear all; close all;clc; menu;');

```

ANEXO 5: PROGRAMACIÓN DE LA PANTALLA DE MENU

```

function varargout = menu(varargin)
% MENU MATLAB code for menu.fig
%     MENU, by itself, creates a new MENU or raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = MENU returns the handle to a new MENU or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     MENU('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%     function named CALLBACK in MENU.M with the given input arguments.
%
%     MENU('Property','Value',...) creates a new MENU or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
%     applied to the GUI before menu_OpeningFcn gets called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes property application
%     stop. All inputs are passed to menu_OpeningFcn via varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help menu

% Last Modified by GUIDE v2.5 17-Aug-2013 19:20:27

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @menu_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @menu_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before menu is made visible.
function menu_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

a=imread('vaio.jpg','jpg');
image(a)

```

```

axis off
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.45 .33
.15 .09],'String','Listado de Señales','Callback','clear all; close all;clc;
segundo;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.45 .20
.15 .09],'String','Buscar','Callback','clear all; close all;clc; primero;');

% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to menu (see VARARGIN)

% Choose default command line output for menu
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes menu wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = menu_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
exit
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

ANEXO 6: PROGRAMACIÓN DE LA PANTALLA DE BUSQUEDA

```

function varargout = primero(varargin)

gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',   @primero_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',    @primero_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',    [] , ...
                  'gui_Callback',     []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function primero_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
a=imread('vaio.jpg','jpg');
image(a)
axis off
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.41 .15
.14 .09],'String','Volver','Callback','clear all; close all;clc; menu;');
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);

function varargout = primero_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
c=get(hObject,'String'); %Almacenar valor ingresado
NewVal = str2double(c); %Transformar a formato double
handles.edit1=NewVal;%Almacenar en identificador
guidata(hObject,handles);

function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)

r=get(hObject,'String'); %Almacenar valor ingresado
NewVal = str2double(r); %Transformar a formato double
handles.edit2=NewVal;%Almacenar en identificador
guidata(hObject,handles);

```

```

function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
%%definicion de la señal de la base de datos a usar
text=handles.edit3;%Declara que la variable text se obtendra del edit
especificado

%%carga de la libreria de java necesaria para el uso del toolbox
[~,config]=wfdbloadlib;eval(['cd ' config.WFDB_JAVA_HOME filesep 'example']);

%%creacion e inicializacion de las variables a usar
con=0;
ini=0;
fin=0;
%%obteccion de los archivos de anotacion y señales electrocardiograficas
gqrs(text);
ecgpuwave(text,'test',[],[],[],'qrs');
[tm,signal]=rdsamp(text);
[ann,type,stype,chan,num,com]=rdann(text,'test');
%%creacion de los vectores que contienen los datos de las partes de la
%%señal
pwaves=rdann(text,'test',[],[],[],'p');
twaves=rdann(text,'test',[],[],[],'t');
rwaves=rdann(text,'test',[],[],[],'N');
iwaves=rdann(text,'test',[],[],[],'(');
fwaves=rdann(text,'test',[],[],[],')');
%%etapa de impresion de las señales
figure
plot(tm,signal(:,1));
hold on;
grid on;
grid minor;
plot(tm(pwaves),signal(pwaves),'*r');
hold on;
plot(tm(twaves),signal(twaves),'*g');
hold on;
plot(tm(rwaves),signal(rwaves),'*m');
hold on;
figure
plot(tm,signal(:,1));
grid on;
hold on;
grid minor;
plot(tm(iwaves),signal(iwaves),'*r');
hold on;
plot(tm(fwaves),signal(fwaves),'*m');
hold on;
plot(tm(twaves),signal(twaves),'*g');%%provisional borrar despues
hold on;
%%determinacion de la frecuencia cardiaca
sizerr=(length(rwaves))-1;
while con~=(sizerr)

```



```

        con=con+1;
        ini=rwaves(con);
        ini=tm(ini);
        fin=rwaves(con+1);
        fin=tm(fin);
        trr(con)=(fin-ini);
        hr(con)=(1/(fin-ini))*60;
    end
    %%determinacion de los episodios de taquicardia y bradicardia
    hr=hr';
    br=find(hr<60);
    tq=find(hr>100);
    %%etapa de impresion de los intervalos R-R
    figure;
    plot(hr, '*');
    grid on;
    hold on;
    grid minor;
    plot(hr);
    figure;
    plot(trr, '*');
    hold on;
    grid on;
    grid minor;
    plot(trr);
    botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.48 .0
    .10 .05],'String','Menu.','Callback','clear all; close all;clc; menu;');%crea
    un pushbutton que nos permitira ir al menu

```

```

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
text=get(hObject,'String'); %Almacenar valor ingresado
handles.edit3=text;%Almacenar en identificador
guidata(hObject,handles);

```

```

function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
vo=get(hObject,'String'); %Almacenar valor ingresado
NewVal = str2double(vo); %Transformar a formato double
handles.edit4=NewVal;%Almacenar en identificador
guidata(hObject,handles);

```

```

function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

function axes2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

function text5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

% hObject    handle to axes3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: place code in OpeningFcn to populate axes3

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function axes4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% hObject    handle to axes4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: place code in OpeningFcn to populate axes4

% --- Executes on button press in pushbutton4.

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function axes6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to axes6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: place code in OpeningFcn to populate axes6

```

ANEXO 7: PROGRAMACIÓN DE LA PANTALLA DE LISTADO DE SEÑALES

```

function varargout = segundo(varargin)
%
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',   @segundo_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',    @segundo_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',    [] , ...
                  'gui_Callback',     []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before segundo is made visible.
function segundo_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
a=imread('vaio.jpg','jpg');
image(a)
axis off
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.23 .47
.10 .05],'String','SEÑAL 101','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.35 .47
.10 .05],'String','SEÑAL 102','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.47 .47
.10 .05],'String','SEÑAL 103','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.58 .47
.10 .05],'String','SEÑAL 104','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.70 .47
.10 .05],'String','SEÑAL 105','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');

botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.35 .38
.10 .05],'String','SEÑAL 107','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.47 .38
.10 .05],'String','SEÑAL 108','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.58 .38
.10 .05],'String','SEÑAL 109','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');

```

```

botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.70 .38
.10 .05],'String','SEÑAL 110','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.23 .38
.10 .05],'String','SEÑAL 106','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');

botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.35 .29
.10 .05],'String','SEÑAL 112','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.47 .29
.10 .05],'String','SEÑAL 113','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.58 .29
.10 .05],'String','SEÑAL 114','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.70 .29
.10 .05],'String','SEÑAL 115','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');
botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.23 .29
.10 .05],'String','SEÑAL 111','Callback','clear all; close all;clc;
primero;');

%botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.10
.66 .10 .05],'String','B.','Callback','clear all; close all;clc; segundo;');
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject      handle to figure
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin     command line arguments to segundo (see VARARGIN)

% Choose default command line output for segundo
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes segundo wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function axes22_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

botok=uicontrol('Style','pushbutton','Units','normalized','Position',[.45 .03
.10 .05],'String','Menu.','Callback','clear all; close all;clc; menu;');

```