

ing
enia

1

Electrocardiograma desde una visión digital

Javier González Barajas



Electrocardiograma desde una visión digital

Javier González Barajas

Semillero de Investigación en
Procesamiento Digital de Señales,
Facultad de Ingeniería Electrónica



Electrocardiograma desde una visión digital

Javier González Barajas



González Barajas, Javier
Electrocardiograma desde una visión digital / Javier González Barajas –
Bogotá: Universidad Santo Tomás, 2016.
116 páginas; ilustraciones, gráficas.

Incluye referencias bibliográficas (páginas 109-113)

ISBN 978-958-631-959-1

1. Electrocardiografía 2. Comunicaciones digitales 3. Electrónica digital 4. Procesamiento de señales -- Técnicas digitales I. Universidad Santo Tomás (Colombia).

CDD 616.1207547

CO-BoUST



© Javier González Barajas
© Universidad Santo Tomás

Ediciones USTA

Carrera 9 No.51-11
Edificio Luis J. Torres, sótano 1
Bogotá, D. C., Colombia
Teléfono: (+571) 5878797 ext. 2991
editorial@usantotomas.edu.co
<http://ediciones.usta.edu.co>

Dirección Editorial

Matilde Salazar Ospina

Coordinación de libros

Karen Grisales Velosa

Asistente editorial

Andrés Felipe Andrade

Diseño y Diagramación

Kilka Diseño Gráfico

Corrección de estilo

Pablo García

Hecho el depósito que establece la ley
ISBN: 978-958-631-959-1

Primera edición, 2016

Se prohíbe la reproducción total o parcial de esta obra, por cualquier medio,
sin la autorización previa por escrito del titular de los derechos.

CONTENIDO

11 El autor

13 Presentación

19 Introducción

23 Antecedentes de investigación en el tratamiento digital de señales ECG

24 El campo de la adquisición

28 Con respecto a las técnicas de tratamiento y procesamiento de la Señal ECG

29 El entorno nacional

30 El aporte del semillero de investigación

33 El electrocardiograma

33 Origen

34 Acondicionamiento de señales

41 Distorsiones que alteran la morfología del electrocardiograma, causadas por desplazamiento de línea de base y la red eléctrica

44 Desplazamiento de la línea de base

50 Ruido de línea de potencia eléctrica

57

Sistemas de filtrado adaptativo aplicado al tratamiento digital del electrocardiograma

58

Sistema adaptativo basado en un filtro digital FIR

64

Generación de una señal de referencia a partir de regresión polinomial

71

Técnicas para medición de la frecuencia cardíaca

72

Técnicas basadas en circuitos electrónicos

75

Técnicas basadas en tratamiento digital de señales

75

Los bancos de filtros

78

La transformada Wavelet continua

82

El proceso de umbralización

85

Umbralización adaptativa

89

La señal de ritmo cardíaco

93

La variabilidad de la frecuencia cardíaca

95

Análisis en el dominio del tiempo

96

Análisis en el dominio de la frecuencia

103

Conclusiones

105

Glosario

109

Referencias

115

Índice analítico

CONTENIDO

- 20 Figura 1. Señal ECG y sus ondas características
- 21 Figura 2. Ondas características del ECG y su relación con el espectro
- 24 Figura 3. Diagrama de bloques del prototipo propuesto por Einthoven
- 25 Figura 4. Modelo de electrodo Ag - ClAg
- 26 Figura 5. Diagrama de bloques básico de un sistemas tipo Holter
- 34 Figura 6. Sistema eléctrico del corazón
- 35 Figura 7. El amplificador de instrumentación
- 36 Figura 8. Configuración según la posición de los electrodos
- 37 Figura 9. Circuito manejador de pierna derecha
- 37 Figura 10. Sistema de acondicionamiento de señales ECG
- 39 Figura 11. Sistema de acondicionamiento compatible con plataformas de dispositivos programables
- 39 Figura 12. Diagrama de bloques de plataformas de dispositivos programables
- 43 Figura 13. Respuesta en frecuencia de un filtro FIR pasa bajas
- 44 Figura 14. Respuesta en frecuencia de un filtro FIR pasa altas
- 45 Figura 15. Señal ECG con desplazamiento de línea de base
- 46 Figura 16. Señal ECG con desplazamiento de línea de base simulado
- 47 Figura 17. Tratamiento de distorsión por desplazamiento de línea de base a través de un filtro FIR pasa altas
- 48 Figura 18. Sistema de cancelación

- 49** Figura 19. Tendencia del desplazamiento de línea de base
- 49** Figura 20. Tratamiento con sistema de cancelación
- 50** Figura 21. Señal ECG adquirida con ruido de línea de potencia eléctrica
- 52** Figura 22. Simulación de una señal ECG con ruido de línea de potencia eléctrica
- 52** Figura 23. Espectro en magnitud de una señal ECG con ruido de línea de potencia eléctrica
- 53** Figura 24. Respuesta en frecuencia de un filtro FIR
- 54** Figura 25. Tratamiento de un ECG ejecutado con un filtro FIR muesca
- 58** Figura 26. Diagrama de bloques de un sistema adaptativo
- 61** Figura 27. Señal ECG distorsionada por ruido de línea de potencia eléctrica con frecuencia central variable
- 63** Figura 28. Respuesta en frecuencia de un filtro FIR con coeficientes calculados a partir de un proceso de adaptación
- 64** Figura 29. Tratamiento de la señal ECG con un filtro FIR compuesto de coeficientes calculados en un proceso de adaptación
- 65** Figura 30. Señal ECG tomada de la base de datos Physionet con desplazamiento de la línea de base
- 66** Figura 31. Señal ECG y valores promedios calculados
- 67** Figura 32. Curva generada a través del proceso de interpolación cúbica
- 68** Figura 33. Resultado del proceso de cancelación
- 73** Figura 34. Sistema electrónico para medición del tiempo entre ondas R
- 73** Figura 35. Sistema de umbralización
- 74** Figura 36. Señal ECG umbralizada por medio de un circuito electrónico
- 75** Figura 37. Sistema de cuantificación
- 76** Figura 38. Estructura de un banco de filtros
- 77** Figura 39. Señal ECG procesada a través de un banco de filtros
- 79** Figura 40. Función sombrero mexicano
- 80** Figura 41. Función sombrero mexicano escalada
- 81** Figura 42. Transformada Wavelet de una señal electrocardiográfica
- 82** Figura 43. Filtrado pasa banda con frecuencia central de 12 Hz

- 83** Figura 44. Primera y segunda derivada de una señal ECG
- 84** Figura 45. Suma de la primera y segunda derivada de un ECG
- 84** Figura 46. Proceso de promediado
- 85** Figura 47. Umbralización de la señal ECG
- 86** Figura 48. Histograma de la señal ECG
- 87** Figura 49. Cálculo de la segunda derivada del histograma de la señal ECG
- 94** Figura 50. La señal de ritmo cardíaco
- 96** Figura 51. Separación de bandas del espectro de la señal de ritmo cardíaco
- 98** Figura 52. Método tradicional para la estimación de la PSD de la señal de ritmo cardíaco
- 99** Figura 53. Señal de ritmo cardíaco interpolada
- 100** Figura 54. Estimación de la PSD a través de la FFT ejecutada sobre la señal de ritmo cardíaco interpolada y con nuevo muestreo
- 101** Figura 55. Estimación de la PSD a través del método de Lomb
- 102** Figura 56. Métodos alternativos para la estimación de la PSD de la señal de ritmo cardíaco

EL AUTOR

El autor de esta obra es el ingeniero electrónico Javier Enrique González Barajas, quien cursó sus estudios en la Universidad Industrial de Santander, Colombia. Desde su proyecto de pregrado en electrónica demostró interés en la adquisición y tratamiento digital de la señal electrocardiográfica.

Posteriormente, fue admitido en el Programa de Maestría en Ingeniería Área Electrónica y realiza una profundización en el desarrollo de algoritmos para el procesamiento digital del electrocardiograma y las alternativas para estimar parámetros orientados al estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Tuvo la oportunidad de participar como ingeniero de desarrollo en proyectos en el Grupo de Bioingeniería de la Fundación Cardiovascular con el patrocinio del Programa de Ciencia y Tecnología de la Salud de Colciencias.

En la actualidad es docente en la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomás, sede Bogotá D.C., Colombia. Es fundador y director del Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales. Este semillero tiene como finalidad incentivar a los jóvenes estudiantes de

la Facultad al campo de investigación en un área de la ingeniería orientada al diseño e implementación de estrategias para adquisición de señales y su tratamiento digital.

PRESENTACIÓN

El procesamiento digital de señales ha realizado aportes para depurar e identificar características fundamentales de series de tiempo que provienen de diversos fenómenos naturales.

Un fenómeno natural que ha sido el centro de diversas investigaciones es el estudio del comportamiento de diferentes sistemas fisiológicos a través de la adquisición de registros generados en cada uno de sus procesos. Estos registros han sido denominados con el nombre de señales electrofisiológicas y reciben diferentes nombres acordes con el sistema en el que son originados. En el caso del sistema cardiovascular, el principal órgano que rige su funcionamiento es el corazón. Este órgano es similar a una bomba que toma y distribuye el fluido sanguíneo por todo el cuerpo. El comportamiento de este órgano puede describirse desde el punto de vista químico, mecánico y eléctrico. El registro denominado el electrocardiograma (ECG) permite describir el comportamiento eléctrico del corazón y su adquisición ha generado necesidades en el diseño e implementación de sistemas electrónicos.

La ingeniería electrónica ha generado contribuciones importantes al permitir la integración de diferentes dispositivos que permiten la adquisición

y amplificación de señales ECG tomadas de un ser humano. Estas señales pueden ser digitalizadas y almacenadas en arreglos de datos con la finalidad de ser sometidos a algoritmos de tratamiento digital de señales. Los algoritmos de tratamiento digital han logrado un crecimiento exponencial, gracias a las nuevas alternativas que ofrece actualmente la electrónica, en cuanto al desarrollo de dispositivos digitales programables como el micro controlador, los campos de arreglos lógicos programables (FPGA) y los procesadores dedicados a la implementación de algoritmos de filtrado digital (DSP).

En Colombia, las instituciones de educación superior han realizado contribuciones en el campo de la adquisición y tratamiento digital del ECG. Para garantizar la consolidación y apropiación social del conocimiento de este campo, se considera importante la divulgación del conocimiento generado a través de grupos de investigación y sus semilleros con respecto al tema del tratamiento digital de señales ECG.

En el caso de la Universidad Santo Tomás, los grupos de investigación y sus semilleros son patrocinados para el desarrollo de nuevas propuestas que ofrezcan aportes al estado del arte en el tratamiento digital de señales. Uno de estos casos de éxito es el Semillero en Procesamiento Digital de Señales, el cual lleva más de cinco años de creación.

El semillero en Procesamiento Digital de Señales nace al interior del grupo de investigación en Monitoreo, Electrónica y Modelado (MEM) de la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomás. La intención de este semillero es estimular a los estudiantes de ingeniería electrónica en el manejo de técnicas de procesamiento digital de señales e imágenes en diferentes contextos. Este estímulo ha sido apoyado por el Fondo de Investigaciones de la Universidad Santo Tomás (FODEIN), con el patrocinio de numerosos proyectos que han permitido a este semillero contar con infraestructura tecnológica para afrontar diversos retos.

Uno de los mayores retos de este semillero de investigación es el de tomar la señal ECG como objeto de estudio en los últimos proyectos aprobados por FODEIN. En estos proyectos, el semillero ha hecho una revisión del estado del arte en diferentes técnicas para el tratamiento de la señal ECG basado en el desarrollo de algoritmos. Estas revisiones han impulsado la generación de

nuevas propuestas de técnicas de procesamiento digital de señales para tratamiento de distorsiones presentes en el ECG y detección de patrones que permiten la cuantificación de parámetros.

En cuanto al tratamiento de distorsiones, el semillero de investigación ha generado aportes en cuanto a la implementación de bancos de filtros que permiten establecer criterios de selección de frecuencias de cortes. Estos criterios facilitan la selección del ancho de banda que contiene componentes espectrales asociadas a patrones importantes en señales ECG. Con relación a la detección de patrones se han realizado aportes orientados a la ubicación en tiempo de la onda R de la señal ECG. La detección de la onda R permite la cuantificación de parámetros de la señal ECG orientados a los estudios de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Todos los aportes de este semillero están contenidos en este libro, el cual está basado en el conocimiento generado y acumulado por el autor como director del Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales. El presente texto, titulado *El electrocardiograma desde una visión digital*, es un enfoque ingenieril de los aportes realizados por el tratamiento digital de señales para atenuar el ruido que distorsiona el ECG y las metodologías para identificar parámetros como es el caso de la onda R, de gran importancia en el cálculo de la frecuencia cardíaca instantánea.

El contenido del libro no solo está enfocado en conceptos teóricos relacionados con el procesamiento digital de señales, sino que cuenta con ejemplos de simulación de escenarios que involucran la señal ECG y sus variaciones en presencia de ruidos. Por otro lado, contiene ejemplos que permiten al lector ensayar experimentos con técnicas de filtrado digital convencional y de medios alternativos para el tratamiento de distorsiones. Los ejemplos, ensayos y demostraciones son realizados bajo el ambiente del asistente matemático *Matlab*®.

El libro está dividido en seis capítulos, tal y como se describe a continuación. En el primer capítulo se puede encontrar un resumen de los antecedentes de investigación en el tema del tratamiento digital de señales ECG. En este apartado se realiza una pequeña revisión del estado del arte internacional y local sobre el tema. A esta revisión se le han sumado

los aportes de investigación generadas en el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales, por medio de los diversos proyectos patrocinados por el Fondo de Investigación FODEIN de la Universidad Santo Tomás, Colombia.

El segundo capítulo presenta una introducción a la fisiología del corazón y de los medios electrónicos para adquirir y digitalizar un electrocardiograma. Esta introducción permite encontrar información sobre la integración de diferentes dispositivos electrónicos y su aplicación al diseño de sistemas de adquisición, que permiten la amplificación y filtrado analógico de la señal ECG.

El tercer capítulo expone los algoritmos básicos para el tratamiento de distorsiones que alteran la morfología de la señal ECG. Contiene ejemplos sobre el diseño e implementación de filtros digitales básicos aplicados al tratamiento preliminar de la señal ECG. El lector podrá encontrar medios para simular la respuesta en frecuencia de filtros digitales.

En el cuarto capítulo se discuten los conceptos para la implementación de algoritmos para sistemas adaptativos orientados a la remoción del ruido de línea de base y de aquellos provenientes de la red eléctrica. En este apartado se tienen en cuenta las limitaciones de los algoritmos implementados a través de técnicas convencionales de filtrado. Se pueden observar ejemplos de diseño y simulación de un filtro adaptativo por cancelación, basado en la generación de una señal de referencia. También se analiza el escenario de un filtro adaptativo LMS, el cual está basado en un algoritmo iterativo que determina el valor óptimo de los coeficientes de un filtro digital para obtener una respuesta deseada.

El quinto capítulo contiene los conceptos básicos de sistemas orientados a la cuantificación de la frecuencia cardíaca. Este capítulo clasifica estos sistemas en dos tipos: basados en circuitos electrónicos y basados en algoritmos implementados a través del tratamiento digital de señales. En esta sección se citan los desarrollos y avances aportados por el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales, en lo relacionado a la implementación de estrategias para optimizar el proceso de detección de la onda R del complejo cardíaco.

El sexto capítulo se centra en la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Presenta los conceptos básicos del manejo de la información contenida en las variaciones de tiempo entre cada onda R del complejo cardíaco. En este tema, el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales ha realizado aportes para el tratamiento de este tipo de información.

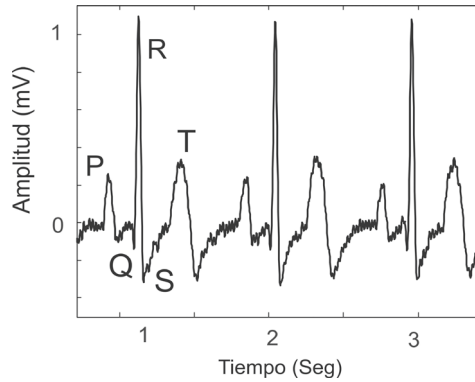
INTRODUCCIÓN

El procesamiento digital de señales es un campo que permite el desarrollo de soluciones a problemáticas de diferentes contextos. Cada uno de estos contextos es representado por señales características que contienen información de un proceso industrial o un fenómeno natural. Para fines prácticos de este texto, se sugiere al lector conocer primero el contexto del electrocardiograma y el fenómeno que representa.

El electrocardiograma (ECG) es una señal que se caracteriza, en el dominio del tiempo, por tener una amplitud muy reducida (1mv pico a pico aproximadamente) y componentes espectrales entre 0.5 y 100 Hz. Para poder adquirir esta señal es necesario contar con un sistema de acondicionamiento de señales, con el fin de poder filtrar y amplificar el ECG para obtener los valores adecuados de amplitud que sean útiles para una posterior etapa de conversión análoga a digital. En la señal ECG se pueden apreciar diferentes formas de ondas nombradas de la siguiente manera, en orden de ocurrencia: onda P, Q, R, S y T. La onda R se destaca por ser el punto de referencia para el cálculo de la frecuencia instantánea del electrocardiograma. La onda R es

la onda positiva de mayor amplitud que se puede encontrar en cada ciclo de la señal ECG, tal como se puede ver en la figura 1.

FIGURA 1. SEÑAL ECG Y SUS ONDAS CARACTERÍSTICAS



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Los sistemas de acondicionamiento de señales, utilizados para la adquisición de la señal ECG, también deben cumplir algunos parámetros que garanticen el control de descargas eléctricas hacia el ser vivo conectado. En el proceso de diseño e implementación, es importante consultar las normas técnicas especializadas en el campo de la seguridad eléctrica del paciente.

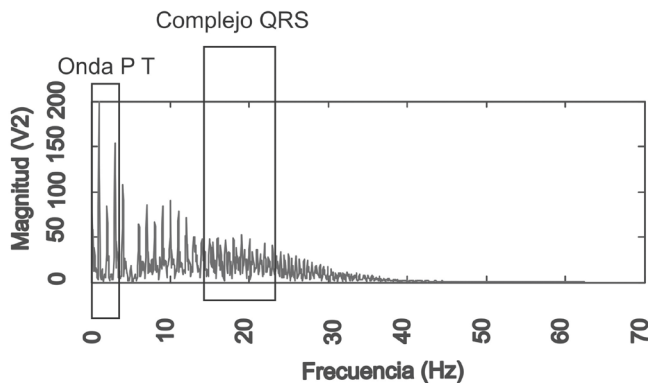
El proceso de conversión de señal analógica a digital ofrece la oportunidad de obtener una versión discreta de la señal ECG. En el proceso de conversión se debe tener en cuenta que la señal ECG puede tener componentes espectrales entre el rango de 0.5 Hz y 100 Hz, aproximadamente. En algunos escenarios, solo es necesario adquirir la señal ECG con un ancho de banda hasta los 40 Hz. Por lo cual, se recomienda tener en cuenta estos valores para establecer el valor de frecuencia de muestreo del sistema de conversión analógica a digital.

El principal objetivo de un proceso de conversión analógica a digital es poder obtener un arreglo de datos que describa la señal ECG y pueda ser almacenado en una memoria digital. La obtención de estos arreglos de datos ofrece facilidades para implementar estrategias de filtrado digital. Estas estrategias de filtrado están basadas en esquemas de procesamiento digital de señal que calculan datos de salida tomando como entrada los contenidos en

los arreglos de datos obtenidos. El filtrado digital tiene la finalidad de minimizar las distorsiones causadas por dos fuentes de ruido: desplazamiento de la línea de base y ruido de línea de potencia eléctrica. El desplazamiento de línea de base consiste en la adición a la señal ECG de una componente continua con frecuencia variable.

La función de los filtros digitales no solo se limita a eliminar distorsiones, también es de gran utilidad para facilitar la detección de cada una de las formas de onda que puede contener la señal ECG. La detección de las formas de ondas permite el diagnóstico de diferentes enfermedades o la evaluación del estado físico del sujeto objeto de estudio. Las diferentes ondas del ECG están asociadas a las componentes de frecuencia contenidas en el espectro, tal como se puede ver en la figura 2.

FIGURA 2. ONDAS CARACTERÍSTICAS DEL ECG Y SU RELACIÓN CON EL ESPECTRO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Al calcular el parámetro de frecuencia cardíaca instantánea se obtiene la denominada señal de ritmo cardíaco, compuesta por el tiempo entre cada una de las ondas R del ECG. Existen diferentes métodos para poder detectar la onda R del complejo cardíaco. En este libro, como método básico para determinar el rango de frecuencias que contienen las componentes espectrales asociadas a la onda R, se presenta el método de banco de filtros.

La frecuencia cardíaca instantánea es un parámetro que permite establecer un indicador del estado del funcionamiento del sistema cardiovascular. Durante la grabación de una señal ECG en un largo periodo de tiempo, se

obtienen múltiples medidas de frecuencia cardíaca instantánea y estos valores son almacenados en un arreglo de datos, denominado señal de ritmo cardíaco.

Para el estudio de la señal de ritmo cardíaco se han establecidos métodos en el dominio del tiempo y de la frecuencia. Los métodos en el dominio del tiempo están basados en el cálculo de parámetros a través de índices estadísticos. Los métodos en el dominio de la frecuencia están basados en parámetros obtenidos en rangos de frecuencia del espectro de la señal de ritmo cardíaco. El estudio de la variación de los diferentes parámetros, calculados a partir de la señal de ritmo cardíaco, se denomina estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

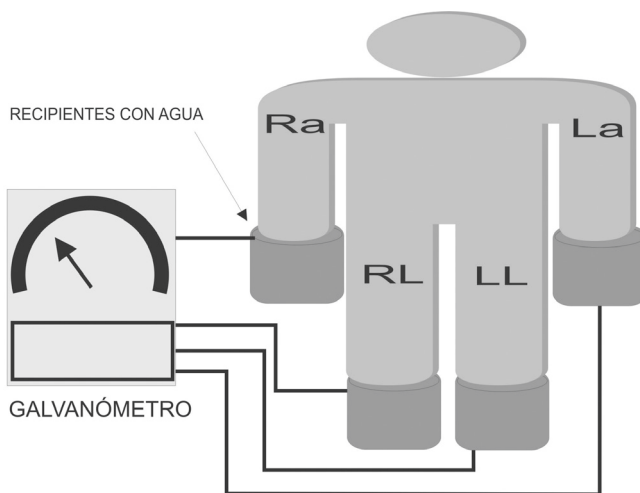
ANTECEDENTES DE INVESTIGACIÓN EN EL TRATAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES ECG

La finalidad de este capítulo es ofrecer una mirada retrospectiva al desarrollo de algoritmos basados en el tratamiento digital de señales que contribuyen a mejorar el proceso de análisis de la señal ECG. En etapas iniciales, el primer logro de la electrocardiografía fue la asociación del comportamiento del corazón con formas de ondas eléctricas, permitiendo abrir la puerta a una nueva técnica de diagnóstico. Consecutivamente se incentiva a mejorar los sistemas de adquisición de señales ECG y se emprende la integración de los dispositivos electrónicos. Esta integración ha logrado mejorar la sensibilidad de los sistemas de adquisición de señales ECG y la conectividad con dispositivos que permiten la transmisión de datos. Por último, se crea la necesidad de incluir los aportes del tratamiento digital de señales, los cuales han permitido la eliminación de distorsiones, detección de patrones y la cuantificación automatizada de parámetros a partir de la señal ECG. A continuación se presenta una breve recopilación de logros globales, nacionales y los aportados por el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales de la Universidad Santo Tomás, Colombia.

El campo de la adquisición

En primera instancia, el estudio del comportamiento del corazón mediante la señal eléctrica ECG nace en el trabajo del médico Einthoven [1]. Gracias a este trabajo se propuso en el año 1911 el primer prototipo de máquina llamada electrocardiógrafo. Un diagrama de bloques que se aproxima a este primer prototipo se puede ver en la figura 3.

FIGURA 3.
DIAGRAMA DE
BLOQUES DEL
PROTOTIPO
PROPUESTO POR
EINTHOVEN



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

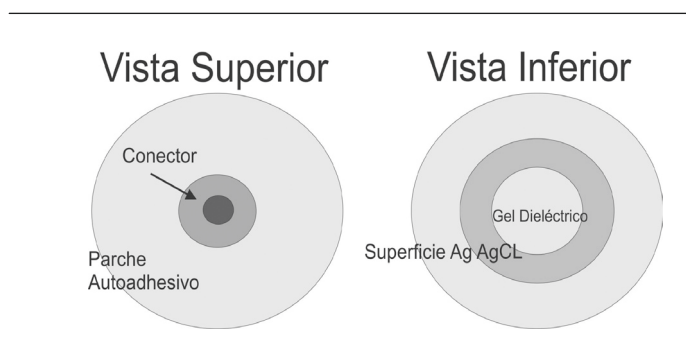
El prototipo de electrocardiógrafo, propuesto por Einthoven, no tiene originalmente electrodos adheridos a la superficie del sujeto. En la versión original, el electrocardiógrafo de Einthoven usa un conjunto de recipientes de agua en los cuales el paciente sumerge cada una de sus extremidades. Cada recipiente de agua tiene conectado un cable conductor que llega al sistema de registro basado en un galvanómetro, por lo cual esta configuración jugaba el papel de electrodo [1].

Con respecto a los electrodos, la tecnología ha ofrecido avances significativos que han permitido mejoras desde la propuesta de Einthoven. Los primeros modelos de electrodos constan de la combinación de un compuesto de plata y cloruro de plata (Ag - ClAg) y son desechables. Este estilo de electrodo es un elemento de reducido tamaño y se adhiere a la piel del sujeto por

medio de un parche autoadhesivo. Por lo general, poseen una capa de una sustancia denominada gel dieléctrico y juega el papel de crear un acople de impedancia eléctrica entre la piel del sujeto y el electrodo. En la figura 4 se encuentra un ejemplo de modelo de electrodo [2].

FIGURA 4.
MODELO DE
ELECTRODO
AG-CLAG

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Entre las mejoras incluidas al diseño de electrodo se han introducido versiones capacitivas, que permiten un mejor acoplamiento a la piel y la reducción de interferencias [3]. Sin embargo, la investigación sigue ofreciendo nuevas tendencias en el tema de electrodos y la literatura ha reportado avances con nuevos modelos basados en carbón. Los electrodos a base de carbón permiten la reducción de irritaciones en la piel y la reutilización de los mismos [4]. Una ventaja adicional de los electrodos basados en carbón, es la posibilidad de ser operados en ambientes húmedos [5].

Otra característica importante de los electrodos es la adecuada ubicación espacial, que garantiza una buena adquisición de la señal ECG. La posición de los electrodos fue también propuesta por Einthoven, que tradicionalmente se colocan organizados en una configuración triangular que involucra las extremidades del sujeto. Actualmente se han dado aportes en nuevas formas de posicionar los electrodos utilizando configuraciones con menores cantidades de sensores [6].

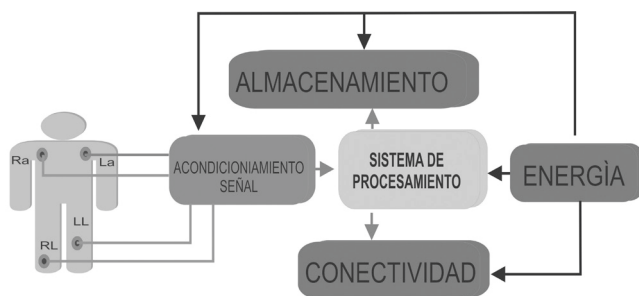
El prototipo de electrocardiógrafo de Einthoven fue el inicio de una nueva era de sistemas para el diagnóstico a través del estudio de señales eléctricas. Gracias a esto, diversas empresas del sector del desarrollo de dispositivos electrónicos llevaron su mirada al desarrollo de sistemas orientados al sector

salud. Un ejemplo de esto sucedió en el año 1928, cuando la empresa Frank Sanborn contribuyó al desarrollo de la tecnología para el estudio de esta señal eléctrica al producir el primer electrocardiógrafo portátil. Entre sus principales características estaba su peso (25 Kg) y su fuente de energía que requería la alimentación de una batería de automóvil de 6 Voltios [7].

Los sistemas de adquisición de señales ECG, como el producido por la empresa Sanborn, tienen la limitación que solo pueden ser utilizados para exámenes en una condición estática. En consecuencia, no se podría estudiar como la señal ECG experimentaba cambios correlacionados con el comportamiento diario del sujeto bajo estudio. Estas necesidades de mejorar la tecnología para adquirir señales ECG, llevaron al desarrollo de prototipos con la capacidad de almacenamiento de registros con tiempos de 24 horas. Por tal razón, en 1949, el médico Norman Holter desarrolló un dispositivo para almacenar señales ECG. Actualmente este tipo de prototipos son utilizados para registros ambulatorios [8]. Un dispositivo tipo Holter debe estar compuesto de diferentes elementos que garanticen su portabilidad. En la figura 5 se puede encontrar un diagrama de bloques que contiene los elementos de un sistema para señales ECG tipo Holter.

FIGURA 5.
DIAGRAMA
DE BLOQUES
BÁSICO DE UN
SISTEMA TIPO
HOLTER

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Con referencia a la figura 5, un sistema básico tipo Holter debe contener una fuente de energía, como por ejemplo una batería recargable. También debe contar con un sistema de almacenamiento de información o memoria, recomendablemente de estado sólido. Por último, este tipo de sistema

requiere de un módulo de comunicación para poder descargar los datos a un computador personal. En la actualidad, un sistema tipo Holter es administrado por un sistema digital programable tipo microcontrolador o un dispositivo digital programable. El valor agregado de los sistemas Holter consiste en que es un dispositivo portátil que puede ser conectado al paciente y permitir la adquisición de señales ECG en situaciones dinámicas [9]

También se han desarrollado otras versiones de electrocardiógrafos, especialmente orientados al monitoreo fetal. Este tipo de monitoreo es más exigente, debido a la superposición del electrocardiograma de la madre sobre el de su feto. Este tipo de sistema requiere de la implementación de sistemas adaptativos para mejorar el análisis de la señal ECG [10]. Otros desarrollo tecnológicos se han orientado a nuevas formas de adquisición de la señal ECG, como es el caso de los sistemas de monitoreo del esófago. Este tipo de sistema permite la introducción de electrodos, a través del esófago del sujeto, para tener un acercamiento al corazón [11]. Como otra alternativa se han explorado técnicas de adquisición usando el posicionamiento de juegos de electrodos en bañeras, con la capacidad de adquirir señales ECG mediante la facilidad del medio acuoso [12].

Desde el punto de vista de conectividad, los sistemas de adquisición de señales ECG se han beneficiado gracias a la vinculación de dispositivos de transmisión de datos inalámbricos. En versiones anteriores de prototipos de sistemas de adquisición de señales ECG, se contaba con la limitación de contar con un medio físico rígido conectado a un computador personal. Este tipo de conexión es importante para garantizar un flujo de datos para almacenamiento, visualización y posterior análisis de la señal ECG. Para romper esta limitación se ha optado por el uso de sistemas de interface que permiten que los datos obtenidos puedan viajar a través del aire. Este tipo de interface está controlado por protocolos estándar para la recepción y transmisión de datos mediante señales electromagnéticas. Uno de los protocolos más utilizado es el bluetooth, el cual permite generar transmisiones de señales ECG con menor gasto de energía [13].

En el contexto colombiano, diversas instituciones de educación superior, orientadas a estudios clínicos, han desarrollado aportes en cuanto al tema de

adquisición y tratamiento de señales ECG. En primera instancia se destaca el trabajo del ingeniero Jorge Reynolds, por sus aportes en innovar en técnicas de telemetría para adquisición de señales ECG de personas y también de mamíferos de gran tamaño sumergidos en agua [14].

En cuanto a la mejora de dispositivos para censar variables directamente del corazón y poder interactuar con este mismo órgano, el ingeniero Ignacio Escobar colaboró con el estado del arte, en cuanto al diseño de sistemas de instrumentación médica [15].

Diversos prototipos de sistemas portátiles para adquirir y almacenar señal ECG se han podido diseñar. Existen antecedentes de prototipos orientados al estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, que tienen la posibilidad de adquirir la señal ECG y la cuantificación de frecuencia instantánea [16].

Con respecto a las técnicas de tratamiento y procesamiento de la Señal ECG

Con el avance del diseño de sistemas para adquisición de señales ECG, surge la necesidad de impulsar nuevos métodos para atenuar las distorsiones. En cuyo caso se generan trabajos interesantes basados en el tratamiento digital de señales. Sobresalen las investigaciones del autor Tompkins Willis y sus primeros aportes en la aplicación de filtros digitales basados en ecuaciones en diferencia [17]. El estudio de Tompkins plantea las primeras metodologías en torno al diseño de filtros en microprocesadores para eliminación de los efectos de interferencias.

Además del uso de filtros digitales aplicados a la reducción de distorsiones, se suman las primeras aplicaciones para la detección de parámetros. Entre los primeros trabajos se encuentran los primeros algoritmos orientados a la detección de la onda R del complejo cardíaco. Se destacan las primeras aplicaciones de bancos de filtros, que consisten en un método iterativo para estimar el rango de frecuencias que contienen la información de la onda R [18].

Al mismo tiempo, en el contexto nacional se empiezan a emplear métodos de análisis de la señal ECG en el dominio de la frecuencia. Diferentes trabajos han involucrado la implementación de algoritmos basados en la transformada de Fourier. Las estrategias basadas en la transformada de

Fourier permiten realizar la comparación de la señal ECG con diferentes señales sinusoidales con diversos valores en frecuencia. Estos aportes no solo permitieron avances en la detección de parámetros, sino también el desarrollo de las primeras aplicaciones de compresión de la señal ECG [19].

La señal ECG no solo puede ser estudiada a través de comparaciones con señales sinusoidales. Esto es debido a que muchos de sus parámetros poseen formas de ondas diferentes. Como alternativa, diversos autores consideran el uso de otras formas de análisis en el dominio de la frecuencia, como es el caso de la transformada Wavelet [20].

El entorno nacional

Con respecto al tema de mejoras en las técnicas de filtrado, se han realizado aportes relacionados con la aplicación de filtros adaptativos, orientados a eliminar las distorsiones causadas por el desplazamiento de línea de base y el ruido de las líneas de alimentación de energía eléctrica. En este tipo de trabajos, se verifica que las técnicas de filtrado digital convencional pueden eliminar interferencias pero también características importantes de la señal ECG [21], [22].

Con la finalidad de mejorar la sensibilidad de los algoritmos para tratar de encontrar más información contenida de la señal ECG, se han generado estrategias relacionadas con la electrocardiografía fetal. En este tipo de contribuciones se han tratado señales electrocardiográficas de mujeres en estado de embarazo, cuya señal ECG contiene la información del electrocardiograma fetal [23].

Los estudios sobre señal ECG no solo han sido utilizados para extraer información contenida en registros tomados de seres humanos. En el contexto colombiano, se han dado aportes basados en la aplicación de técnicas de filtrado digital y transformada de Fourier para el análisis de señal ECG de felinos. El estudio de señales ECG de otros mamíferos permite encontrar parámetros que pueden ser comparados con los encontrados en seres humanos y otras especies animales [24].

El aporte del semillero de investigación

El apoyo de la Universidad Santo Tomás a los grupos y semilleros de investigación ha generado aportes interesantes en cuanto al tratamiento y análisis de la señal ECG. Así, por ejemplo, en el año 2013, durante la convocatoria del Fondo de Investigaciones FODEIN, se aprobó el proyecto “Plataforma informática para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca orientado a la prestación de servicios de análisis y cálculo de descriptores”. El proyecto en mención planteó el diseño y la implementación de un conjunto de algoritmos orientados al análisis de la señal ECG [25].

Dentro de los algoritmos generados en la plataforma informática, se desarrolló una estrategia basada en bancos de filtros. Esta estrategia permite evaluar el comportamiento de la señal ECG ante el filtrado de diferentes bandas de frecuencia. Como resultado se pudo obtener un criterio para establecer el ancho de banda de filtros digitales, en busca del realce de la onda R del complejo cardíaco [26].

Como aporte al cálculo de descriptores, es importante el desarrollo de técnicas para mejorar la información obtenida a partir de los parámetros extraídos de la señal ECG. Dentro de estos parámetros están los tiempos RR, que corresponden a las mediciones entre cada onda R de la señal ECG. Al interior del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, es necesario el estudio del espectro de la serie de tiempo que contiene todos los valores de las mediciones entre cada onda R. El análisis espectral de la señal de tiempos RR puede poseer rizados y efectos pasa bajos, por lo cual se ha realizado un aporte para contrarrestar este tipo de sucesos [27].

De manera consecutiva, el Semillero de Investigación en Procesamiento Digital de Señales logró la aprobación del proyecto titulado: “Sistema digital para la cuantificación eficaz de la frecuencia cardíaca instantánea”. Dentro de este proyecto se pudo lograr el diseño e implementación de un filtro en tiempo real para el realce de la onda R de la señal ECG. En esta implementación se utiliza el criterio para determinación del ancho de banda que contiene las componentes espectrales de la onda R, con la finalidad de establecer las frecuencias de corte para un filtro digital. El sistema de filtrado fue implemen-

tado en un dispositivo programable tipo ordenador con conjunto reducido de instrucciones (ARM) [28].

En este primer capítulo se ha resumido un panorama sobre los desarrollos tecnológicos que giran alrededor de la necesidad de estudiar el sistema cardiovascular. Muchos estudios de este sistema se han podido lograr gracias a la adquisición, tratamiento y procesamiento de la señal ECG. Cabe resaltar que, en un principio, solo fue importante relacionar una característica eléctrica con un proceso mecánico. Pero con el pasar de los años las exigencias de los medios de diagnósticos empezaron a requerir un esfuerzo en los aportes de los dispositivos electrónicos.

Actualmente los equipos dedicados al diagnóstico y monitoreo de personas, no solo deben conformarse con la adquisición de la señal ECG. También es de gran importancia la integración de la programación, las matemáticas y la implementación en sistemas digitales programables. Esta integración ha permitido la generación de valores agregados a los equipos de diagnóstico y monitoreo.

EL ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma o señal ECG ha sido objeto de numerosas investigaciones en el área de la medicina, tales como el diagnóstico de enfermedades del sistema cardiovascular y el impacto en otros sistemas fisiológicos. Además, debido al contenido de información que posee la señal ECG, esta también ha sido empleada en investigaciones de ramas profesionales que son usuarias del procesamiento digital de señales. Para poder entender la importancia de esta señal se ha escrito este capítulo que empieza con el origen de la señal ECG, desde el punto de vista fisiológico. Posteriormente se introduce la necesidad y aplicación de dispositivos electrónicos que han permitido la integración de esta señal con equipos programables.

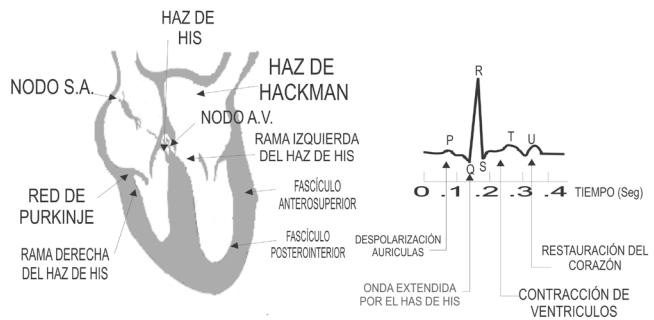
Origen

El electrocardiograma (ECG) es la señal que permite describir el comportamiento eléctrico del corazón. Esta señal está compuesta por una adición de ondas que conforman el complejo cardíaco: onda P, onda Q, onda R, onda S y onda T, tal como se pudo observar en la figura 6.

Las diferentes ondas que componen el complejo cardíaco reflejan la activación eléctrica del miocardio auricular y ventricular, así como la repolarización ventricular. La actividad eléctrica del nodo sino auricular (sinusal), nodo auriculoventricular (AV), el Haz de his y sus ramas, no es registrada en el electrocardiograma, pero mediante el análisis de la secuencia de la propagación del impulso se hace factible la deducción del comportamiento electrofisiológico de dichas estructuras (Koeppen B, 2009). La figura 6 permite observar la relación de cada onda del complejo cardíaco con los componentes del sistema eléctrico del corazón.

FIGURA 6.
SISTEMA
ELÉCTRICO DEL
CORAZÓN

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Gracias a los conceptos anteriores es posible llegar a comprender que el comportamiento del corazón es un fenómeno eléctrico, caracterizado por la ejecución de una tarea mecánica que ayuda a llevar un fluido (la sangre) a diferentes sistemas en un ser vivo.

Acondicionamiento de señales

Un sistema de acondicionamiento de señales es un grupo de dispositivos electrónicos orientados al tratamiento analógico de una señal. Este tratamiento permite incrementar la amplitud de una señal de entrada sin generar distorsiones en la fase y con el menor retardo posible. El sistema de acondicionamiento también permite limitar el ancho de banda de la señal, aislando

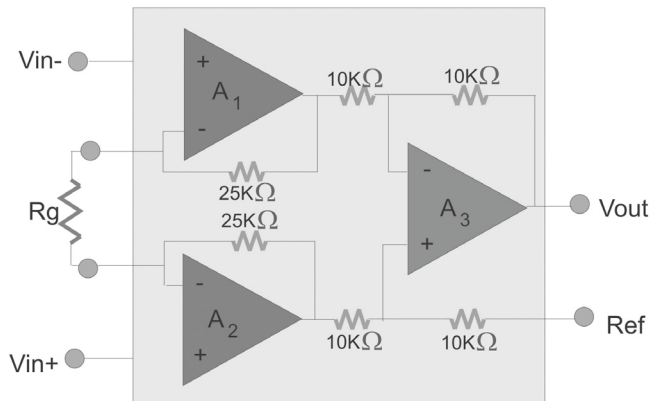
componentes espectrales que están relacionados con señales de ruido que puedan causar distorsiones.

En los primeros aportes de la electrónica, estos sistemas eran basados en arreglos de transistores bipolares que proporcionaban algún tipo de ganancia (en tensión o corriente) a la señal adquirida. Gracias a la creación del amplificador operacional, se pudo integrar una gran cantidad de transistores en un área reducida. Esta integración permitió la construcción de sistemas de acondicionamiento de señales en un área menor de trabajo y con menor consumo de energía y disipación de calor. Al poder integrar un conjunto de amplificadores operacionales en una misma área, se pudo llegar a la construcción de sistemas de amplificación más potentes, denominados amplificadores de instrumentación.

El principal componente de un sistema de acondicionamiento para señales ECG, es el amplificador de instrumentación. La figura 7 contiene un esquema típico de un amplificador de instrumentación, en la cual se puede ver que este dispositivo está compuesto por un arreglo de amplificadores operacionales que proporcionan una ganancia en modo diferencial.

FIGURA 7. EL
AMPLIFICADOR DE
INSTRUMENTACIÓN

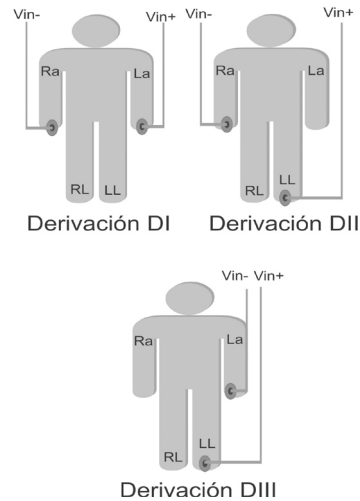
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



En muchos sistemas de instrumentación, el modo diferencia es de gran importancia debido a que muchos registros están basados en la diferencia de potencial adquiridos de dos puntos diferentes. El amplificador de instrumentación posee dos entradas: V_{in+} y V_{in-} , las cuales permiten una amplificación de

medidas diferenciales de los electrodos colocados sobre la superficie del cuerpo del paciente. A partir de la posición de los electrodos se pueden obtener diferentes configuraciones, denominadas derivaciones, para adquirir la señal ECG, acorde al modelo propuesto por Einthoven. La figura 8 ilustra las derivaciones más comunes para un sistema básico de adquisición del ECG [1].

FIGURA 8.
CONFIGURACIÓN
SEGÚN LA
POSICIÓN
DE LOS
ELECTRODOS



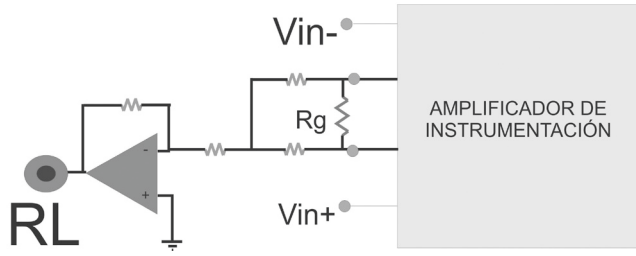
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Como se puede observar en la figura 8, las derivaciones DI, DII y DIII dependen de la posición de los electrodos conectados a las extremidades del paciente: brazo derecho (Ra), brazo izquierdo (La) y pierna izquierda (LL). Posteriormente se cuenta con una etapa de filtrado analógico compuesta por un filtro pasa altas (frecuencia de corte = 0.5 - 0.7 Hz) y un filtro pasa bajas (frecuencia de corte = 100 Hz) [21], [22].

La pierna derecha (RL) no posee un electrodo conectado al amplificador de instrumentación. Esta extremidad tiene un electrodo conectado a un circuito de retroalimentación que cumple la labor de conducir una pequeña cantidad de corriente hacia la pierna igual a las corrientes de desplazamiento que fluyen en el cuerpo, el cual es el punto de suma en el lazo de realimentación, de tal manera, que el efecto es disminuir el potencial de modo común a un valor muy bajo [29]. La figura 9 ilustra un diagrama del circuito manejador de pierna derecha.

FIGURA 9.
CIRCUITO
MANEJADOR
DE PIERNA
DERECHA

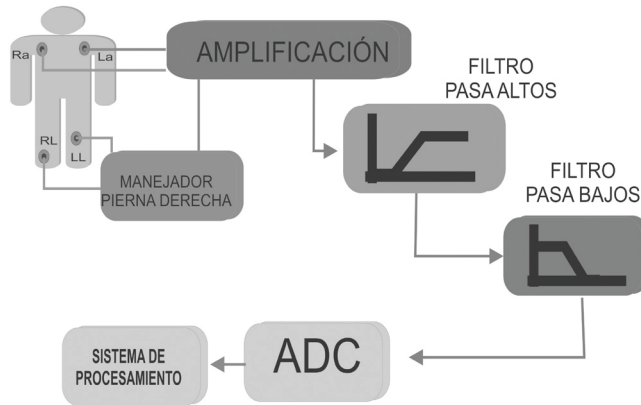
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



El circuito manejador de pierna derecha, junto con el circuito amplificador de instrumentación, se adiciona a un sistema completo de acondicionamiento para la adquisición de la señal ECG. La figura 9 ilustra un diagrama de bloques con un panorama completo de un sistema de acondicionamiento de señales. La figura 10 no solo incluye la amplificación y el manejador de pierna derecha, también contiene los diferentes sistemas de filtrado.

FIGURA 10.
SISTEMA DE
ACONDICIONAMIENTO
DE SEÑALES ECG

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



El sistema de acondicionamiento de señales, apropiado para la adquisición de la ECG (figura 10), consta de un amplificador de instrumentación que proporciona una ganancia a la diferencia de potencial entre ancho de banda. Dicho amplificador de instrumentación es de gran importancia en el proceso de adquisición de señales, ya que impide la adición de componentes de alta frecuencia que pueda causar un *aliasing* de señales.

Aunque físicamente se tiene un ancho de banda limitado por un sistema analógico de filtrado pasa bajos, hay que tener en cuenta que algunas señales no deseadas se logran sumar a la señal ECG, causando distorsiones en el registro adquirido. Las señales que causan estas distorsiones no pueden ser atenuadas por el filtro analógico pasa bajos. Esto debido a que sus componentes espectrales están contenidos en valores de frecuencias en el mismo rango del ancho de banda de la señal ECG.

El sistema de acondicionamiento de señales cumple con la función de amplificar y limitar el ancho de banda de la señal ECG que se quiere adquirir de un paciente. El límite del ancho de banda es de gran importancia dentro del proceso de adquisición de señales, ya que impide la adición de los componentes de alta frecuencia que puedan causar un *aliasing* de señales.

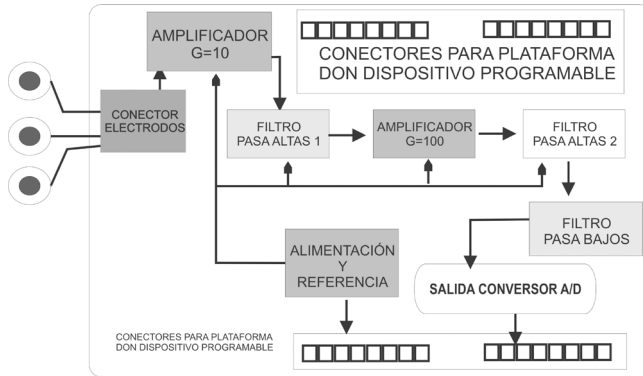
Aunque físicamente se tiene un ancho de banda limitado por un sistema analógico de filtrado pasa bajas, hay que tener en cuenta que algunas señales no deseadas se logran sumar a la señal ECG, causando distorsiones en el registro adquirido.

Las señales que causan estas distorsiones no pueden ser atenuadas por el filtro analógico pasa bajos. Esto debido a que sus componentes espectrales están contenidas en valores de frecuencias en el mismo rango del ancho de banda de la señal ECG.

En la actualidad, diferentes marcas comerciales ofrecen accesorios que permiten el acondicionamiento de señales ECG. En este caso, como se puede ver en la figura 11, es posible encontrar opciones para adquirir señales ECG en sistemas compatibles con dispositivos digitales programables.

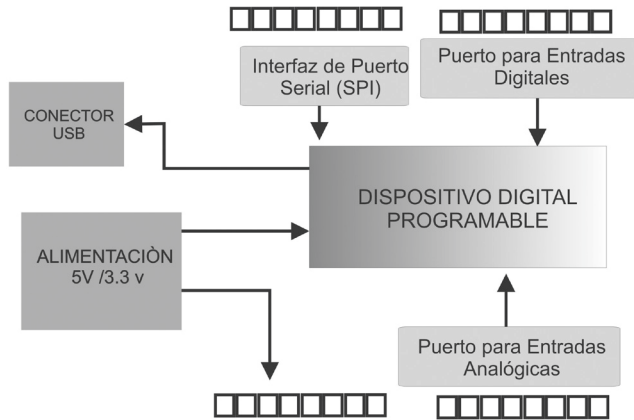
Las plataformas basadas en dispositivos digitales programables están implementadas en circuitos impresos de tamaño reducido, en el cual están contenidos distintos elementos que permiten el desarrollo de aplicaciones. Como se puede ver en la figura 12, el elemento central es un dispositivo digital programable, que puede ser un microcontrolador. También se cuenta con conectores que permiten la interacción con puertos digitales de propósito general. Con la finalidad de obtener una conexión con un computador personal, estos diseños poseen un conector para puerto USB. La conexión

FIGURA 11.
SISTEMA DE
ACONDICIONA-
MIENTO COM-
PATIBLE CON
PLATAFORMAS
DE DISPOSITIVOS
PROGRAMABLES



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

FIGURA 12.
DIAGRAMA DE
BLOQUES DE
PLATAFORMAS
DE
DISPOSITIVOS
PROGRAMABLES



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

con el puerto USB permite la instalación de programas desde un computador personal y el intercambio de datos en tiempo real.

Para poder interactuar con sistemas de acondicionamiento de señal, se cuenta con un puerto de entradas analógicas. Estas entradas permiten la conexión con las salidas de los sistemas de acondicionamiento de señales ECG.

En este capítulo se ha ofrecido al lector un breve concepto fisiológico relacionado con el origen de la señal ECG. Aunque el fenómeno generado en el corazón tiene un gran componente mecánico, su principal característica

se puede observar a través de señales eléctricas. Gracias al desarrollo de la electrónica se han podido obtener nuevas aplicaciones de los dispositivos, denominados amplificadores de instrumentación.

El amplificador de instrumentación permite incrementar la amplitud de señales adquiridas en diferentes eventos. En el caso de la señal ECG, permite amplificar la diferencia de potencial entre dos electrodos conectados en diferentes partes de la superficie del paciente. Como aporte de la teoría de Einthoven, la posición de los electrodos posee configuraciones estándar –que son utilizadas en la adquisición de la señal ECG– denominadas derivaciones.

Además de la implementación de etapas de amplificación, también es importante utilizar etapas de filtrado analógico de la señal ECG. El filtrado permite aislar señales de ruido y garantiza una correcta ejecución del proceso de conversión análogo a digital.

DISTORSIONES QUE ALTERAN LA MORFOLOGÍA DEL ELECTROCARDIOGRAMA, CAUSADAS POR DESPLAZAMIENTO DE LÍNEA DE BASE Y LA RED ELÉCTRICA

El proceso de adquisición del electrocardiograma está sujeto a la captura de diferentes tipos de señales que se adicionan causando distorsiones. Este tipo de señales son tratadas con filtros analógicos que incrementan el tamaño de los diseños electrónicos y el consumo de energía. A pesar de las mejoras tecnológicas, los filtros analógicos todavía poseen ciertas limitaciones en cuanto al cambio de las frecuencias de cortes y su cercanía a un comportamiento selectivo. Como alternativa se cuenta con los filtros digitales que ofrecen la comodidad de una fácil implementación y configuración de sus frecuencias de corte. Con respecto a los filtros digitales, este capítulo contiene una breve revisión de los sistemas básicos de filtrado digital; además de ejemplos de implementación y simulación, a través del asistente paquete computacional *Matlab*. Para poder evaluar el comportamiento de los filtros digitales en el contexto de la señal ECG, es de gran importancia conocer los tipos de distorsiones que se desean eliminar de esta señal.

Los filtros analógicos son implementados mediante la interconexión de dispositivos electrónicos y son orientados al tratamiento de señales en modo analógico. Sin embargo, en el caso de los filtros digitales es necesario que las

señales analógicas sean convertidas en señales digitales. Los filtros digitales, a diferencia de los analógicos, son construidos a partir de algoritmos desarrollados en lenguajes de programación. Los filtros digitales se implementan, regularmente, a través de ecuaciones en diferencia (ver ecuación 1) compuestas por una serie de coeficientes B_k que operan las muestras de la señal de entrada $x(n)$.

ECUACIÓN 1.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{L-1} B_k \cdot x(n - k)$$

La ecuación 1 ejemplifica un sistema FIR para filtros digitales. Para la ejecución del filtro FIR es necesario tener la muestra de entrada actual y un número de muestras anteriores. Este tipo de sistemas puede adquirir la configuración de pasa bajos, pasa altos, pasa banda y rechaza banda. Los valores de los coeficientes B_k se pueden calcular a través de la técnica de la ventana [30].

En *Matlab*® es posible implementar un algoritmo para el diseño de filtros pasa bajas. El primer paso es elegir el orden del filtro L , la frecuencia de muestreo F_s y las respectivas frecuencias de corte. A continuación se exponen las líneas de código con valores típicos de frecuencias de muestreo (F_s) y un valor de orden igual a 100.

En primera instancia se declaran las variables: frecuencia de muestreo (F_s), periodo de muestreo (T_s), orden del filtro (L), índice de muestras (n) y el valor de la frecuencia de corte (F_c).

$$F_s = 400;$$

$$T_s = 1/F_s;$$

$$L = 100;$$

$$n = 1:L;$$

$$F_c = 50;$$

El segundo paso es generar la respuesta al impulso del filtro. Esta función contiene el grupo de coeficientes B_k del filtro y proporcionan la característica pasa bajo del mismo. En este caso se generan los coeficientes que correspon-

den a un filtro pasa bajas con valor de frecuencia de corte F_c . Este método se denomina técnica de la ventana.

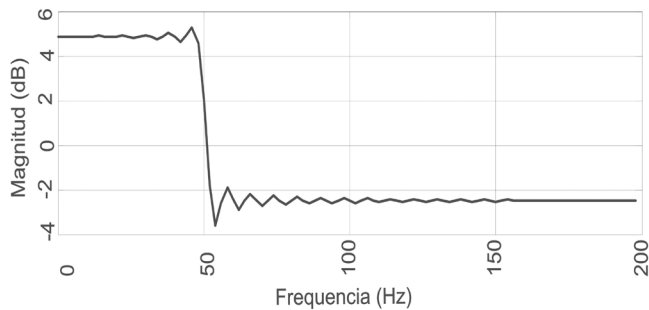
$$B = (\sin(2\pi F_c T_s (n - (L/2))) ./ (\pi (n - (L/2))));$$

$$k = L/2;$$

$$B(k) = 1;$$

Por medio de la transformada z se realiza el análisis de la respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas diseñado. La figura 13 contiene el comportamiento del filtro FIR pasa bajas. En *Matlab*, la transformada z puede ser ejecutada a través de la función: *freqz* y requiere como entrada los coeficientes del filtro y el valor de la frecuencia de muestreo.

FIGURA 13.
RESPUESTA EN
FRECUENCIA DE
UN FILTRO FIR
PASA BAJAS



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Un filtro FIR pasa bajas tiene diversas aplicaciones en la señal ECG, principalmente la de aislar componentes espectrales de alta frecuencia. También permite generar un efecto de suavizado en la señal eliminando rizados.

Cuando es necesario eliminar componentes de muy baja frecuencia, como es el caso de componentes de continua, es requerido el uso de filtros digitales pasa altas. Para diseñar un filtro FIR pasa altas, por medio de la técnica de la ventana, se utilizan las siguientes líneas de código:

$$F_s = 400;$$

$$T_s = 1/F_s;$$

$$L = 100;$$

$$n = 1:L;$$

$$F_c = 0.7;$$

$$B = (\sin(\pi*(n-(L/2))) ./ (\pi*(n-(L/2)) - (\sin(2*\pi*F_c*Ts*(n-(L/2))))).$$

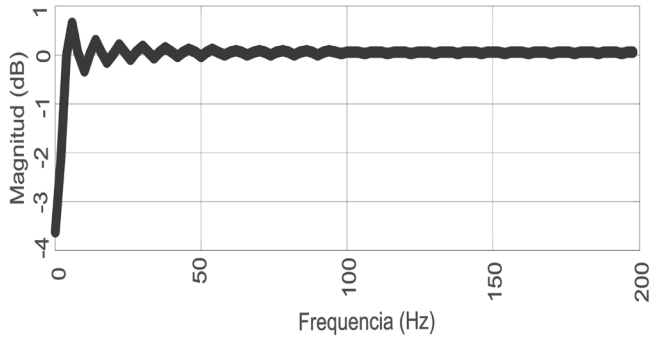
$$/(\pi*(n-(L/2)));$$

$$k = L/2;$$

$$B(k) = 1;$$

La figura 14 contiene la respuesta en frecuencia de un filtro pasa altas, generado a través de la función *freqz*.

FIGURA 14.
RESPUESTA EN
FRECUENCIA DE
UN FILTRO FIR
PASA ALTAS



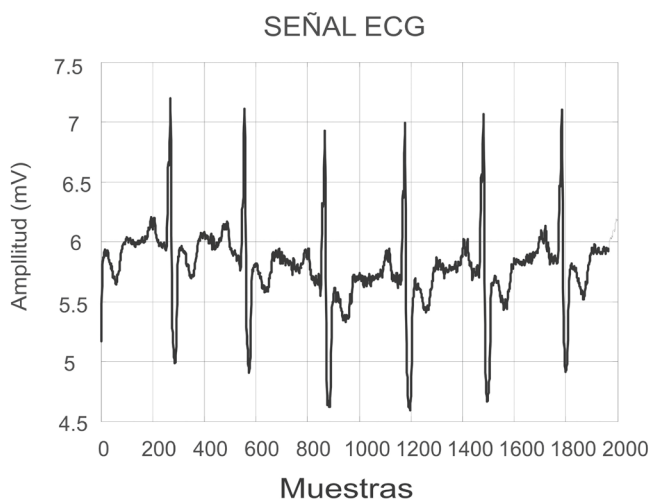
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Los filtros digitales FIR, pasa altas o pasa bajas, permiten operar las muestras adquiridas de un registro electrocardiográfico previamente digitalizado. En caso de requerir un cambio en los valores de frecuencia de corte, solo es necesario cambiar el valor de una variable y generar de nuevo el conjunto de coeficientes. No es requerido el cambio o adaptación de elementos electrónicos, como es el caso de los filtros analógicos.

Desplazamiento de la línea de base

El desplazamiento de línea de base es una distorsión que causa una oscilación en la componente de continua de la señal ECG. Esta oscilación puede causar distorsiones en las formas de ondas y su indebida detección. En la figura 15 se puede apreciar un ejemplo de señal ECG con desplazamiento de línea de base, tomada de la base de datos Physionet.

FIGURA 15.
SEÑAL ECG CON
DESPLAZAMIENTO
DE LÍNEA DE
BASE



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Una aplicación de filtros digitales *FIR*, en configuración de pasa altas, se ha utilizado en el tratamiento de la distorsión denominada: desplazamiento de la línea de base [31]. Esta distorsión se caracteriza por causar cambios en el valor de continua de la señal ECG. Tomando señales del repositorio *Physionet* [32] y con ayuda de *Matlab*®, es posible simular el efecto que puede sufrir una señal ECG al ser distorsionada por un desplazamiento de línea de base.

Las señales obtenidas en el repositorio *Physionet* son tomadas de registros electrocardiográficos de sujetos reales durante el desarrollo de investigaciones. En el repositorio se puede contar con un gestor de registro digitales: *chart - o - matic*. Con el uso del gestor, los registros de señales ECG pueden ser exportados a archivos de diferentes formatos. En este caso es necesario el uso de archivos con extensión *.mat*, los cuales son de uso del asistente matemático *Matlab*.

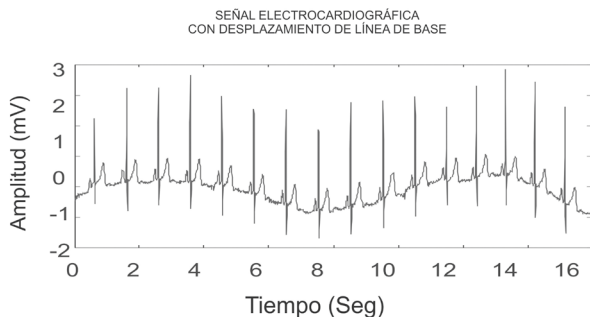
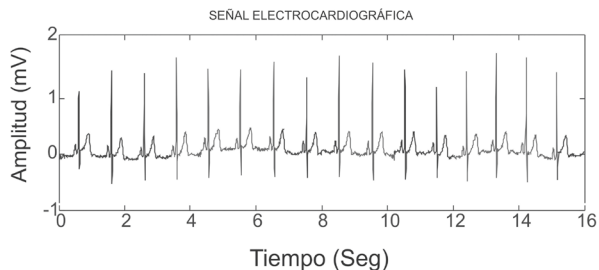
A continuación se presenta un conjunto de líneas de código que permite ejecutar la simulación de una distorsión causada por el desplazamiento de línea de base. En esta simulación se toma el archivo *ecg.mat*, el cual contiene una señal ECG del repositorio *Physionet*. Posteriormente se genera una señal sinusoidal de muy baja frecuencia, que representa el ruido. De manera consecutiva se obtiene una versión obtenida de la suma de la señal ECG y el

ruido simulado. Esta simulación se puede implementar usando las siguientes líneas de código:

```
% Cargar señal ECG almacenada en variable s en formato Mat.
loadecg
Fs = 125;
Ts = 1/Fs;
N = length(s);
n = 1:N;
t = (n-1)*Ts;
r2 = 0.3*sin(2*pi*0.1*n*(Ts));
x = s'+r2;
```

La figura 16 contiene el resultado de la simulación que permite visualizar una señal ECG con desplazamiento de línea de base. En la parte superior de la figura 14 se puede observar el registro ECG original, tomado del repositorio Physionet y almacenado en el archivo *ecg.mat*. En la parte inferior (figura 16) se puede ver la nueva versión de la señal, la cual es el resultado de la adición del ruido simulado a la señal original.

FIGURA 16.
SEÑAL ECG CON
DESPLAZAMIENTO
DE LÍNEA DE
BASE SIMULADO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

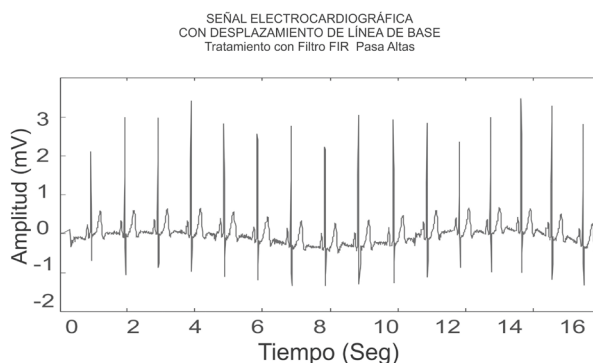
A través del comando *filter* se ejecuta el proceso de filtrado y se obtiene la señal de salida almacenada en la variable de salida (*y*). A continuación se presenta un ejemplo del uso del comando *filter*, el cual usa la variable *B* que contiene los coeficientes del filtro FIR y la variable *x* que representa la señal de entrada.

$$y = \text{filter}(B, 1, x);$$

El resultado obtenido con el comando *filter* corresponde a una versión filtrada de la señal simulada. Esta nueva versión se puede observar en la figura 17. A pesar del proceso ejecutado, todavía se puede apreciar que persiste una componente de desplazamiento de línea de base.

FIGURA 17.
TRATAMIENTO DE
DISTRORSIÓN POR
DESPLAZAMIENTO
DE LÍNEA DE
BASE A TRAVÉS
DE UN FILTRO
FIR PASA ALTAS

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



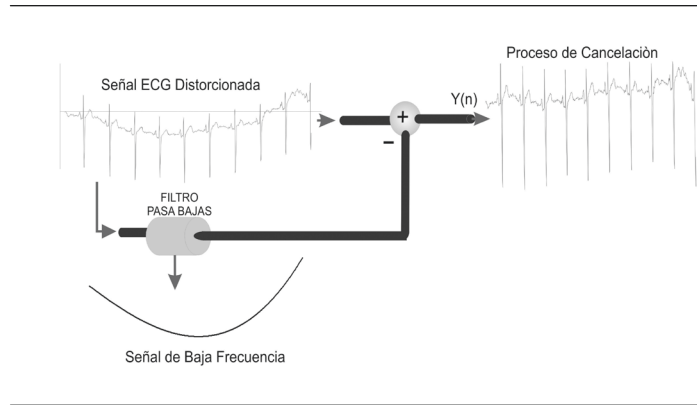
El resultado obtenido al tratar el desplazamiento de línea de base del ECG promedio de un filtro pasa altas es aceptable, ya que algunos componentes de bajas frecuencias se pueden atenuar. Se observa un retraso de grupo, que consiste en el desplazamiento de la señal en un número de muestras igual al orden del filtro pasa altos FIR. Este desplazamiento puede causar inconvenientes en el análisis de la señal ECG, ya que puede generar la pérdida de distancia temporal entre cada una de sus ondas.

Como alternativa se puede diseñar un filtro digital con base en un sistema orientado a la cancelación de señales. Este tipo de sistema está basado en la resta entre la señal de entrada y el ruido estimado. La figura 18 ilustra el diagrama de bloques de un sistema de cancelación compuesto por una señal de

entrada (en este caso es una señal ECG con desplazamiento de línea de base), un filtro pasa bajas y una etapa de sustracción.

FIGURA 18.
SISTEMA DE
CANCELACIÓN

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



El papel que desempeña el filtro pasa bajas, consiste en extraer la componente de muy baja frecuencia que causa el desplazamiento de línea de base de la señal ECG. A través de líneas de código, se implementa un filtro pasa bajas con frecuencia de corte $F_c = 0.01$ Hz, que representa un valor típico de un ruido de muy baja frecuencia. Este código tiene los valores de L , que representa el orden del filtro y tiene la finalidad de extraer la componente de baja frecuencia que causa el desplazamiento de línea de base del ECG.

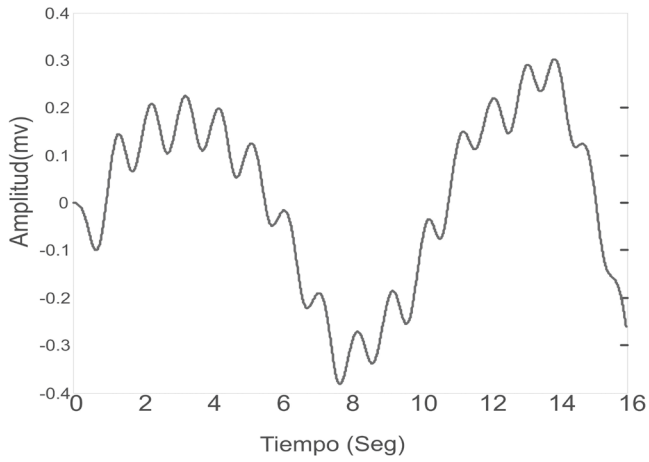
Para el desarrollo de este nuevo ensayo se ha optado por otra variedad de filtro pasa bajos. En este caso se denomina filtro promediador y consiste en un sistema discreto que genera una salida a partir del promedio con una cantidad L de muestras anteriores.

En las siguientes líneas de código se declara un valor $L = 16$, y posteriormente se genera un arreglo de datos $B2$. Este arreglo de datos posee una cantidad L de unos, y cada uno es dividido entre la variable L .

```
L = 16;
B2 = (1/L)*ones(1,L);
y2 = filter(B2,1,y1);
```

El resultado obtenido es una señal de muy baja frecuencia, que indica la tendencia del desplazamiento de línea de base. La figura 19 contiene el resultado obtenido.

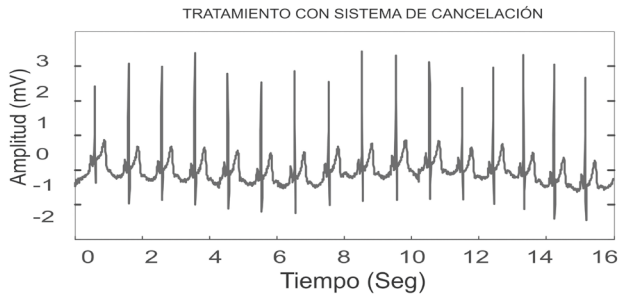
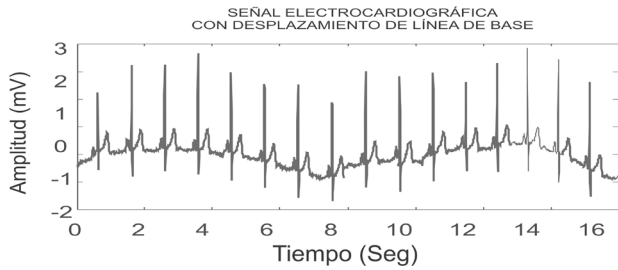
FIGURA 19.
TENDENCIA DEL
DESPLAZAMIENTO
DE LÍNEA DE
BASE



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

El sistema de cancelación se ejecuta calculando la resta entre la señal de entrada y la señal de tendencia del desplazamiento de línea de base. La figura 20 ilustra el resultado de la diferencia entre ambas señales.

FIGURA 20.
TRATAMIENTO
CON SISTEMA DE
CANCELACIÓN



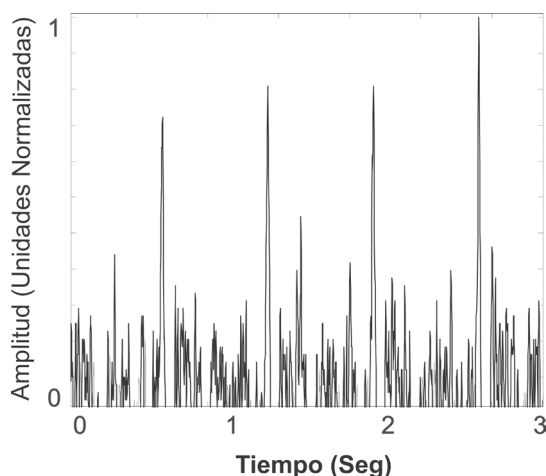
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

La ventaja del filtrado por cancelación es que permite la eliminación de un ruido sin causar distorsiones en componentes espectrales cercanos. Esta característica es importante en el tratamiento de la señal ECG, ya que en el uso de sistemas convencionales se pueden encontrar filtros digitales con características no ideales. Esto permite que sean eliminadas componentes espectrales cercanas a las propias del ruido, lo que conlleva la reducción de formas de ondas que transportan información importante en un proceso de diagnóstico [31].

Ruido de línea de potencia eléctrica

El ruido de línea de potencia eléctrica es el producto de los dispositivos eléctricos que se alimentan por medio de sistemas de corriente alterna con frecuencia de 60 Hz (sistema americano) o 50 Hz (sistema europeo). Este ruido es difícil de evitar, ya que los sistemas de alimentación de energía eléctrica son de vital importancia y están presentes en todas las infraestructuras físicas que contienen equipos orientados a la adquisición de señales electrofisiológicas. Este tipo de ruido se caracteriza por introducir rizados en la señal ECG, lo cual causa dificultad en la observación de sus formas de ondas.

FIGURA 21.
SEÑAL ECG
ADQUIRIDA CON
RUIDO DE LÍNEA
DE POTENCIA
ELÉCTRICA



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

En primera instancia, el ruido de línea de potencia eléctrica era tratado a través de filtros analógicos rechaza banda o tipo muesca. Estos tipos de filtros tienen la función de especializarse en el rechazo de componentes espectrales con un valor de frecuencia definido. Con el auge de los filtros digitales, se ha preferido realizar el tratamiento de este ruido a través de medios computacionales.

Para poder ensayar estrategias de filtrado digital rechaza banda, es necesario poder tener un modelo del ruido que se requiere eliminar. En el caso del ruido de línea de potencia eléctrica, se puede modelar a través de un sencillo esquema basado en una señal sinusoidal con frecuencia única de 60 o 50 Hz, según el sistema eléctrico. Tomando la señal ECG de la base de datos Physionet, almacenada en la variable s , se puede simular el efecto de distorsión causado por el ruido de línea de potencia. En este código se obtiene una nueva señal x , que contiene la suma de la señal ECG y una serie de tiempo con el modelo senoidal del ruido de línea de potencia eléctrica.

El código sugerido es el siguiente:

$$T_s = 0.008;$$

$$F_s = 1/T_s;$$

$$N = \text{length}(s);$$

$$n = 1:N;$$

$$t = (n-1)*T_s;$$

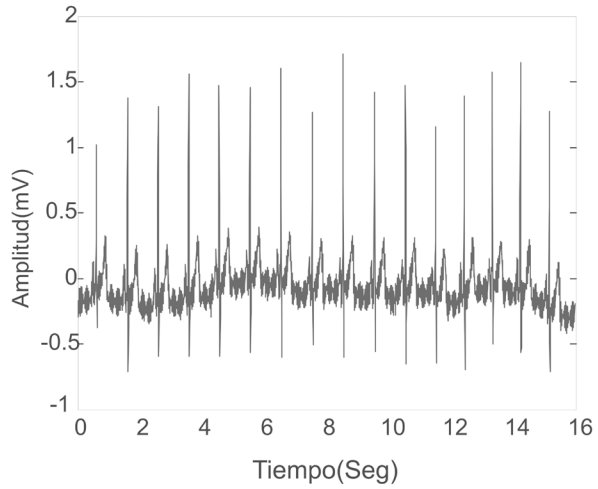
$$r = 0.1*\sin(2*\pi*60*n*T_s);$$

$$x = s+r';$$

La figura 19 contiene un ejemplo de distorsión causado por el ruido de línea de potencia eléctrica en una señal ECG. En la figura 22 se puede ver que la señal ECG posee un rizado, el cual es característico de la distorsión causada por el ruido de línea de potencia eléctrica.

Cabe mencionar que el ruido de línea de potencia eléctrica no es la única fuente de rizados en la señal ECG. Pueden existir otros ruidos con componentes espectrales de alta frecuencia que generan distorsiones similares, causadas por movimientos musculares o por otros sistemas fisiológicos. En estos escenarios es necesario utilizar análisis de la señal ECG en un dominio diferente al del tiempo. Un tipo de análisis es el basado en la Transformada

FIGURA 22.
SIMULACIÓN
DE UNA SEÑAL
ECG CON RUIDO
DE LÍNEA DE
POTENCIA
ELÉCTRICA

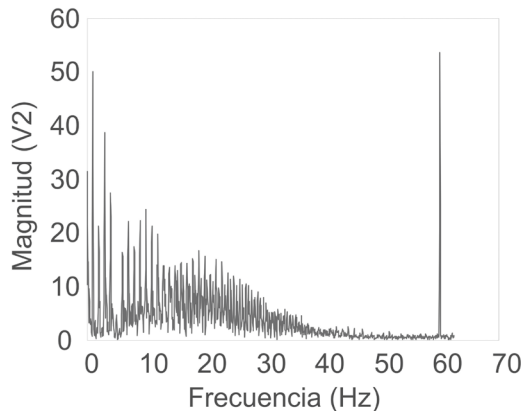


FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés), el cual permite comparar la señal bajo estudio con modelos sinusoidales. La figura 20 contiene el espectro en magnitud de una señal ECG con ruido de línea de potencia eléctrica, calculado a través de la FFT.

Por medio de la FFT, se puede verificar cómo el espectro de una señal ECG evidencia la presencia de un ruido de línea de potencia. La figura 23 ilustra un pico en magnitud localizado en la frecuencia de 60 Hz en el espectro de la señal ECG.

FIGURA 23.
ESPECTRO EN
MAGNITUD DE
UNA SEÑAL
ECG CON RUIDO
DE LÍNEA DE
POTENCIA
ELÉCTRICA



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Una forma común de tratar el ruido de línea de potencia es a través de un filtro digital FIR tipo muesca (*notch*). Por medio de la técnica de diseño de filtros FIR, basada en la colocación de ceros, se genera una variable $B1$ que contiene el valor de la frecuencia que se requiere atenuar [33].

Se pueden utilizar las siguientes líneas de código:

$$B0 = 1;$$

$$B2 = 1;$$

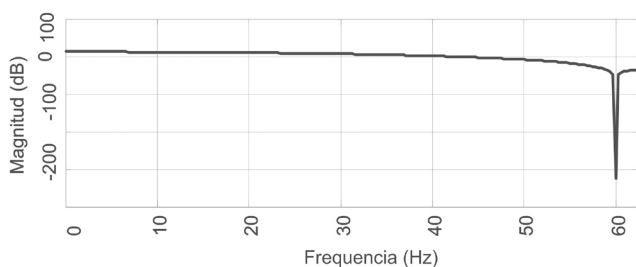
$$B1 = -2 * \cos(2 * \pi * (60 / (Fs)));$$

$$B = [B0 \ B1 \ B2];$$

La figura 24 contiene el análisis en el dominio de la frecuencia del filtro FIR tipo muesca para eliminar una componente espectral de 60 Hz.

FIGURA 24.
RESPUESTA EN
FRECUENCIA DE
UN FILTRO FIR

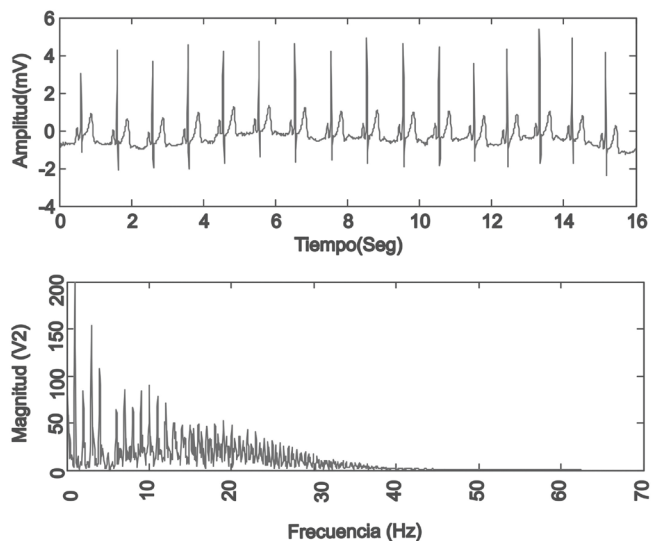
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



En el análisis del dominio de la frecuencia del filtro digital tipo Notch (figura 21), se puede observar una atenuación de más de 200 decibeles en la frecuencia de 60 Hz. De todas formas, también se puede observar que el filtro diseñado no es ideal, lo que se puede evidenciar en las atenuaciones que puede generar en componentes espectrales cercanas a la frecuencia del ruido.

La figura 25 ilustra el resultado obtenido al utilizar el filtro FIR muesca sobre la señal ECG. Se puede apreciar, en el espectro en magnitud, la ausencia de la componente de 60 Hz. El resultado contenido en la figura 22 también permite evidenciar que el resultado no viene de un filtro digital ideal y se puede notar en la presencia de algunos rizados a lo largo de la señal ECG obtenida.

FIGURA 25.
TRATAMIENTO
DE UN ECG
EJECUTADO CON
UN FILTRO FIR
MUESCA



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Los sistemas de acondicionamiento de señales cumplen la tarea de amplificar y establecer el ancho de banda de la señal ECG. Esto garantiza el rechazo de posibles ruidos con componentes espectrales de frecuencia externas al ancho de banda propio de la señal ECG.

Pero, teóricamente, se ha estudiado que muchos ruidos que causan distorsiones en la señal ECG poseen componentes espectrales con valores de frecuencia contenidos en el ancho de banda de la señal bajo estudio. Esto no permite una debida atenuación por parte del sistema de acondicionamiento de señales.

En este capítulo se ha estudiado los sistemas convencionales de filtrados digitales, los cuales son implementados a través de algoritmos basados en ecuaciones en diferencia (ver ecuación 1). Estos algoritmos operan sobre las muestras obtenidas del proceso de conversión análogo a digital de la señal ECG.

Los sistemas basados en filtros digitales FIR cumplen una labor importante que consiste en atenuar las distorsiones causadas por señales no deseadas, las cuales no son debidamente atenuadas por el sistema de acondicionamiento de señales. Los filtros FIR son de fácil implementación y requieren el uso

de la muestra actual de entrada y las muestras anteriores. La cantidad de muestras anteriores requeridas dependen del orden del filtro FIR escogido.

Como se pudo ver en este capítulo, los filtros digitales son diseñados bajo una estrategia matemático que está en función de la frecuencia de muestreo y los valores de frecuencia de corte. Esta estrategia matemática da como resultado una serie de coeficientes que hacen parte de la ecuación en diferencias. Este esquema ofrece estabilidad y una respuesta en tiempo y frecuencia estática. Una gran debilidad de los filtros digitales es causada por su comportamiento estático, el cual no tiene la capacidad de adaptarse ante los cambios en tiempo y frecuencia que pueda tener una interferencia.

La transformada z , utilizada a través del comando *freqz*, es de gran importancia en el proceso de diseño de filtros digitales FIR. Este análisis permite observar el comportamiento en el dominio de la frecuencia del filtro, permitiendo determinar las atenuaciones en las bandas de paso y de rechazo.

Como se puede ver en las simulaciones (figuras 25 y 21), los filtros digitales convencionales no siempre logran atenuar las distorsiones. Por lo cual es necesario contemplar esquemas avanzados de filtrado digital que tengan la capacidad de adaptar su comportamiento a los cambios dinámicos de cada interferencia.

Un ejemplo de sistemas alternativos de filtrados es mostrado en este capítulo y está basado en la cancelación de señales. Este tipo de sistemas requiere de la generación de una señal de referencia que estima el comportamiento del ruido que causa la distorsión de la señal ECG.

El siguiente capítulo presenta otras alternativas de sistemas de filtrados con capacidad de adaptación. Específicamente se abordará el esquema de los filtros adaptativos.

SISTEMAS DE FILTRADO ADAPTATIVO APLICADO AL TRATAMIENTO DIGITAL DEL ELECTROCARDIOGRAMA

En el capítulo anterior fueron presentados los sistemas de filtrado digital tipos FIR. Estos sistemas están basados en un algoritmo que toma un conjunto de muestras de la señal de entrada (en este caso señal ECG) y los opera con un conjunto de coeficientes para generar la muestra de salida. Estos esquemas de filtrado digital son estáticos, lo cual quiere decir que su función de transferencia y respectiva respuesta en frecuencia no cambian con el tiempo. Esto conlleva que las frecuencias que son atenuadas siempre son las mismas. Diversos estudios sobre ruidos que afectan la señal ECG han aportado información que lleva a la conclusión que sus componentes espectrales pueden cambiar con respecto al tiempo. Por lo cual, en condiciones más realistas, los sistemas de filtrado digital FIR no siempre poseen la capacidad de atenuar las distorsiones, ya que no pueden cambiar su respuesta en frecuencia, en caso de un comportamiento dinámico.

Los sistemas de filtrado adaptativo tienen la capacidad de cambiar su función de transferencia, acorde a las señales de entrada y sus propiedades. Estos sistemas son implementados a través de algoritmos que realizan un proceso de actualización de los coeficientes que hacen parte de la estructura interna

del filtro. Esta actualización permite mejorar la respuesta en frecuencia del sistema de filtrado.

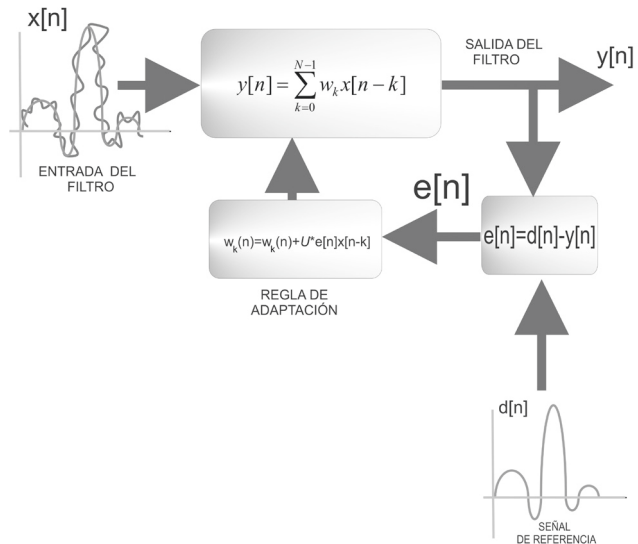
En el presente capítulo se ofrece al lector la oportunidad de obtener una introducción a los sistemas adaptativo de filtrado FIR. El capítulo se centra en el esquema tipo Wiener, el cual requiere una señal de entrada y otra señal de referencia que representa la salida ideal: una versión sin distorsión de la señal de entrada.

Sistema adaptativo basado en un filtro digital FIR

Un sistema adaptativo basado en un filtro digital FIR se puede representar con un diagrama de bloques, como el de la figura 26. En el diagrama de bloques se puede observar que el sistema adaptativo utiliza como entrada la señal $x[n]$ y la señal de salida $y[n]$. La señal $e[n]$ corresponde a la señal de error que se genera a partir de la señal $y[n]$ y una señal de referencia $d[n]$.

La señal de referencia puede ser estimada de diversas maneras, por lo general corresponde a una versión de la señal de entrada. Desde el punto de vista matemático, se puede asumir que la señal de entrada equivale a la suma de la señal de referencia y el ruido que se requiere eliminar.

FIGURA 26.
DIAGRAMA DE
BLOQUES DE
UN SISTEMA
ADAPTATIVO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

El sistema adaptativo (figura 26) está conformado por un filtro digital convencional FIR. Este filtro parte de una ecuación en diferencia conformada por los pesos w_k que son computados con las muestras de la señal de entrada $x[n]$. Ver ecuación 2.

ECUACIÓN 2.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} w_k x[n-k]$$

El proceso de filtrado produce la salida $y[n]$ que es comparada con una señal de referencia denominada $d[n]$. La diferencia entre $y[n]$ y $d[n]$ constituye una señal de error $e[n]$, que es luego llevada a otra etapa que posee una regla de adaptación (ver ecuación 3) donde se modifican los coeficientes w del filtro con el objetivo de eliminar el error.

ECUACIÓN 3.

$$W(k) = W(k) + \mu \cdot e[n] \cdot x[n-k]$$

La regla de adaptación, descrita en la ecuación 3, posee la variable μ que corresponde al coeficiente de adaptación. Este valor se puede calcular a partir de las muestras de la señal de entrada $x(n)$ [34]. Ver ecuación 4.

ECUACIÓN 4.

$$\mu = \frac{1}{2 \cdot \sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2}$$

Los sistemas adaptativos han tenido aplicaciones en el tratamiento digital de la señal ECG. En el caso del ruido de línea de potencia eléctrica, este tipo de filtro representa una alternativa cuando la frecuencia central no corresponde exactamente a 60 Hz y posee cambios en su valor.

A través de las siguientes líneas de código, se puede simular en Matlab cómo será el comportamiento del escenario planteado con un modelo sinusoidal

de variación de frecuencia de la señal de tensión de la línea de potencia eléctrica. Este modelo representa un escenario más cercano a la realidad de un ruido, en el cual su componente espectral varía con respecto al tiempo. En el caso de un filtro FIR tipo *notch*, no sería posible la adecuada atenuación de la respectiva distorsión generada.

A continuación se presenta una propuesta de programa orientado a la simulación de un escenario que visualiza una señal ECG contaminada con un ruido de línea de potencia eléctrica con una situación dinámica. Las líneas de código toman una señal ECG almacenada en la variable *s* con frecuencia de muestreo *Fs* y una cantidad de muestras *N*.

Posteriormente se crea el arreglo de datos de datos *frec* que representa una función sinusoidal que modela los cambios del valor de la frecuencia central del ruido de línea de potencia eléctrica. La función que modela el cambio de valor de frecuencia tiene un nivel medio con valor de 60 (corresponde a la frecuencia central) y la variación sinusoidal permite que varíe entre 60.9 y 59.9.

```

Ts = 0.008;
Fs = 1/Ts;
N = length(s);
n = 1:N;
t = (n-1)*Ts;
frec = 0.9*cos(2*pi*0.05*n*Ts)+60;
figure
plot(frec)

```

De manera consecutiva se procede a generar el arreglo de datos *r* que contiene una señal sinusoidal con un valor de frecuencia central que varía con cada iteración.

```

for n =1:N
r(n) = 0.4*cos(2*pi*frec(n)*n*Ts);
end
x = s+r';

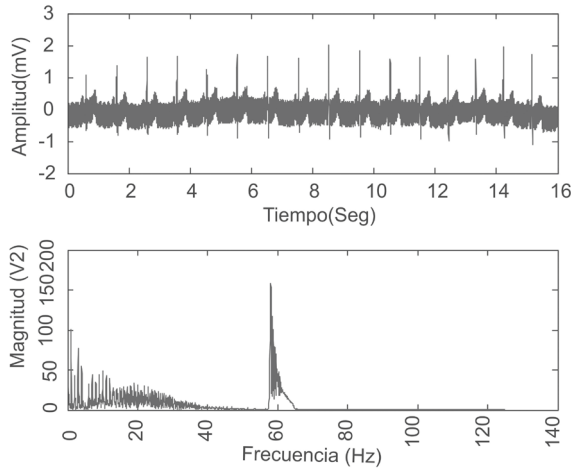
```

La figura 27 ilustra, en el dominio del tiempo y de la frecuencia, la señal ECG distorsionada por un ruido de línea de potencia eléctrica con frecuencia

variable. En la magnitud del espectro obtenido se puede apreciar la presencia de diferentes picos en la frecuencia de 60 Hz y en sus valores vecinos. Esta presencia de picos es evidencia del modelo sinusoidal de variación del valor central de la frecuencia del ruido simulado.

FIGURA 27.
SEÑAL ECG
DISTORSIONADA
POR RUIDO
DE LÍNEA DE
POTENCIA
ELÉCTRICA CON
FRECUENCIA
CENTRAL
VARIABLE

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Si este escenario es tratado con un filtro digital FIR tipo muesca, no será posible obtener resultados positivos. Como se puede ver en la figura 24, las componentes espectrales del ruido están dispersas en el espectro de la señal ECG.

Tomando como señal de entrada $x[n]$, la señal electrocardiográfica contaminada con ruido de línea de potencia eléctrica con frecuencia central variable y la variable $d[n]$, como la señal electrocardiográfica libre de distorsiones, se describen a continuación las líneas de código (para el asistente Matlab®) para el diseño de un filtro rechaza banda por medio de la arquitectura de filtrado adaptativo:

En esta primera etapa del programa propuesto se realiza la inicialización de un arreglo de datos B . Este arreglo posee los espacios en memoria de los coeficientes del sistema adaptativo de filtrado.

% inicialización de los coeficientes

$B = \text{zeros}(1,60);$

$B(1) = 1;$

$L = \text{length}(B);$

En la segunda parte del código se calcula el coeficiente de adaptación, a partir de las muestras de la señal de entrada.

% Cálculo del paso de coeficiente de μ

$\text{Paso } U = 1/(2*\text{sum}(x.^2));$

La tercera parte del código ejecuta el proceso de adaptación del filtro y se encarga de tomar los valores de los coeficientes y calcular la muestra de la señal de salida. Luego, se calcula el error a través de la resta de la muestra de señal de salida y de la señal de referencia.

% proceso de adaptación del filtro

for $n = L+1:N$

$c = 0;$

for $k = 1:L$

$c = c+B(k)*x(n-k);$

end

$y(n) = c;$

$e(n) = d(n)-y(n);$

% cálculo de los nuevos valores de coeficientes

for $k = 1:L$

$B(k) = B(k)+e(n)*\text{paso}U*x(n-k);$

end

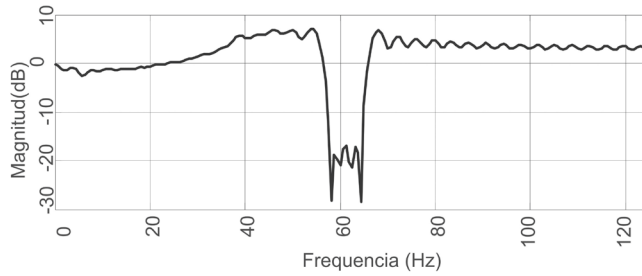
% fin de las iteraciones

end

El resultado del proceso de adaptación genera un conjunto de coeficientes que permiten la implementación de un filtro FIR óptimo para solucionar el problema del ruido. La figura 28 ilustra la respuesta en frecuencia del nuevo sistema discreto que está conformado por los coeficientes adaptados.

FIGURA 28.
RESPUESTA EN
FRECUENCIA
DE UN FILTRO
FIR CON
COEFICIENTES
CALCULADOS A
PARTIR DE UN
PROCESO DE
ADAPTACIÓN

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



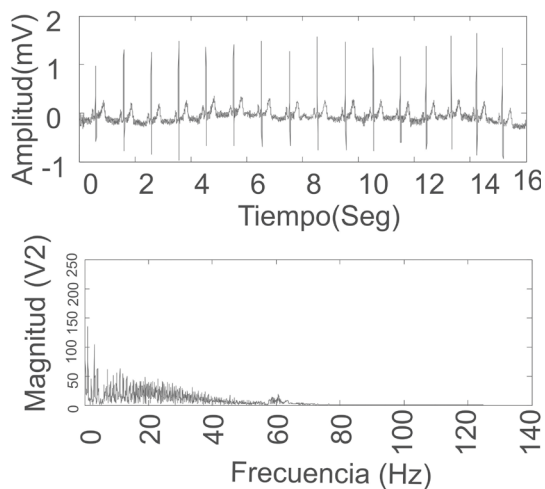
El resultado contenido en la figura 28 ilustra que la respuesta en frecuencia del filtro posee una forma característica, generada por el proceso de adaptación. La banda de rechazo tiene una forma similar acorde con las frecuencias que contiene el ruido simulado. Los coeficientes aportados por el proceso de adaptación pueden ser utilizados para la implementación de un filtro FIR. En caso de que las características del ruido vuelvan a cambiar, los valores de los coeficientes deben ser respectivamente actualizados en un nuevo proceso de adaptación.

El proceso de adaptación puede verse como un método para el diseño de filtros FIR, en el cual no se tiene información exacta de los valores de frecuencia de las componentes que se requieren conservar y las que son requeridas para ser rechazadas. Por lo cual, el resultado final del filtro adaptativo no es generar una señal de salida, es más bien el cálculo de valores de coeficientes para obtener un comportamiento óptimo de filtrado.

Al utilizar los coeficientes calculados a partir del proceso de adaptación se pone a prueba el comportamiento del nuevo filtro digital FIR. La figura 29 contiene el resultado del tratamiento digital de la señal ECG con ruido de línea de potencia eléctrica de frecuencia variable.

FIGURA 29.
TRATAMIENTO
DE LA SEÑAL
ECG CON UN
FILTRO FIR
COMPUESTO DE
COEFICIENTES
CALCULADOS EN
UN PROCESO DE
ADAPTACIÓN

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



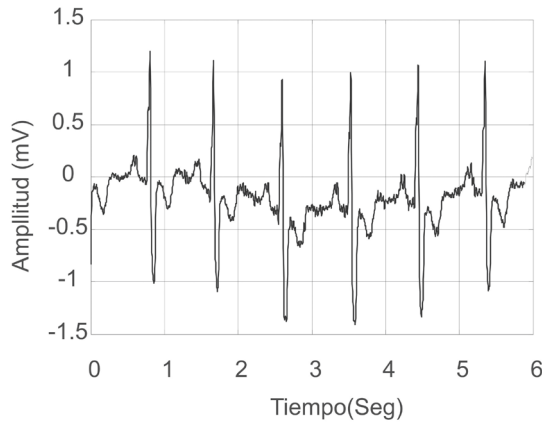
Generación de una señal de referencia a partir de regresión polinomial

En los sistemas de filtrados adaptativos surge el reto del diseño de estrategias para obtener una señal de referencia. El camino sugerido es acudir a la señal de entrada del sistema adaptativo y extraer la señal de referencia a través de una técnica matemática. En el caso del tratamiento digital de la señal ECG, este reto ha sido utilizado para atenuar la distorsión causada por el desplazamiento de la línea de base. Por lo general, este tipo de ruido es generado al interior de sistemas fisiológicos cercanos al cardiovascular, como es el caso del sistema respiratorio. También es incentivado por la actividad muscular generada, por ejemplo, mediante movimientos de brazos y piernas durante la adquisición de la señal ECG. Matemáticamente, se puede afirmar que el desplazamiento de línea de base es de carácter aditivo con respecto a la señal ECG, en cuyo caso es posible modelarlo a través de señales sinusoidales de muy baja frecuencia (inferior a 1 Hz).

A continuación se tomarán como objeto de estudio señales ECG con desplazamiento de línea de base y se expondrá, paso a paso, una propuesta de construcción de código en el asistente Matlab para implementar una técnica de estimación del ruido. El primer paso es contar con la señal de estudio y se

recurre nuevamente a una señal ECG tomada de la base de datos Physionet que está distorsionada por un desplazamiento de su línea de base. La figura 30 ilustra la señal seleccionada.

FIGURA 30.
SEÑAL ECG
TOMADA DE LA
BASE DE DATOS
PHYSIONET CON
DESPLAZAMIENTO
DE LA LÍNEA DE
BASE



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Como se puede ver en la figura 30, el desplazamiento de línea de base es descrito por una curva suave o de muy baja frecuencia. Como método básico para obtener un indicador de este desplazamiento en función del tiempo, se puede optar por el cálculo de valores promedio a lo largo de la señal. Los valores promedio se calculan usando segmentaciones consecutivas de la señal ECG y cada segmento posee un valor de muestras cercano a la duración del complejo QRS. Los valores promedio de la señal de entrada constituyen la materia prima de la señal de referencia [35].

El algoritmo expuesto en las siguientes líneas de código describe el proceso implementado en Matlab®. En las siguientes líneas de código es utilizada la variable temporal c para calcular el promedio y proporcionar la variable vma , que contiene los valores promedio calculados para una ventana móvil de 200 muestras. En este caso, el tamaño de la venta fue escogido debido a que el valor de 200 muestras es en promedio la duración del ciclo cardíaco en la señal ECG.

% Valores promedio de la señal ECG

% La señal ECG de entrada está almacenada en la variable p.

```
vma (1:2000) = 0;
```

```
z = 0;
```

```
for r = 1:10
```

```
  c = 0;
```

```
  fori = 1:200
```

```
    c = p(i+z)+c;
```

```
    xi = c;
```

```
  end
```

```
  vma(r) = (1/200)*c;
```

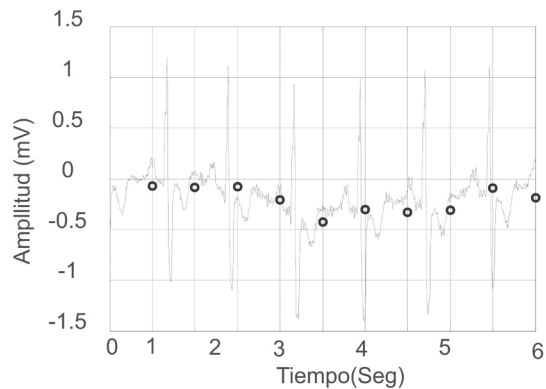
```
  z = z + 200;
```

```
  a(z) = a(r);
```

```
end
```

La figura 31 ilustra los datos extraídos de la señal ECG de entrada, almacenados en la variable *vma*. El resultado obtenido permite verificar que los círculos que corresponden a cada valor de la variable *vma* indican la variación en el tiempo del desplazamiento de la línea de base.

FIGURA 31.
SEÑAL ECG
Y VALORES
PROMEDIOS
CALCULADOS



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

El siguiente paso, en este procedimiento, es el de poder obtener el modelo matemático que describa una curva con la capacidad de unir todos los valores contenidos en la variable *vma*. A través de técnicas de interpolación polinomial se pueden tomar los datos correspondientes a los valores promedios de la señal ECG para generar una curva que modele el desplazamiento de línea de base. Esta curva se convierte en una función de referencia para ser utilizada en un sistema de cancelación.

Tomando las parejas de datos que corresponden al valor medio y su posición, se utiliza la función *interp1* con la finalidad de generar el arreglo de datos *r*, a través de la técnica de interpolación cúbica:

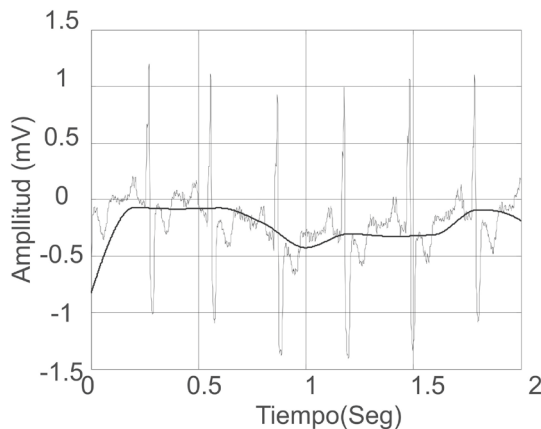
```
[p(1) a];
n = 1:N;
z = 0:200:N;
r = interp1(z,a,n,'cubic');
```

Con el fin de mejorar el desempeño del código, se recomienda utilizar como valores iniciales y finales los mismos de la señal ECG original.

La figura 32 ilustra el resultado del proceso de interpolación. Se puede apreciar la curva almacenada en la variable *r*.

FIGURA
32. CURVA
GENERADA A
TRAVÉS DEL
PROCESO DE
INTERPOLACIÓN
CÚBICA

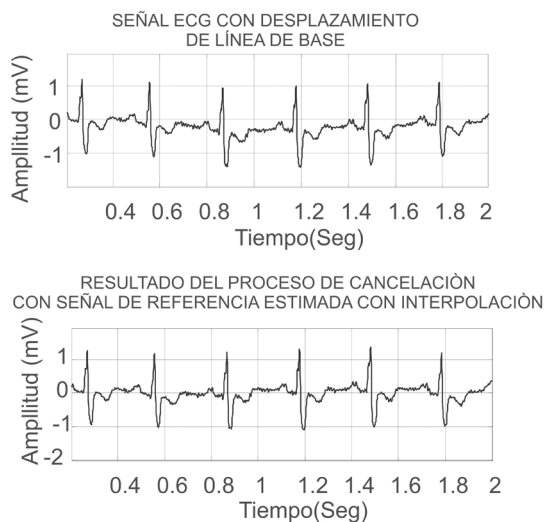
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



La curva generada en este experimento corresponde a una estimación del modelo del ruido; además se puede asumir que es la curva que se ha adicionado a la señal ECG. Utilizando el diagrama de bloques del sistema de cancelación, expuesto anteriormente en la figura 18, se puede realizar el ensayo para utilizarlo como insumo para el tratamiento del desplazamiento de línea de base.

El proceso de atenuación de la distorsión es ejecutado mediante una resta entre la señal ECG con desplazamiento de línea de base y la función de referencia (figura 33). En este caso, la señal de referencia es obtenida a través de un proceso de interpolación de datos extraídos de la señal de entrada.

FIGURA 33.
RESULTADO DEL
PROCESO DE
CANCELACIÓN



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Los sistemas adaptativos representan una alternativa para la remoción de los efectos causados por las distorsiones de línea de potencia eléctrica y desplazamiento de la línea de base. Al atenuar las distorsiones se obtiene un registro electrocardiográfico con gran información contenida en cada una de sus ondas.

Los sistemas adaptativos de filtrado pueden tener diferentes configuraciones, en este caso se han analizado el esquema de Winier y los sistemas de cancelación con extracción de la señal de referencia.

El esquema de Winier no solo permite filtrar la señal ECG, también es un método para obtener el valor adecuado de los coeficientes del filtro digital con un comportamiento óptimo de respuesta en frecuencia.

El sistema de cancelación también es un esquema de filtrado adaptativo, ya que la señal de referencia cambia de igual manera como lo puede hacer el ruido que causa la distorsión en la señal ECG.

TÉCNICAS PARA MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDÍACA

Uno de los parámetros más importantes del registro electrocardiográfico consiste en la medición de la frecuencia cardíaca instantánea. Este parámetro es estimado a través de mediciones de tiempo entre cada una de las ondas R del complejo cardíaco. Por lo cual es necesario el diseño y la implementación de algoritmos para la detección de la onda R. La frecuencia cardíaca es un parámetro determinado por el tiempo entre cada latido del corazón. Este parámetro se calcula a partir del tiempo entre cada onda R del complejo cardíaco.

La medición de la frecuencia cardíaca se puede hacer a través de técnicas basadas en circuitos analógicos y digitales que captan la ocurrencia en el tiempo de una onda R del complejo cardíaco. En la actualidad predominan las estrategias fundamentadas en el tratamiento digital de señales, que utilizan técnicas basadas en filtros digitales para el realce de la onda R. Además de la señal electrocardiográfica, también es utilizada la señal de pulso oximetría. Esta señal genera una curva que está en fase con el ECG y es producto de los cambios de saturación de oxígeno en la sangre.

La detección de la onda R es posible después de cumplir con la correcta implementación del sistema de acondicionamiento de señal y un conjunto de algoritmos basados en filtros digitales. Esto último, con el fin de contar con una señal ECG libre de distorsiones, ya que estas pueden impedir la correcta detección de la onda R. Además, las distorsiones pueden causar la presencia de formas de ondas similares al complejo QRS y pueden generar falsas detecciones que conlleven datos erróneos de la frecuencia cardíaca. En el caso del desplazamiento de línea de base, puede acontecer la no detección de ondas R existentes.

El objetivo de este capítulo es proporcionar un resumen de las diferentes técnicas para la detección de la onda R y la medición de la frecuencia cardíaca. En primera instancia se citarán los métodos basados en circuitos electrónicos, los cuales realizaban la detección de la onda R a partir de la señal ECG en versión analógica. Consecutivamente, son presentados los métodos basados en el tratamiento digital de señales, que son orientados a la manipulación de muestras obtenidas después de la conversión analógica a digital de la señal ECG.

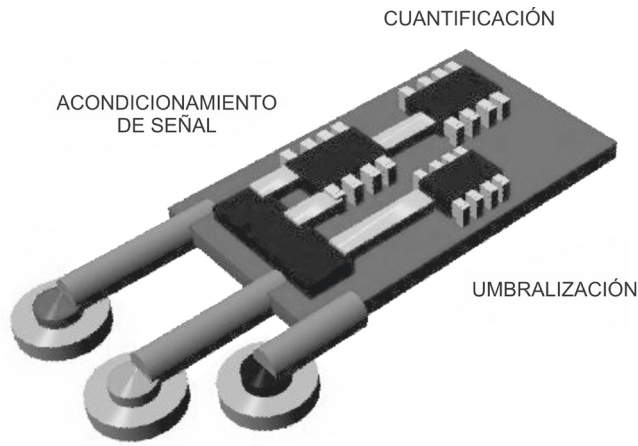
Técnicas basadas en circuitos electrónicos

El cálculo de la frecuencia cardíaca puede ser obtenido a través de la implementación de sistemas básicos basados en circuitos electrónicos. Como se puede ver en la figura 34, de manera sucesiva a una etapa de acondicionamiento de la señal se puede conectar un sistema de umbralización y una etapa de cuantificación.

El sistema de umbralización consiste en la detección de valores de amplitud igual o por encima de un nivel de voltaje preestablecido. La etapa de cuantificación permite calcular el tiempo entre cada detección aportada por el sistema de umbralización.

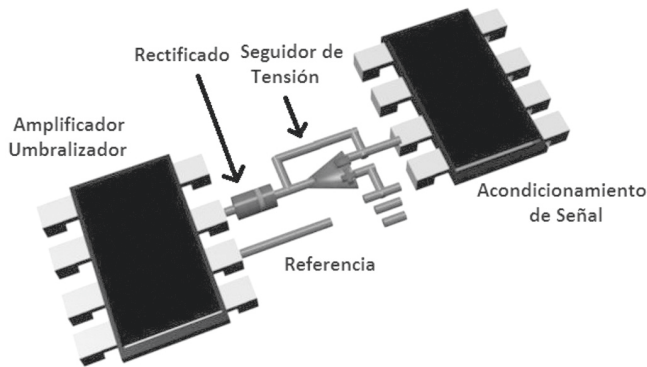
El sistema de umbralización puede estar compuesto por un amplificador en configuración de seguidor de tensión que cumple la labor de generar una etapa de alta impedancia a la salida del sistema de acondicionamiento de señal [21], [22]. De manera continua se puede colocar una etapa de rectificación de media onda (figura 35).

FIGURA 34.
SISTEMA
ELECTRÓNICO
PARA MEDICIÓN
DEL TIEMPO
ENTRE ONDAS R



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

FIGURA 35.
SISTEMA DE
UMBRALIZACIÓN



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

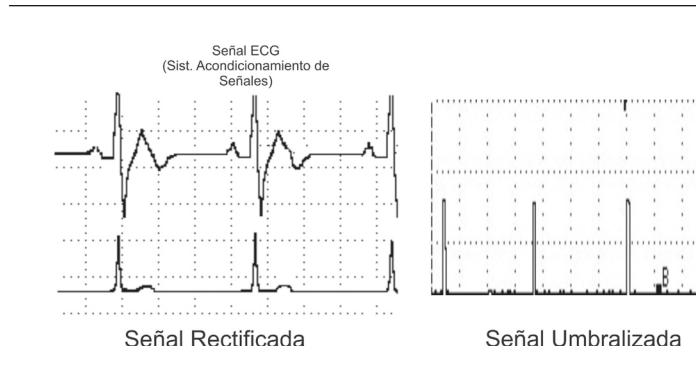
El sistema de rectificado está conectado a un amplificador umbralizador, el cual tiene el papel de generar una señal binaria en fase a la onda R del complejo cardíaco. El amplificador umbralizador posee una entrada, denominada referencia. Esta entrada tiene la función de proporcionar un valor de tensión que equivale al valor umbral.

La salida del amplificador umbralizador se compone de una señal binaria, cuyo valor unitario está en fase con la onda R del complejo cardíaco. La figura 36 ejemplifica una imagen de una señal adquirida con un osciloscopio digital,

contiene una señal ECG y la salida de dos etapas: rectificación y umbralización.

FIGURA 36.
SEÑAL ECG
UMBRALIZADA
POR MEDIO DE
UN CIRCUITO
ELECTRÓNICO

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

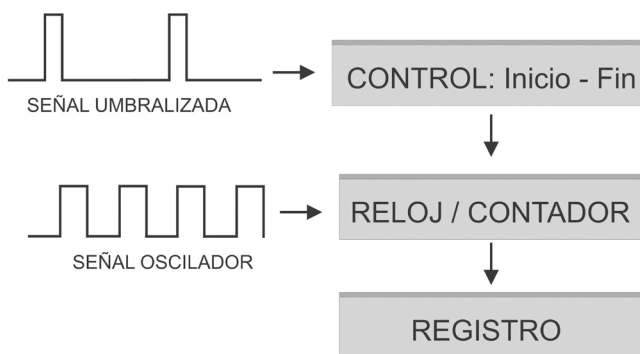


Luego de la umbralización se pasa a una etapa de cuantificación. Esta etapa permite contabilizar el tiempo entre cada valor unitario, tomando como referencia cada detección aportada por la señal umbralizada.

La etapa de cuantificación puede ser implementada mediante el uso de circuitos digitales como por ejemplo un micro controlador. La figura 37 contiene un diagrama de bloques que indica los componentes principales para la implementación de un circuito de cuantificación. Este sistema toma la señal umbralizada y la utiliza como una señal de control que proporciona el inicio y final de un contador. La salida del sistema de cuantificación es un registro que contiene el tiempo entre cada onda R del complejo cardíaco.

Los sistemas basados en *hardware* poseen algunas desventajas a la hora de realizar el proceso de umbralización de la señal ECG y la detección de la onda R. En primer lugar, no pueden adaptarse a las irregularidades de la señal ECG, ya que cada sujeto puede presentar proporciones distintas en las diferentes formas de ondas.

FIGURA 37.
SISTEMA DE
CUANTIFICACIÓN



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Técnicas basadas en tratamiento digital de señales

La onda R corresponde al valor positivo de mayor magnitud que se encuentra en el registro electrocardiográfico. Esta onda está precedida por la onda Q y luego aparece la onda S. La detección de la onda R es un proceso que permite la cuantificación de la frecuencia cardíaca instantánea y es la base de diferentes tipos de análisis del sistema cardiovascular y nervioso autónomo [36]. Al transformar la señal ECG analógica en una versión discreta, se deben conservar las propiedades de la onda R que la permiten diferenciarse de las demás ondas del complejo cardíaco.

En esta sección se exponen otras aplicaciones de los filtros digitales, en las cuales no se requiere eliminar o atenuar una distorsión. En este caso, los filtros digitales orientan su función a permitir la detección de una forma de onda particular.

Los bancos de filtros

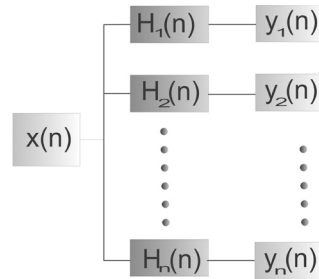
En muchas ocasiones, la forma de onda particular posee componentes contenidas dentro del espectro de la señal bajo estudio. Sin embargo, no se puede tener un modelo determinístico para establecer los valores de frecuencias que limitan la ubicación en el espectro de las componentes asociadas a la forma de onda.

Los bancos de filtros son una forma eficiente de encontrar el rango de frecuencias del espectro de una señal ECG que contiene las componentes espectrales de la onda R. La estructura principal de un banco de filtros consiste

en tener una señal de entrada $x[n]$ que es tratada por una serie de filtros con respuesta al impulso $H[n]$, donde n indica la numeración del filtro. Esta estructura genera como salida, diferentes versiones de la señal de entrada $x[n]$. La figura 38 ilustra un diagrama de bloques de un sistema de banco de filtros.

FIGURA 38.
ESTRUCTURA DE
UN BANCO DE
FILTROS

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Cada filtro contenido en la estructura de este banco posee valores definidos de frecuencia de corte. Por lo general se definen como filtros pasa banda y sus respectivos valores de frecuencia de corte son consecutivos.

A través de las siguientes líneas de código en Matlab® se puede implementar un banco de filtros. El primer paso consiste en establecer el rango de frecuencias:

```
F = [ 0.1 10 ; 10 20; 20 30; 30 40];
wn = F/(Fs/2);
```

El segundo paso es generar la familia de funciones $H(n)$:

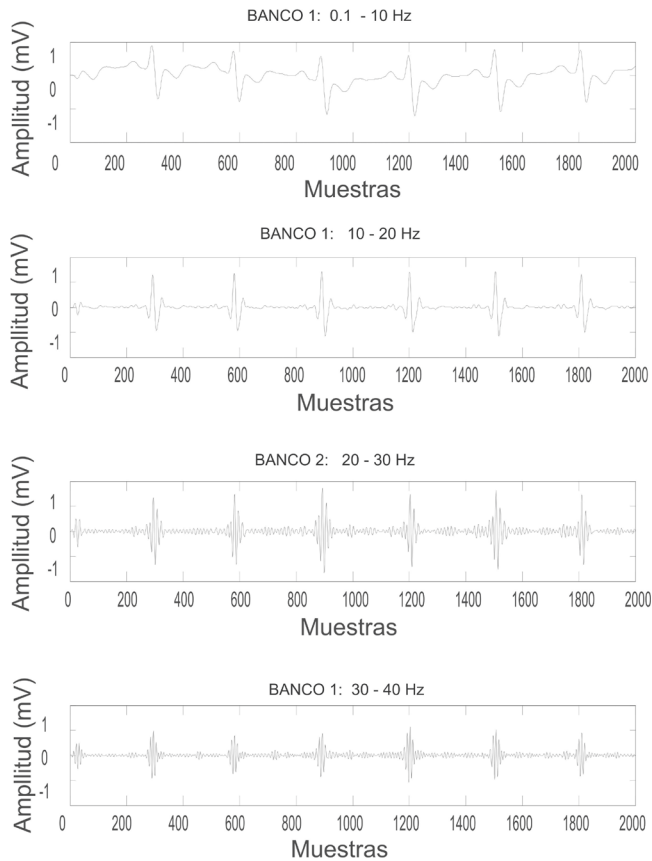
```
Fori = 1:4
H(i,:) = fir1(50,wn(i,:), 'bandpass');
end
```

Para ejecutar el banco de filtros se implementa la siguiente rutina iterativa:

```
for n = 1:4
XN(n,:) = filter(H(n,:),[1],x);
end
```

El resultado obtenido (figura 39) en el proceso está almacenado en la matriz XN . Cada fila de esta matriz contiene las diferentes versiones de la señal $x(n)$ de entrada.

FIGURA 39.
SEÑAL ECG
PROCESADA
A TRAVÉS DE
UN BANCO DE
FILTROS



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

La figura 39 contiene el resultado obtenido y cada una de las versiones de la señal ECG obtenida de cada filtro del banco diseñado. Este ejercicio iterativo permite establecer una relación entre cada forma de onda visualizada en el dominio del tiempo y un conjunto de componentes espectrales delimitado por el respectivo filtro pasa banda que ha generado la versión de la señal.

En este ensayo se puede observar que la onda R se destaca con un incremento en amplitud en la señal obtenida en la banda entre 10 y 20 Hz. Este resultado permite determinar el rango de frecuencias de las componentes espectrales que están asociadas a la onda R del complejo cardíaco.

La ventaja de los sistemas para detección de la onda R, basados en tratamiento digital de señales, radica en su gran potencial para discriminar

componentes espectrales. Esta capacidad permite detectar la onda R en presencia de ruido y las respectivas distorsiones que pueden ser causadas a la señal ECG.

La transformada Wavelet continua

El método basado en bancos de filtros permite una asociación entre formas de onda y espectro de la señal. Como método alternativo para lograr esta asociación están las transformadas tiempo-frecuencia, que están orientadas a permitir de manera simultánea la visualización de los planos del tiempo y de la frecuencia en análisis de señales. Como un caso de éxito se expone a continuación la transformada Wavelet continua.

La transformada Wavelet continua posee ventajas con respecto a la transformada de Fourier. La principal ventaja consiste en tener un grupo de funciones que son de gran parecido a la onda R y facilitan su correlación. Para los sistemas de detección de la onda R, basados en algoritmos de tratamiento digital de señales, adquieren mayor robustez con la transformada Wavelet al permitir la detección de diferentes variaciones de la onda R.

La transformada Wavelet continua está basada en el estudio de señales por medio de un proceso de descomposición. En este proceso, la señal bajo estudio es comparada con una función base denominada Wavelet [37]. Esta estrategia ha sido utilizada para la detección de formas de ondas particulares en contextos como la señal electrocardiográfica y las señales de potencia eléctrica.

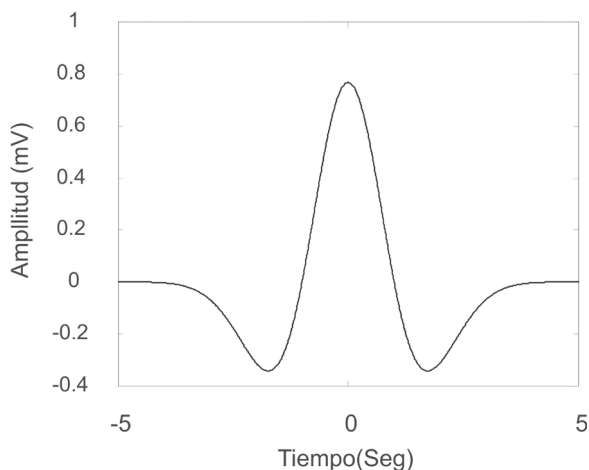
Una de las funciones wavelets más conocidas es la función *sombrero mexicano*. Esta forma de onda se describe en la ecuación 5.

ECUACIÓN 5.

$$\varphi(t) = (1 - t^2)e^{-\frac{t^2}{2}}$$

La figura 40 ilustra la representación en el dominio del espacio de la función sombrero mexicano.

FIGURA 40.
FUNCIÓN
SOMBRERO
MEXICANO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Dentro del procedimiento de ejecución de la transformada Wavelet, es importante tomar la función base y generar una familia con variaciones de escala de tiempo. Las escalas de tiempo permiten tener variaciones de duración de la función base y da la oportunidad de tener una mayor cantidad de señales de referencia para realizar comparaciones exhaustivas de la señal bajo estudio. Al haber escogido la función wavelet madre, se procede a generar una familia de funciones que resultan de desplazamientos y escalas en el dominio de la frecuencia (ecuación 6).

ECUACIÓN 6.

$$\varphi_{u,s} = \frac{1}{\sqrt{s}} \varphi\left(\frac{t-u}{s}\right)$$

Se puede generar en Matlab® una simulación de esta función en el dominio del tiempo para diferentes escalas de frecuencia de la función sombrero mexicano. En estas líneas se declara el arreglo de datos que determina las escalas de la función base:

$$Ts = 0.01;$$

$$Fs = 1/Ts;$$

```

t = -10:Ts:10;
L = length(t);
f = 0.01:0.05:0.2;
N = length(f);

```

En las siguientes líneas se ejecutan las iteraciones que generan cada versión escalada de la función sombrero mexicano.

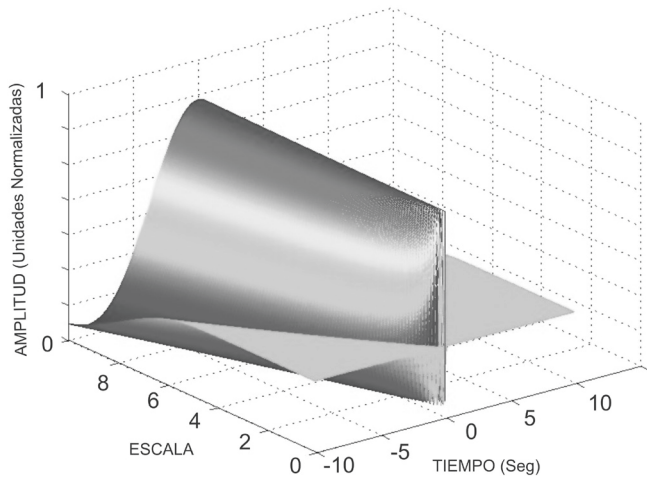
```

for u = 1:N
ta = t/f(u);
mex(u,:) = ((pi^(0.25))/sqrt(3))*(1-ta.*ta).*exp(-ta.*ta/2);
end
figure
mesh(t,f,mex)

```

La figura 41 contiene el resultado del proceso de escalamiento de la función sombrero mexicano.

FIGURA 41.
FUNCIÓN
SOMBRERO
MEXICANO
ESCALADA



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Para ejecutar el análisis basado en la transformada Wavelet se recurre a la ecuación 7. Esta expresión permite que cada una de las versiones escaladas de la función Wavelet se opere sobre la función de entrada. La respuesta de esta operación proporciona una función bidimensional con dos ejes: tiempo y frecuencia (escala).

ECUACIÓN 7.

$$WF(u,s) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \varphi\left(\frac{t-u}{s}\right) dt$$

A través del siguiente código en Matlab®, se implementa el proceso de comparación utilizando el comando *filter*:

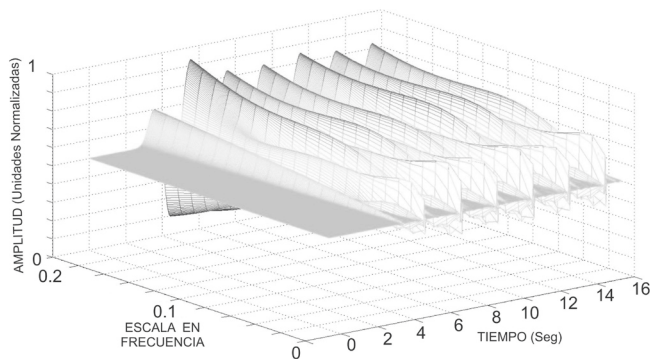
```
for u = 1:N
    Q = filter(mex(u,:),1,x);
    TW(u,:) = Q(1000:1998);
End
```

```
figure
mesh(t(1000:1998),f,TW)
```

El resultado obtenido está contenido en la figura 42. Se puede apreciar que los picos de amplitud aparecen en fase con las ondas R de una señal electrocardiográfica. Esto es producto de la correlación entre la función Wavelet sombrero mexicano y el complejo QRS de la señal electrocardiográfica.

FIGURA 42.
TRANSFORMADA
WAVELET DE
UNA SEÑAL
ELECTROCAR-
DIOGRÁFICA

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



La interpretación del resultado visualizado en la figura 39 es de carácter fundamental para el entendimiento de la transformada Wavelet. En el eje escala en frecuencia se pueden apreciar los resultados de la correlación obtenida entre la señal de entrada y cada versión de la función base escogida.

Entre mayor sean las amplitudes de los picos obtenidos, mayor será la probabilidad de obtener la detección de un patrón. El patrón detectado será parecido a la forma de la función wavelet escogida. El eje del tiempo sirve para establecer el instante en el cual existe el parecido entre la escala de la función base y la señal bajo estudio.

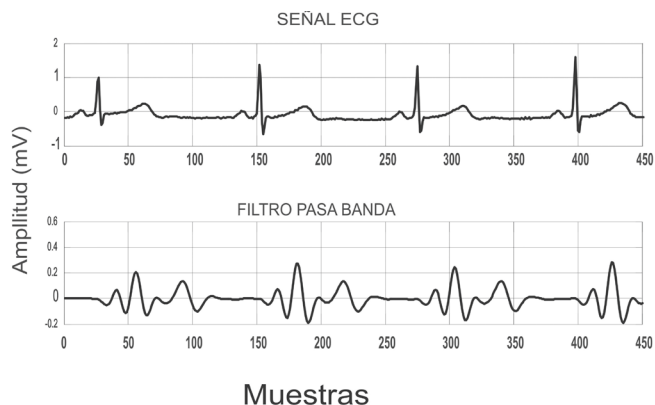
Por tal razón, uno de los aportes de la transformada Wavelet es permitir al usuario observar simultáneamente el eje de tiempo y escala en frecuencia.

El proceso de umbralización

Después del proceso de detección o realce de la onda R del complejo cardíaco, se implementan una serie de pasos propuestos por el autor Tompkins W. [17], [18]. En primera instancia, Tompkins sugiere utilizar un filtro pasa banda con frecuencias de cortes centradas en el valor de frecuencia 12 Hz. Este filtro pasa banda se establece con el objetivo de obtener las componentes asociadas a la onda R. La figura 43 ilustra el resultado obtenido al utilizar una señal ECG tomada del repositorio Physionet.

FIGURA 43.
FILTRADO PASA
BANDA CON
FRECUENCIA
CENTRAL DE
12 HZ

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



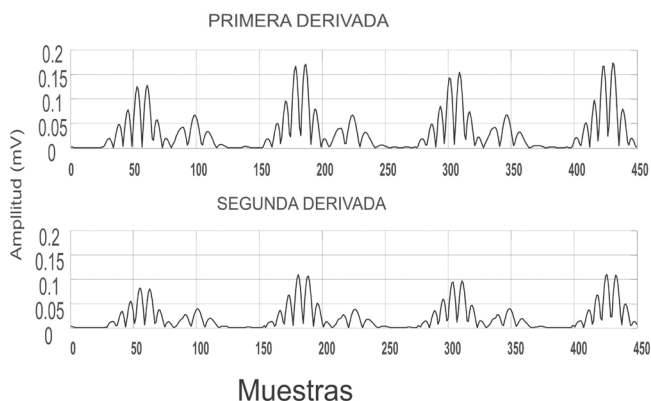
El siguiente paso propuesto consiste en aplicar una serie de filtros derivadores basados en la primera y segunda derivada de la señal ECG obtenida del filtrado pasa banda. El procedimiento tiene como entrada la variable *ec* que contiene la señal electrocardiográfica. Como salidas se obtienen dos señales:

D1 y D2, que corresponden a la primera y segunda derivada de la variable *ec*. Este procedimiento se implementa a través de las siguientes líneas de código:

```
B0 = [1 0 -1];
D1 = filter(B0,[1],ec);
D1 = abs(D1);
B1 = [1 -2 0 1];
D2 = filter(B1,[1],ec);
D2 = abs(D2);
```

La figura 44 permite ver en el dominio del tiempo la magnitud de la primera y segunda derivada de la señal electrocardiográfica.

FIGURA 44.
PRIMERA Y
SEGUNDA
DERIVADA DE
UNA SEÑAL ECG



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Al tomar la señal que equivale a la primera derivada (D1) y la equivalente a la segunda derivada (D2) se procede a realizar el cálculo de la nueva señal contenida en la variable Y2. En las siguientes líneas de código se calcula la variable con la nueva señal:

```
y2 = 1.3*D1+1.1*D2;
```

El resultado obtenido al sumar las operaciones de diferenciación se puede observar en la figura 45.

Por último se procede a un proceso de suavizado utilizando un filtro promediador o integrador. El código para implementar el proceso de suavizado es el siguiente:

$$L = 16;$$

$$Bp = (1/L)*ones(1,L)$$

$$yp = filter(Bp,1,y);$$

El proceso de suavizado genera la variable yp que corresponde a una versión de la señal ECG, en la cual el pico de mayor amplitud indica la presencia de una onda R (figura 46).

FIGURA 45.
SUMA DE LA
PRIMERA Y
SEGUNDA
DERIVADA DE
UN ECG

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

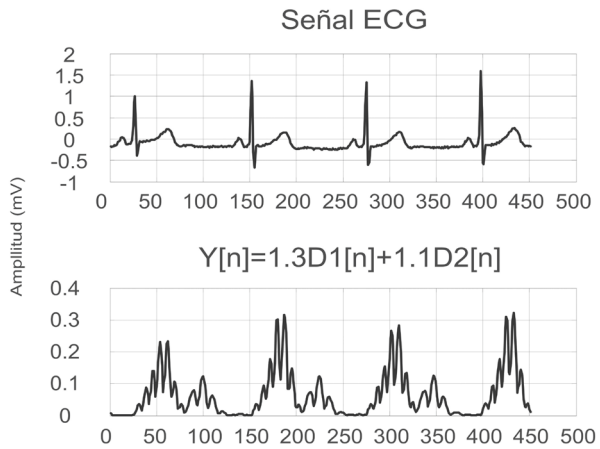
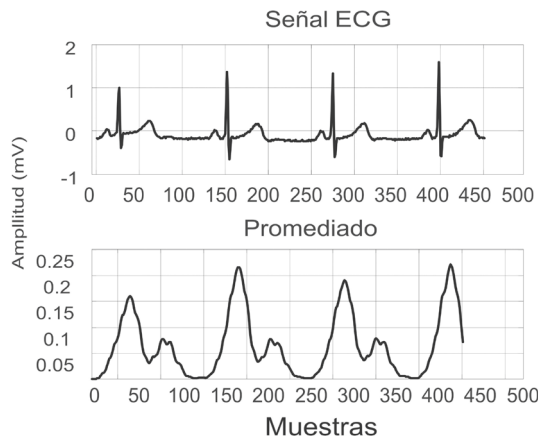


FIGURA 46.
PROCESO DE
PROMEDIADO

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Para poder cuantificar el tiempo entre cada onda R se procedió a la aplicación de un umbral a la señal promediada. En el siguiente código se realiza una operación de normalización a la variable yp , con la finalidad de obtener una señal con solo valores entre 0 y 1. Posteriormente se aplica un operador de umbral:

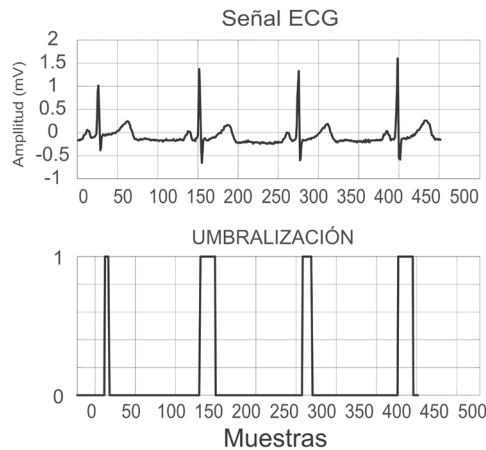
$$M = \max(yp);$$

$$yp = yp/M;$$

$$yu = yp > 0.6;$$

El resultado obtenido en el proceso de umbralización está contenido en la figura 47.

FIGURA 47.
UMBRALIZACIÓN
DE LA SEÑAL
ECG



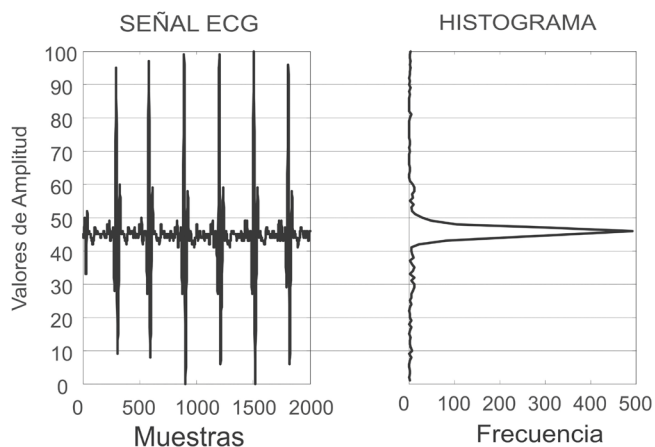
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Umbralización adaptativa

Dentro del proceso de umbralización de la señal ECG es de gran utilidad el cálculo del histograma. Esta herramienta estadística permite obtener un análisis de la frecuencia de ocurrencia de los diversos valores de amplitud. En la figura 48 se puede ver un ejemplo de una señal ECG después del filtrado pasa banda centrado en la frecuencia de 12 Hz y su respectivo histograma.

FIGURA 48.
HISTOGRAMA DE
LA SEÑAL ECG

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



El histograma posee dos ejes, el eje de referencia representa todos los valores de amplitud que se pueden presentar en la señal bajo estudio. En el caso de la figura 45 ha sido visualizado de tal manera que el eje de referencia se graficó de manera vertical.

El otro eje del histograma es el de la frecuencia y contiene la cantidad de veces que aparece cada valor de amplitud en la señal bajo estudio. En la figura 48 se puede ver este eje de manera horizontal.

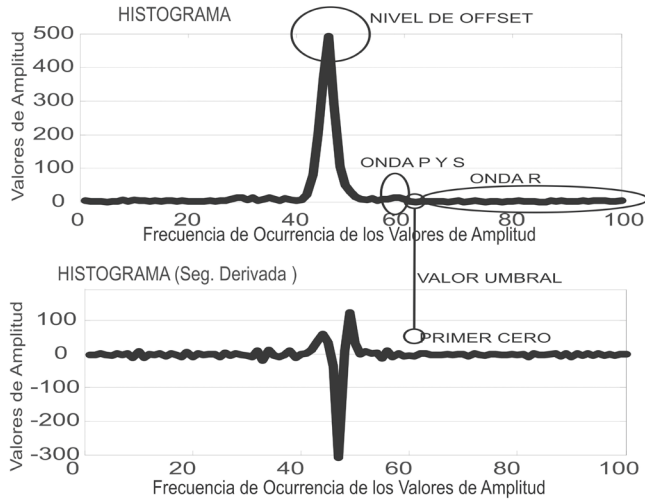
Trabajos previamente publicados han aprovechado la información contenida en el histograma para establecer el valor umbral de la señal ECG [26]. En estos trabajos se usa el cálculo de la segunda derivada del histograma, tal como se ilustra en la figura 49.

El histograma y su segunda derivada (figura 46) pueden ser relacionados con diferentes aspectos de la señal ECG. Como es el caso del nivel de *offset*, el cual puede ser identificado a través del pico de mayor amplitud en el histograma de la señal ECG. Los valores de amplitud de las ondas P Y R aparecen con un valor de amplitud de frecuencia menor a los asociados con el nivel de *offset*.

En el cálculo de la segunda derivada, el primer cero que aparece después del pico positivo de mayor amplitud puede ser tomado como referencia para encontrar el valor umbral.

FIGURA 49.
CÁLCULO DE
LA SEGUNDA
DERIVADA DEL
HISTOGRAMA DE
LA SEÑAL ECG

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Está técnica conlleva una estrategia adaptativa para el cálculo del valor umbral, debido a que el histograma varía de acuerdo con los cambios de valores de amplitud de la señal ECG. Por lo cual ofrece una gran ventaja con respecto a los métodos clásicos de umbralización, los cuales no están diseñados para contemplar el comportamiento no determinístico que contienen la señal ECG.

A continuación se expone una función en Matlab, denominada ECGHISTO. Esta función es propuesta para tomar como entrada una señal ECG almacenada en la variable b y la respectiva frecuencia de muestreo F_s . Los parámetros de salida corresponden a la señal umbralizada que contiene el valor de 1 en cada ocurrencia de la onda R y 0 para los demás valores. En la salida de la función ECGHISTO se encuentra el valor umbral y el histograma de la señal (Variable h).

Function $[a1, umbral, h] = ECGHISTO(b, F_s)$

% en esta parte del código se tiene un filtro pasa banda y permite aislar componentes de frecuencia ajenas a la onda R.

$f_l = 12;$

$f_h = 14;$

$w1 = f_l / (F_s / 2);$

```
w2 = fh/(Fs/2);
B = fir1(30,[w1 w2]);
a = filter(B,1,b);
```

% De manera consecutiva se procede a normalizar la señal ECG filtrada y se convierte en un arreglo de datos con valores enteros.

```
m1 = max(a);
a = a/m1;
a = a*100;
C = length(a);
a = round(a);
m = min(a);
a = a+abs(m);
a = a+1;
F = max(a);
```

% se genera una matriz llena de ceros con la intención de poder cuantificar la ocurrencia de cada valor de amplitud.

```
A = zeros(F,C);
for i = 1:C
    q = a(i)
    A(q,i) = 1;
End
```

% En esta sección del código se calcula el valor consolidado del histograma.

```
for i = 1:F
    h(i) = sum(A(i,:));
end
```

% La última parte de este código calcula la segunda derivada del histograma y ubica la posición, en el arreglo de datos, el valor umbral.

```
hmax=max(h);
hpos=find(h==hmax);
K=1:F;
hd=diff(h,2);
hd=[0 0 hd];
z=find(hd==1);
```

```

zpos=find(z>hpos);
umbral=z(zpos(1));
a1=a>umbral;

```

La señal de ritmo cardíaco

La señal de ritmo cardíaco es una serie de tiempo que contiene la información de los intervalos entre cada onda R del complejo cardíaco. Las unidades de este tipo de señal están en segundos y corresponden al tiempo transcurrido entre cada una de las ondas. El inverso matemático de estos valores corresponde al término frecuencia cardíaca instantánea.

La señal de ritmo cardíaco se puede extraer a partir del proceso de umbralización (figura 35). Como se pudo observar, se cuenta con un tren de impulsos de valor unitario.

En primera instancia se toma la variable *yu* que contiene la señal umbralizada y se procede con la instrucción *find* para establecer la ubicación de cada muestra de la señal que posee un valor igual a uno.

```

% posiciones de los 1
y1=find(yu==1);

```

Como se pudo observar en la anterior línea de código, la variable *y1* corresponde a un arreglo de datos que contiene las posiciones con valor igual a uno que debe tener la variable *y1*.

Posteriormente se procede a estimar las posiciones iniciales de los trenes de impulsos. Este procedimiento se realiza con el fin de establecer el inicio de una onda R. Las siguientes líneas de código toman la variable *y1* para originar los arreglos y_{1a} y y_{1b} , para generar la variable *y2*:

```

y1a=[y1' 0];
y1b=[0 y1'];
y2=y1a-y1b;

```

La variable *y2* permite establecer la distancia en muestras entre cada posición que contiene un valor unitario. Cuando existen dos posiciones consecutivas, la variable *y2* tomará el valor de uno. En el caso que existan dos posiciones lejanas, la variable *y2* tendrá un valor mayor de uno. Este escenario se debe interpretar como el hallazgo de un nuevo tren de impulsos, el

cual indica el inicio de una nueva onda R. El siguiente paso es extraer estas posiciones de inicio de tren de impulsos, lo cual se puede realizar a través de la siguiente instrucción:

```
P=find(y2>1);
```

Posteriormente se procede a calcular la cantidad de muestras entre cada inicio de los trenes de impulsos. Mediante las siguientes líneas de código se genera la variable *pos*, que contiene las posiciones que indican el inicio de cada tren de impulsos:

```
L1=length(p);
fori=1:L1
C=p(i);
pos(i)=y1(C);
end
pos1=[pos 0];
pos2=[ 0 pos];
pos3=pos1-pos2;
pos4=pos3(1:L1);
```

La variable *pos4* contiene la cantidad de muestras entre cada inicio de tren de impulsos. Esto es equivalente a la distancia entre cada onda R del complejo cardíaco. Para obtener el valor de la distancia en unidades de tiempo, se debe multiplicar cada valor de la variable *pos4* por el periodo de muestreo T_s :

```
Ts=0.008;
tiempo=pos4*Ts;
```

La variable tiempo expresa, en unidades de segundos, la distancia entre cada onda R. Este arreglo de datos contiene los valores denominados: Tiempos R-R. Estos valores son el componente de la señal de ritmo cardíaco y la base de estudio para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

En este capítulo se ha expuesto el concepto de frecuencia cardíaca, el cual consiste en una medición del tiempo entre la ocurrencia de cada onda R del complejo cardíaco. En primera instancia, es de gran importancia establecer un método para la detección de la onda R, para lo cual se han resumido los aportes, en cuanto a técnicas basadas en circuitos electrónicos y filtrado digital. La detección de la onda R es un proceso que requiere de la correcta obtención de

la señal ECG libre de distorsiones, debido a la presencia de formas de ondas no deseadas que pueden causar la errónea detección de patrones.

El uso de un filtrado pasa banda es un método sugerido en los diferentes estilos de técnicas para la detección de la onda R. La contribución de este tipo de filtros consiste en aislar componentes espectrales de otras formas de ondas. Como una contribución de este texto, se resalta el uso del histograma del ECG que permite conocer la distribución estadística de los valores de amplitud.

LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA

Como se pudo ver en los capítulos anteriores, la frecuencia cardíaca es un parámetro que se puede medir a partir de la detección de una característica particular de la señal ECG. El parámetro detectado corresponde al tiempo entre cada onda R de la señal ECG, denominado tiempo RR. A partir de este valor de tiempo se construye un arreglo de datos que toma el nombre de señal de ritmo cardíaco.

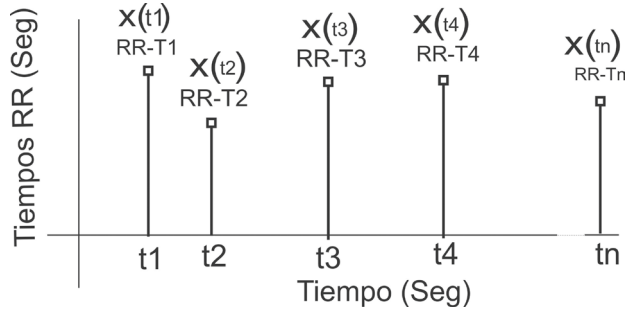
La construcción de esta señal se puede explicar fácilmente tomando como ejemplo una función matemática discreta $x(t_n)$. Donde $x(t_n)$ contiene el valor de tiempo entre cada onda R de la señal ECG. El dato t_n corresponde al tiempo acumulado y se puede estimar a partir de los tiempos RR.

El propósito de este capítulo es ofrecer una introducción a los métodos matemáticos básicos para la extracción de información de la señal de ritmo cardíaco. En este sentido, serán expuestos métodos clasificados en dos grandes grupos: análisis en el dominio del tiempo y análisis en el dominio de la frecuencia.

La figura 50 contiene un ejemplo gráfico de una señal de ritmo cardíaco con sus respectivas unidades. Se puede observar que para cada valor de

tiempo RR se posee un valor t y esto ofrece una característica irregular en el tiempo. Cada valor de tiempo RR almacenado en la variable $x(t_n)$ tiene su aparición en el instante t .

FIGURA 50. LA SEÑAL DE RITMO CARDÍACO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

La variable t_n puede modelarse a través de la ecuación 8.

ECUACIÓN 8.

$$t_n = x_1(t_1) + x_2(t_2) + \dots + x_{n-2}(t_{n-1})$$

A través del asistente matemático Matlab es posible tomar un grupo de valores de tiempo RR, almacenados en la variable $RR1$, y construir la señal de ritmo cardíaco. El propósito del siguiente código propuesto es generar la base de tiempo, la cual está acorde con la ecuación 8 y determina la ocurrencia de cada muestra. El código permite generar la variable t , que contiene la base de tiempo irregular para cada muestra del arreglo $RR1$.

% Arreglo que contiene la base de tiempo: RR1

N=length(RR1);

% Inicio de variable acumuladora

c=0;

fori =1:N

t(i)=c+RR1(i);

c=t(i);

end

```

plot(t,RR1)
title('Señal de Ritmo cardíaco')
xlabel('Tiempo (Seg)')
ylabel('Tiempo R-R(Seg)')

```

La señal de ritmo cardíaco es el soporte de todas las investigaciones basadas en el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. De acuerdo con la literatura, la señal de ritmo cardíaco es el insumo de dos tipos de procedimientos de los cálculos de índices estadísticos en el dominio del tiempo y de la frecuencia.

Análisis en el dominio del tiempo

El análisis en el dominio del tiempo consiste en el cálculo de índices estadísticos a partir de la señal de ritmo cardíaco. El propósito de este análisis es encontrar tendencias del comportamiento de los cambios de frecuencia cardíaca instantánea. La tabla 1 contiene un listado de variables que representan los principales índices estadísticos calculados para el análisis en el dominio del tiempo.

TABLA 1. PARÁMETROS MEDIDOS EN EL ANÁLISIS DEL DOMINIO DEL TIEMPO

Variable	Unidad	Descripción	Fórmula
SDNN	ms	Desviación estandar de los intervalos RR.	$\sigma_{RR} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR(i) - RR)^2}$
RMSSD	ms	Raíz cuadrada del promedio de las suma de las diferencias entre intervalos RR adyacentes.	$RMS_{dRR} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (dRR(i))^2}$
NN50	n	Número de pares de intervalos RR adyacentes cuya diferencia es de más de 50 ms.	$(RR(i) - RR(i+1)) > 50 \text{ms}$
pNN50	%	Porcentaje del conteo de NN50 de todos los intervalos RR: (conteo de Nn50/conteo total de los intervalos RR)x100.	$\% (RR(i) - RR(i+1)) > 50 \text{ms}$

FUENTE: ELABORACIÓN PROPIA.

Por lo general, los cálculos presentados son realizados tomando los tiempos RR de trazos electrocardiográficos en grabaciones de alrededor de 5 minutos. Cuando los cálculos son realizados en este tipo de grabaciones, toman el nombre de análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en corto tiempo. En el caso de análisis realizados en grabaciones de 24 horas, se denomina de largo tiempo.

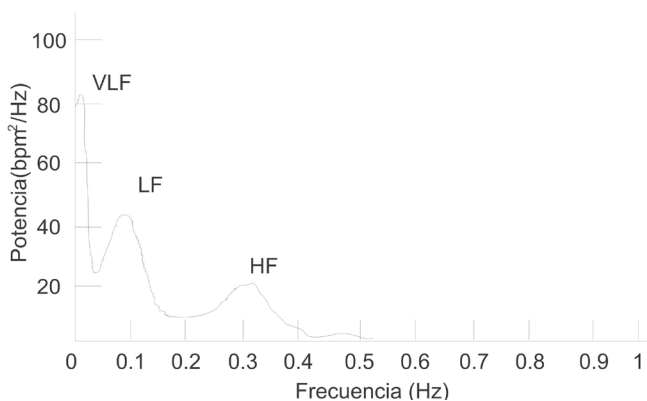
Análisis en el dominio de la frecuencia

De manera complementaria al análisis en el dominio del tiempo, es posible estudiar la variabilidad de la frecuencia cardíaca a través de la densidad espectral de potencia (PSD). La medida de la PSD puede tener un grado de confiabilidad relativo, ya que la señal ECG y los tiempos RR no son funciones estacionarias.

La PSD ofrece como resultado una curva como la que se puede apreciar en la figura 51. La curva del PSD posee un ancho de banda de entre 0 y 1 Hz, y está dividida en diferentes bandas de frecuencia [27].

FIGURA 51.
SEPARACIÓN
DE BANDAS DEL
ESPECTRO DE LA
SEÑAL DE RITMO
CARDÍACO

FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.



Entre las frecuencias de 0.15 y 0.4 Hz, se puede encontrar la banda de altas frecuencias (HF). Esta banda está relacionada con los cambios de frecuencia cardíaca que son influenciados por el ciclo respiratorio. Se considera que la HF está estrechamente relacionada con el control que ejerce el sistema parasimpático.

Seguidamente está presente la banda LF (bajas frecuencia) que comprende las frecuencias entre 0.04 y 0.15 Hz. Esta banda está estrechamente relacionada con el comportamiento del sistema simpático, que es el encargado de aumentar la frecuencia de latidos del corazón.

La banda VLF (muy baja frecuencia) contiene las componentes entre 0 y 0.04 Hz. Actualmente sigue bajo estudio el significado fisiológico de esta banda de frecuencia. Se mantiene la teoría de que la VLF está asociada a la termorregulación.

Con base en los resultados obtenidos al estimar la PSD, es posible calcular índices para el análisis en el dominio de la frecuencia. La tabla 2 contiene, para cada banda del espectro, los índices que son calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia.

TABLA 2. PARÁMETROS MEDIDOS EN EL ANÁLISIS DEL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

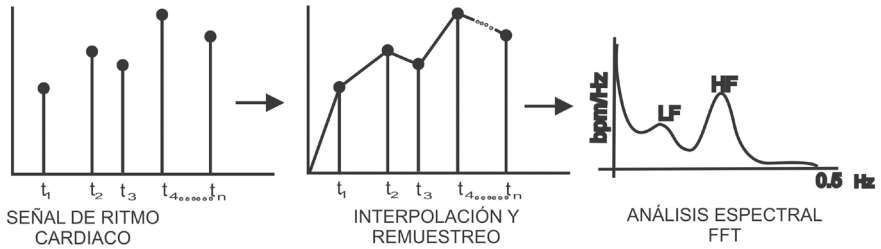
Potencia VLF	ms ²	<0.04Hz	Potencia de las componentes de muy baja frecuencia.
Potencia LF	ms ²	0.04 - 0.15 Hz	Potencia de las componentes de baja frecuencia.
LFnu	n.u.		Potencia LF en unidades normalizadas. Potencia LF/(potencia total - potencia VLF) x100.
Potencia HF	ms ²	0.15 - 0.4 Hz	Potencia de las componentes de alta frecuencia.
Hfnu	n.u.		Potencia HF en unidades normalizadas. Potencia HF/(potencia total - potencia VLF) x100.
LF/HF			Relación de LF a HF. Potencia LF/potencia HF.

FUENTE: ELABORACIÓN PROPIA.

Para la estimación de la PSD de la señal de ritmo cardíaco, es necesario tener en cuenta que esta serie de tiempo posee un muestreo irregular. Esto hace que el uso de la transformada de Fourier no puede ser de forma directa.

Tradicionalmente, se aplica un proceso de interpolación y remuestreo antes de la estimación de la PSD. La figura 52 ilustra la metodología para la estimación de la PSD teniendo en cuenta la interpolación.

FIGURA 52. MÉTODO TRADICIONAL PARA LA ESTIMACIÓN DE LA PSD DE LA SEÑAL DE RITMO CARDÍACO



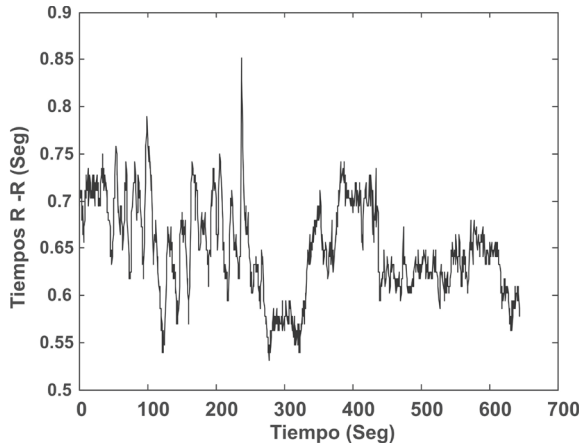
FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

Por medio del asistente matemático Matlab se puede diseñar una estrategia para ejecutar la metodología de la figura 52. En las siguientes líneas de código se toma el arreglo de datos RR1, que contiene la señal de ritmo cardíaco. Se establece el valor más pequeño de tiempo que posee para estimar un periodo de muestreo óptimo.

```
Ts=min(RR1)/4;
Fs=1/Ts;
tfinal=t(N);
ti=t(1):Ts:tfinal;
x=interp1(t,RR1,ti,'linear');
N1=length(x);
figure
plot(ti,x)
xlabel('Tiempo(Seg)')
ylabel('Tiempos R - R (Seg)')
```

El código proporciona como salida el arreglo de datos x que contiene una versión interpolada y con nuevo muestreo de la señal de ritmo cardíaco. La figura 53 contiene el resultado obtenido.

FIGURA 53.
SEÑAL DE
RITMO CARDÍACO
INTERPOLADA



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

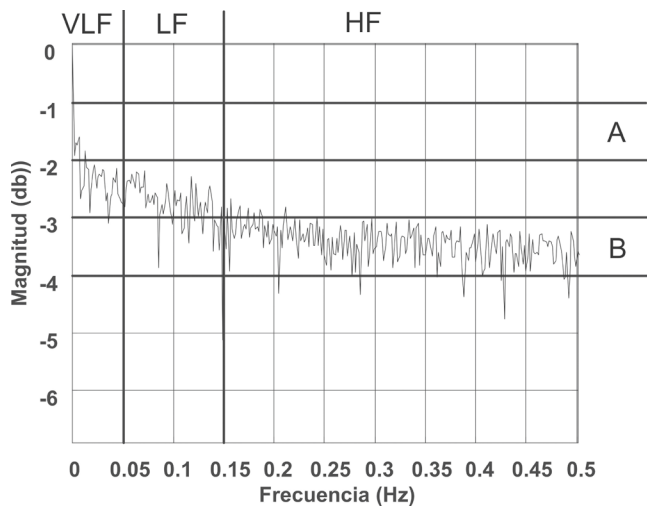
La siguiente parte del código contiene la ejecución del eventando y estimación de la PSD a través del algoritmo de la transformada rápida de Fourier:

```
W=hamming(N1);
xf=abs(fft(x.*W'));
xf=xf(1:N1/2);
k=1:N1/2;
F=(k-1)*Fs/N1;
xf=xf/max(xf);
figure
plot(F,log10(xf))
```

La figura 54 presenta el resultado obtenido al estimar la PSD de la señal de ritmo cardíaco. Se puede apreciar un efecto pasa bajo a partir de las componentes HF.

Para contrarrestar el efecto pasa bajo se ha propuesto un método alternativo basado en la estrategia de Lomb. Este método parte de la adquisición de un arreglo de datos $x(t)$, el cual contiene las muestras adquiridas para cada tiempo t y calcula la densidad espectral de potencia para cada valor de frecuencia f .

FIGURA 54.
ESTIMACIÓN
DE LA PSD A
TRAVÉS DE LA
FFT EJECUTADA
SOBRE LA
SEÑAL DE
RITMO CARDÍACO
INTERPOLADA
Y CON NUEVO
MUESTREO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

ECUACIÓN 9.

$$p(f) = \frac{1}{2\delta^2} \left[\frac{\left(\sum_{n=1}^N (x_n(t_n) - x^-) \cdot \cos(2\pi f((t_n) - \tau)) \right)^2}{\sum_{n=1}^N \cos^2(2\pi f((t_n) - \tau))} + \frac{\left(\sum_{n=1}^N (x_n(t_n) - x^-) \cdot \sin(2\pi f((t_n) - \tau)) \right)^2}{\sum_{n=1}^N \sin^2(2\pi f((t_n) - \tau))} \right]$$

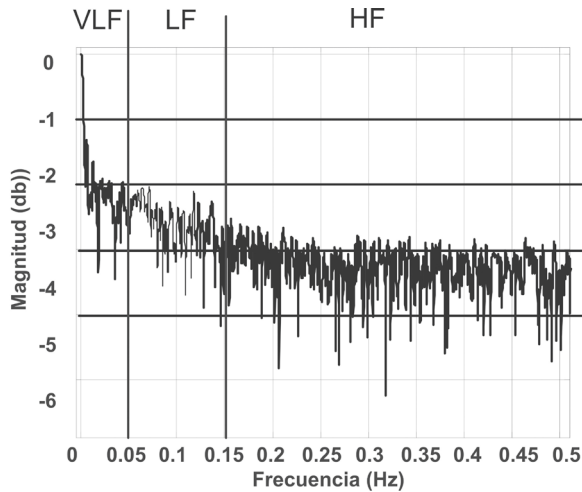
En la ecuación 9, δ corresponde a la varianza de los datos $x(t)$ y el cálculo de la variable τ se realiza a través de la ecuación 10. La variable τ corresponde a una corrección aplicada a cada valor de tiempo t debido a la condición irregular del tiempo de ocurrencia.

ECUACIÓN 10.

$$\tan(4\pi\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N \sin(4\pi\tau_n)}{\sum_{n=1}^N \cos(4\pi\tau_n)}$$

La figura 55 ilustra el resultado obtenido al aplicar la técnica de Lomb. En este caso se puede obtener una gran ventaja, que consiste en la ausencia del bloque de interpolación y remuestreo.

FIGURA 55.
ESTIMACIÓN
DE LA PSD A
TRAVÉS DEL
MÉTODO DE
LOMB



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

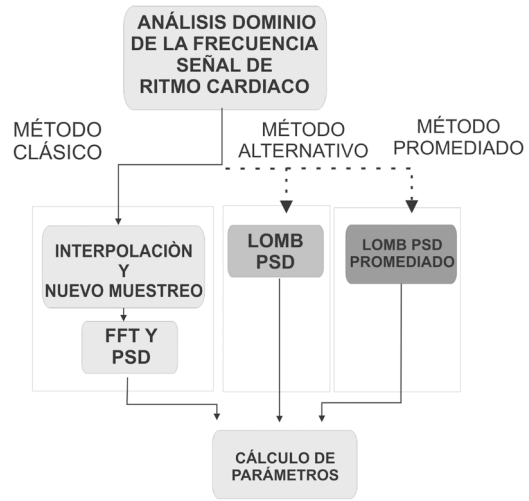
Por último, y a modo de recomendación, se ilustra en la figura 56 una comparación entre diferentes métodos para el análisis en el dominio de la frecuencia de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Esta comparación permite establecer que es posible escoger entre dos métodos diferentes.

Los métodos alternativos para la estimación de la PSD se encuentran actualmente en estudio. Estos métodos (figura 56) ofrecen la oportunidad de disminuir el esfuerzo computacional en cuanto a que no requieren una nueva interpolación de muestras para obtener una serie de tiempo con periodo de muestreo regular.

En resumen, este capítulo ha permitido al lector identificar que la variabilidad de la frecuencia cardíaca corresponde al cálculo de un conjunto de índices estadísticos. Estos cálculos pueden ser encontrados en el dominio del tiempo y de la frecuencia de la señal de ritmo cardíaco.

La intención de este capítulo no es solo mostrar los métodos clásicos y alternativos, también es una forma de dejar una puerta abierta para el planteamiento de investigaciones que permitan reducir la cantidad de cálculos matemáticos.

FIGURA 56.
MÉTODOS
ALTERNATIVOS
PARA LA
ESTIMACIÓN DE
LA PSD DE LA
SEÑAL DE RITMO
CARDÍACO



FUENTE:
ELABORACIÓN
PROPIA.

CONCLUSIONES

El procesamiento digital de señales es un área de la ingeniería que ha permitido generar estrategias para extraer información de las señales electrofisiológicas. Con respecto a la señal ECG, estos aportes han sido utilizados para dos fines específicos: atenuar distorsiones y permitir la detección de ondas características de la señal.

Se ha comprobado que los filtros digitales FIR son una herramienta útil para remover las distorsiones causadas por el desplazamiento de línea de base y línea de potencia eléctrica del electrocardiograma. Esta herramienta funciona solo cuando las causas de las distorsiones mantienen constantes sus parámetros.

Como alternativa de estrategias para controlar las distorsiones causadas por situaciones dinámicas, se han propuesto los sistemas de filtrado adaptativo. Estas estrategias permiten una flexibilidad en la función de transferencias de los filtros, la cual cambia a medida que la causa de la distorsión también lo hace.

El paso posterior al proceso de obtener una señal ECG libre de ruidos, consiste en implementar estrategias para la detección de la onda R. Los

bancos de filtros permiten, de manera iterativa, encontrar un rango de frecuencias con las componentes espectrales asociadas a la onda R. Al poder realizar la detección de la onda R, se obtiene la posibilidad de construir la señal de Ritmo cardíaco.

GLOSARIO

Ag: símbolo de la tabla periódica para el elemento plata.

AgCl: Cloruro de Plata, componente esencial de los electrodos.

ADC: conversor análogo a digital, dispositivo que permite tomar señales analógicas en digitales.

Acondicionamiento: sistema analógico que permite adquirir, amplificar y filtrar una señal.

Aliasing: señales distorsionadas por causa de una mala selección de la frecuencia de muestreo.

ARM: tipo de dispositivo digital programable que se caracteriza por tener un conjunto reducido de instrucciones.

Bluetooth: protocolo para comunicaciones inalámbricas.

Capacitivo: que tiene la capacidad de acumular carga con un nivel de diferencia de potencial constante.

Conectividad: capacidad que posee un dispositivo de compartir datos en diferentes formatos y protocolos.

Derivaciones: diferentes conexiones realizadas sobre un sujeto para adquirir señales electrofisiológicas.

Distorsión: cambios ocurridos en la morfología de una señal.

Descriptor: conjunto de variables que permiten detectar un parámetro o estado de una señal.

Fetal: alusivo a un ser vivo en proceso de gestación y que se encuentra en el vientre materno.

Filtro analógico: circuito electrónico para transformar señales analógicas o continuas en el tiempo.

Filtro digital: algoritmo basado en ecuaciones en diferencia que transforma una señal almacenada en un arreglo de datos.

Filtro digital adaptativo: versión robusta de un filtro digital que posee la capacidad de modificar su función de transferencia

Frecuencia: medida en ciclos por segundo y determina la velocidad de una señal

Frecuencia de muestreo: unidad que determina la cantidad de muestras por segundo por medio de la cual se discretiza una señal.

ECG: electrocardiograma. Se refiere a la señal eléctrica que caracteriza el comportamiento del corazón en seres humanos y animales mamíferos.

Espectro: curva obtenida en función del eje de las frecuencias y permite analizar la composición interna de una señal.

Electrodo: elemento que permite captar cambios de tensión en tejidos y convertirlos en señal eléctrica.

Interpolación: método matemático para estimar valores contenidos entre datos adquiridos de una señal.

Micro controlador: circuito electrónico que tiene la capacidad de cargar y ejecutar un programa en lenguaje propio. Es el conjunto de un procesador, memoria digital, bus de datos y puerto de comunicaciones.

Procesador: sistema digital que constituye el centro de un microcontrolador. Tiene la capacidad de ejecutar operaciones matemáticas a alta velocidad.

Plataforma: conjunto de dispositivos electrónicos interconectados entre sí, orientados al desarrollo de equipos de procesamiento y medición de señales.

Ruido: señal que contiene datos que distorsiona la información de otras señales.

Señal: conjunto de valores tabulados con respecto a una variable independiente.

Transformada: procedimiento que permite la comparación de una señal con respecto a una función matemática preestablecida.

REFERENCIAS

- [1] W. Einthoven, "The telecardiogram", *American Heart Journal*, vol. 53, núm. 4, pp. 602-615, 1957.
- [2] C. Cooper; E. Clark, & P.W., Macfarlane, "Enhanced detection of electrode placement/connection errors", *Computers in Cardiology*, vol.1, núm.1, pp. 89-92, 14-17, Septiembre 2008.
- [3] T. Maruyama; M. Makikawa; N. Shiozawa & Y. Fujiwara, "ECG Measurement Using Capacitive Coupling Electrodes for Man-Machine Emotional Communication", *Complex Medical Engineering*, CME 2007. IEEE/ ICME International Conference, vol. 1, núm. 1, pp. 378-383, 23-27 Mayo 2007.
- [4] B.A. Reyes; H.F. Posada-Quintero; J.R. Bales & K.H. Chon, "Performance evaluation of carbon black based electrodes for underwater ECG monitoring", *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, núm. 1, pp.1691-1694, Agosto 2014
- [5] H.F. Posada-Quintero; B.A. Reyes; J.R. Bales; A.L. Clement; G.D. Pins; A. Swiston; J. Riistama; J.P. Florian; B. Shykoff; M. Qin & K.H. Chon,

- "Novel Electrodes for Underwater ECG Monitoring", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 61, núm. 6, pp. 1863-1876, Junio 2014.
- [6] I. Pomasic & R. Trobec, "Electrocardiographic Systems With Reduced Numbers of Leads—Synthesis of the 12-Lead ECG", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol. 7, núm. pp.126-142, 2014.
- [7] A. De Micheli-Serra & P. Iturralde, "A los 100 años del Electrocardiógrafo de Einthoven", *Gac Med Mex*, vol. 137, núm. 5, pp. 479-484, 2001.
- [8] B.D. Mar, "The history of clinical Holter Monitoring". *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 10, núm. 2, pp. 226-230, 2005.
- [9] L. Graindorge; A. Amblard; C. Henry; M. Limousin; L.D. Laporte; A. Hernández & J.L Pépin, U.S. Patent Application 14/617,534, 2015.
- [10] S. Horner & P.B. Crilly, "A review of fetal ECG detection and enhancement methodologies", *System Theory, Proceedings. Twenty-Third Southeastern Symposium*, University of South Carolina, Columbia, South Carolina, Estados Unidos, pp. 278-282, Marzo 1991.
- [11] A. Haeberlin, et al. "The optimal lead insertion depth for esophageal ECG recordings with respect to atrial signal quality". *Journal of electrocardiology*, vol. 46, núm. 2, pp. 158-165. 2013
- [12] Yong Kyu Lim; KoKeun Kim; Kwang Suk Park, "The ECG Measurement in the Bathtub Using the Insulated Electrodes", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol.1, pp. 2383-2385, Septiembre 2004.
- [13] Xiaofei Pu; Lei Wan; Yun Sheng; Chiang, P.; Yajie Qin; Zhiliang Hong, "A Wireless 8-Channel ECG Biopotential Acquisition System for dry Electrodes", *Radio-Frequency Integration Technology (RFIT), 2012 IEEE International Symposium*, pp. 140-142, Noviembre 2012.
- [14] J. Reynolds, "Electrocardiografía del corazón de la ballena". *Acta MedColomb*, vol. 18, núm. 2, 1993.
- [15] I. Escobar-Mejía, I. "Para recordar los inicios de la ingeniería biomédica en Antioquia", *Revista Ingeniería Biomédica*, 2014.

- [16] M. Pinto; J.G.B. Pérez; O.L. Rueda; M.P. Aparicio & J.G. Barajas, "Cardiotacómetro digital prototipo para estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca", *Revista Uis Ingenierías*, vol. 2, núm. 2, 2011.
- [17] W.J. Tompkins & M.L. Ahlstrom, "Digital Filters for Real-Time ECG Signal Processing Using Microprocessors", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol. BME-32, núm. 9, pp.708-713, Septiembre 1985.
- [18] V.X. Afonso; W.J. Tompkins; T.Q. Nguyen & L. Shen, "ECG beat detection using filter banks", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol.46, núm. 2, pp.192-202, Febrero 1999.
- [19] S.C. Bera; R. Sarkar & N. Mandal, "A Review Work on Reconstruction of ECG Wave from Fourier Harmonic Components", *Industrial and Information Systems, 2008. ICIS 2008. IEEE Region 10 and the Third international Conference*, pp. 1-5, Diciembre. 2008.
- [20] V. Seena & J. Yomas, "A review on feature extraction and denoising of ECG signal using wavelet transform" *Devices, Circuits and Systems (ICDCS), 2014 2nd International Conference*, pp. 1-6, Marzo 2014.
- [21] J. P. Barrero; J. B. González & M. Pinto, "Cardiotacómetro Digital Prototipo para Estudio de la V de la Frecuencia Cardíaca". *Revista UIS Ingenierías*, vol. 2, núm. 2, pp. 81-86, 2011.
- [22] J. P. Barrero & J. B. González, *Implementación de filtros adaptativos en DSP aplicados al tratamiento de interferencia de 60 hz y desplazamiento de la línea de base del ECG*, 2011
- [23] L.O. Sarmiento; A González & J. Millet, "Synthetic database for testing algorithms of fetal ECG extraction from abdominal ECG". *In Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA), 2012 XVII Symposium*, pp. 56-61. Septiembre 2012.
- [24] J. González; R.M. Gutiérrez; M.O. Tamayo & L. Gómez, "Construcción y análisis no lineal de bases de datos de electrocardiogramas de felinos". En *De Señales, Imágenes y Visión Artificial*, vol. 1, pp. 58-62, 2008.


- [25] A. Hurtado & A. Salamanca, *Proyectos de Investigación Universidad Santo Tomás. Catálogo Fodein. Fondo de Investigaciones*. Colombia, Ediciones USTA, 2015.
- [26] J.E. González-Barajas, "Threshold Calculation for R Wave Detection in Complex Cardiac". *Tecno Lógicas*, vol. 17, núm. 32, pp. 47-55, 2014.
- [27] E. Forero; J.E. González-Barajas & I. Marino-Martínez, "Tratamiento de rizados en la estimación de la densidad espectral de potencia de la señal de ritmo cardíaco", *Revista Uis Ingenierías*, vol. 12, p. 2, 2014.
- [28] J.E. González-Barajas & C. Velandia-Cárdenas & J. Nieto-Camacho, "Implementación de filtro digital en tiempo real para detección de la onda R". *Tecno Lógicas*, vol. 18, núm. 34, pp. 75-86, 2015.
- [29] J. Enderle & S. Blanchard, *Introduction to Biomedical Engineering*. USA, Academic Press Ed., p 193, 2000.
- [30] S. Mitra S, *Procesamiento de señales digitales*. México, D.F., Mc Graw Hill, p. 420, 2007.
- [31] J. González & J. Barrero, "Implementación de filtros adaptativos en DSP aplicados al tratamiento de interferencia de 60 hz y desplazamiento de la línea de base del ECG", *Revista Energía y Computación*. Colombia, Univalle, vol. 13, núm. 2, 2005.
- [32] Physionet. Data base. [Http://: www.physionet.org](http://www.physionet.org). Consultada en Septiembre de 2015.
- [33] W. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*. USA, Prentice Hall, pp. 368, 1993.
- [34] V. Solo & K. Xuang, *Adaptive Signal Processing Algorithms*, USA, Prentice Hall, pp. 13 - 177, 1995.
- [35] J. González, "Método de regresión polinomial aplicado a la estimación de la señal de referencia de un sistema de filtrado adaptativo por cancelación para el tratamiento del desplazamiento de la línea de base del electrocardiograma". *INGE@UAN*, vol. 1, núm. 1. pp. 70-79, 2009.
- [36] J. López & A. Fernández, *Fisiología del ejercicio*. Colombia, Panamericana, pp. 321-340, 2008.

- [37] D. Montenegro, J. González & E. Forero. *Procesamiento Digital de Perturbaciones de Calidad de Potencia Eléctrica*. Universidad Santo Tomás Ed, Bogotá, Colombia, pp. 148:23-29, 2013.

ÍNDICE ANALÍTICO

Acondicionamiento 19, 20, 34, 35, 37, 38, 39, 54, 72, 105
Adaptativo 16, 57, 58, 59, 61, 63, 64, 69, 103, 106
Amplificador de instrumentación 35, 36, 37, 40
Banco de filtros 21, 75, 76, 77
Cancelación 16, 47, 48, 49, 50, 55, 67, 68, 69
Derivadores 82
Ecuación en diferencia 55, 59
Electrocardiografía 23, 29
Electrodos 24, 25, 27, 36, 40
Filtro analógico 38
Línea de base 16, 21, 29, 41, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 64, 65, 66, 68, 72, 103
Manejador de pierna derecha 36, 37
Muesca 51, 53, 54, 61
Nodo auriculoventricular 34
Nodo sinusal 34
Onda P 19, 33
Onda Q 19, 33, 75

- Onda R 15, 16, 17, 19, 21, 28, 30, 33, 71, 72, 73, 74, 75, 77, 78, 82, 84, 85, 87,
89, 90, 91, 93, 103, 104
- Onda S 19, 33, 75
- Pesos 59
- Potencia eléctrica 21, 50, 51, 52, 59, 60, 61, 63, 68, 78, 103
- Promedios 65, 66, 67
- Regla de adaptación 59
- Regresión 64
- Ritmo 21, 22, 89, 90, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 104
- Sistema FIR 42, 43, 44, 45, 47, 53, 54, 55, 57, 58, 60, 61, 62, 63, 64
- Sombrero mexicano 78, 79, 80, 81
- Suavizado 43, 83, 84
- Técnica ventana 42, 43, 65
- Tendencia 48, 49, 95
- Transformada Z 43, 55
- Umbral 73, 85, 86, 87, 88, 89
- Wavelet 29, 78, 79, 80, 81, 82



Esta obra se editó en Ediciones
USTA, Departamento Editorial de la
Universidad Santo Tomás.
Tipografía: Soberana Texto.
2016

TIEMPO ATRÁS, MUCHOS DE LOS PARÁMETROS EXTRAÍDOS de un registro electrocardiográfico eran calculados y analizados visualmente sobre una impresión en papel térmico. Gracias a los avances aportados por la electrónica, ahora es posible almacenar muchos registros en un formato digital, lo que permite que se generen algoritmos especializados en facilitar y hacer más rápido el análisis de señales electrocardiográficas. Este grupo de algoritmos ha sido fortalecido gracias a una nueva área de la ingeniería denominada: tratamiento digital de señales, la cual ha tenido impacto en el sector salud gracias a sus estrategias para detectar y cuantificar eventos en el monitoreo de señales electrocardiográficas. Por eso, esta obra está orientada a ilustrar las bases para automatizar procesos de cuantificación de parámetros extraídos durante el monitoreo de un paciente a través del electrocardiograma. El principal parámetro tomado en cuenta corresponde a la frecuencia cardíaca instantánea, por lo cual se deben tener en cuenta los conceptos básicos de la adquisición de la señal electrocardiográfica y su cronología.

El tratamiento digital de señales ha pasado de ser una asignatura más de los programas de ingeniería a convertirse en un interesante sector industrial en países del primer mundo. Por esto, el presente libro está dirigido a entusiasmar a un público lector que desee explorar aplicaciones de esta área al estudio de señales electrofisiológicas, como es el caso del electrocardiograma.

En la actualidad existen muchos textos que explican la teoría del tratamiento digital de señales con numerosos ejercicios que permiten al lector tener una apropiación de este tema. Lamentablemente, estos textos solo llegan hasta el concepto y muy pocos logran generar una expectativa de aplicación. El libro *Electrocardiograma desde una visión digital* permite al lector obtener un sentido práctico del tratamiento digital de señales y los conceptos para generar aplicaciones orientadas al estudio de señales electrocardiográficas.

