



SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES PARA ENTORNOS ACADÉMICOS

JUAN CAMILO MONTOYA CARDONA

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Biomédico

DIRECTOR:

Róbinson Alberto Torres Villa, Ph.D

**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2013**

Sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	14
1. PRELIMINARES	15
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
1.1.1 Contexto y caracterización del problema.	15
1.1.2 Formulación del problema.	16
1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO	16
1.2.1 Objetivo General.....	16
1.2.2 Objetivos Especificos	16
1.3 MARCO DE REFERENCIA	16
1.3.1 Antecedentes	16
1.3.2 Generalidades de los biopotenciales.	18
1.3.3 Electrocardiografía (ECG).	20
1.3.4 Electroencefalografía (EEG).....	21
1.3.5 Electromiografía (EMG).	22
1.3.6 Generalidades de los sistemas de adquisición de biopotenciales.	24
1.3.7 Electrodo de biopotenciales.	25
1.3.8 Amplificadores de biopotenciales.	28
1.3.9 Consideraciones de diseño.	28
1.3.10 Dispositivos integrados de aplicación específica para el registro de biopotenciales.....	31
1.3.11 Plataformas de desarrollo (hardware).....	32
2. METODOLOGÍA	34
2.1 REVISIÓN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE BIOPOTENCIALES.	34
2.2 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE HARDWARE.	34
2.3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE	34
2.4 PRUEBAS DE DESEMPEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES	35
3. DESARROLLO DEL PROYECTO	36
3.1 REVISIÓN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE BIOPOTENCIALES.	36
3.1.1 Sistemas para la adquisición de biopotenciales.....	36
3.1.2 Consultas con estudiantes y expertos.	40
3.1.3 Cursos afines al procesamiento digital de señales	41
3.2 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE HARDWARE.	42
3.2.1 Diseño de concepto.....	42
3.2.2 Diseño de circuitos electrónicos (diseño de detalle).	53
3.3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE	62
3.3.1 Programación de librería para el sistema de adquisición de biopotenciales... ..	62
3.3.2 Diseño e implementación de interfaz gráfica de usuario.	65

3.4 PRUEBAS DE DESEMPEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE BIOPOTENCIALES	68
4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	77
4.1 Sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.	77
4.2 Resultados de las Pruebas de desempeño del Sistema de adquisición de biopotenciales.....	83
4.2.1 Prueba de respuesta en frecuencia.	83
4.2.2 Pruebas para la medición de la razón de rechazo al voltaje en modo común.	84
4.2.3 Pruebas para la caracterización del ruido del sistema	85
4.2.4 Impedancia de Entrada.....	89
4.2.5 Rango de voltaje diferencial de entrada.....	90
4.2.6 Pruebas en simuladores de pacientes.	90
4.2.7 Pruebas en voluntarios sanos.....	91
4.2.8 Resumen de las especificaciones del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.....	94
5. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES.....	97
BIBLIOGRAFIA	99
ANEXOS.....	103

AGRADECIMIENTOS

Éste trabajo representa la culminación de una etapa muy importante en mi vida y no solo es producto de la dedicación de unos cuantos meses, si no de varios años de esfuerzo y aprendizaje; por lo tanto deseo agradecer a todas las personas e instituciones relacionadas de alguna u otra manera con el programa de Ingeniería Biomédica por hacer posible la educación de alta calidad que he recibido y un desarrollo profesional impecable.

Muchas gracias a mi familia por su constante apoyo y respaldo en todos los aspectos de mi vida, sin ellos éste logro no hubiera sido posible; también a las personas especiales que aparte de mi familia se preocupan por mi y cada día me dan ánimos y alientos para alcanzar metas más altas y ser una mejor persona tanto en el ámbito personal como profesional.

A mi director Róbinson Torres, le quiero expresar un profundo agradecimiento por su excelente asesoría y colaboración con el proyecto, pero más aun por la entrega y pasión que pone en cada una de sus clases y demás actividades académicas, por brindar apoyo y orientación en diferentes aspectos de la vida profesional y personal, por plantear retos cada vez mas exigentes con el animo de promover la excelencia y la mentalidad de no conformarse sólo con el hecho de ganar una materia o alcanzar un objetivo. También por ser una de las pocas personas que despertaron en mi, el interés por la electrónica, la educación y la investigación.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Anatomía del corazón humano (izquierda) y señal de ECG (derecha). (Joshi , Ravindran , & Miller , 2011).	20
Figura 2. Diferentes tipos de ondas cerebrales. (Webster, 2009).....	22
Figura 3. EMG de superficie durante abducción y retracción del músculo trapecio (Criswell, 2010).	23
Figura 4. Diagrama de sistema generalizado para la adquisición de biopotenciales. Adaptado de (Texas Instruments, 2013).	25
Figura 5. Interfaz electrodo-electrolito de un electrodo desechable para ECG. El electrodo está hecho del material C. El electrolito es una solución acuosa que contiene cationes del metal C ⁺ y aniones A ⁻	26
Figura 6. Circuito equivalente de electrodos de biopotenciales. (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).	27
Figura 7. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales utilizando amplificadores de bajo ruido, amplificando significativamente la señal y utilizando conversores análogo-digital de baja resolución (menor o igual a 16 bits) y muestreo secuencial. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).	29
Figura 8. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales con baja ganancia de la señal y utilizando conversores análogo-digital de alta resolución (24 bits) de muestreo secuencial. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).	29
Figura 9. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales con baja ganancia de la señal y utilizando conversores análogo-digital de alta resolución (24 bits) de muestreo simultaneo. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).	30
Figura 10. Dos formas de diseñar un sistema de acondicionamiento de biopotenciales. (a) Solución 1. (b) Solución 2 (Soundarapandian & Berarducci, 2010).....	31
Figura 11. Diagrama de un ASIC para la adquisición de biopotenciales. Adaptado de (Texas Instruments, 2013).....	32
Figura 12. Arduino Due.....	33
Figura 13. Caja negra de sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.	45

Figura 14. Diagrama de funciones del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.....	46
Figura 15. Diagrama esquemático de microcontrolador Atmega32U4	57
Figura 16. Diagrama esquemático del ADS1293	58
Figura 17. Diagrama esquemático fuente de alimentación.....	59
Figura 18. Capa superior (izquierda) y capa inferior (derecha) del circuito impreso	60
Figura 19. Serigrafía del circuito impreso. Capa superior (izquierda) y capa inferior (derecha).....	60
Figura 20. Diseño final de circuito impreso según el fabricante.....	61
Figura 21. Caja para contener el circuito electrónico y su respectiva explosión.	62
Figura 22. Diagrama de clase de sistema de adquisición de biopotenciales	63
Figura 23. Configuración de comunicación serial en LabVIEW.....	66
Figura 24. Código para la conversión de escala y filtrado de los biopotenciales	67
Figura 25. Filtro digital para el procesamiento de biopotenciales	67
Figura 26. Código para la visualización de biopotenciales.....	68
Figura 27. Circuito para la medición de la respuesta en frecuencia del sistema	69
Figura 28. Circuito para la medición de la respuesta en frecuencia del sistema simulando la impedancia electrodo-piel.....	70
Figura 29. Circuito de prueba para la medición de la razón de rechazo al voltaje en modo común.....	70
Figura 30. Circuito de prueba para la medición del ruido del sistema.	72
Figura 31. Circuito de prueba para el rango de voltaje diferencial.....	73
Figura 32. Diagrama del sistema para la adquisición de Electrocardiografía de 5 derivaciones.	74
Figura 33. Electromiografía de superficie de los músculos tibial anterior y gastrocnemio.	75

Figura 34. Ejemplo de configuración del sistema para la adquisición de Electrooculografía.	76
Figura 35. Hardware del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos. a) Capa superior del circuito. b) Capa inferior del circuito.	77
Figura 36. Capa superior del sistema del hardware del sistema y sus dimensiones.	78
Figura 37. Hardware del sistema incluyendo la caja para contener el circuito electrónico y los conectores de los cables o latiguillos.	79
Figura 38. IDE de Arduino con el código de ejemplo para programar la adquisición de electrocardiografía de 5 derivaciones en el sistema.....	80
Figura 39. Pestaña de visualización en la interfaz gráfica de usuario.	81
Figura 40. Pestaña de procesamiento en la interfaz gráfica de usuario.	82
Figura 41. Pestaña de configuración de la interfaz gráfica de usuario del sistema de adquisición.....	82
Figura 42. Resultados de electrocardiografía de 5 derivaciones en voluntario sano.	83
Figura 43. Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.....	84
Figura 44. Razón de rechazo al voltaje en modo común del sistema de adquisición de biopotenciales.....	85
Figura 45. Ruido del sistema de adquisición de biopotenciales simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel.	86
Figura 46. Histograma del ruido interno del sistema de adquisición de biopotenciales simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel.	86
Figura 47. Ruido del sistema de adquisición de biopotenciales.	88
Figura 48. Histograma del ruido interno del sistema de adquisición de biopotenciales. ...	88
Figura 49. Porcentaje de la diferencia absoluta entre la amplitud de las señales cuando se simula la interfaz electrodo-piel y comparada cuando la señal se adquiere de manera directa.....	89
Figura 50. Señal senoidal de 400 mVpp adquirida con el sistema de diseñado.	90
Figura 51. Canal 1 correspondiente a derivación I.	91

Figura 52. Canal 2 correspondiente a derivación II.....	91
Figura 53. Canal 3 correspondiente a derivación V1.....	91
Figura 54. Electrocardiografía de 5 derivaciones en un voluntario sano.	92
Figura 55. Electromiografía de superficie en voluntario sano durante la marcha humana normal.	93
Figura 56. Resultados de la adquisición de electrooculografía.....	94

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencias y rangos de amplitud de diferentes biopotenciales. (Prutchi & Norris, 2005; Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b; Webster, 2009; Nagel, 2000).....	19
Tabla 2. Características de sistemas de adquisición de biopotenciales con fines comerciales e investigativos.	37
Tabla 3. Resumen de requerimientos de desempeño para sistemas de adquisición de ECG y monitoreo (ANSI/AAIM, 2002).....	40
Tabla 4. Lista de necesidades para el sistema de adquisición de biopotenciales.....	42
Tabla 5. Lista de especificaciones o requerimientos de desempeño para el sistema de adquisición de biopotenciales.	44
Tabla 6. Matriz de necesidades/especificaciones.	44
Tabla 7. Criterios de selección de diseño	45
Tabla 8. Alternativas de solución para las funciones del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.....	50
Tabla 9. Matriz morfológica.....	51
Tabla 10. Calificación y selección de conceptos.	52
Tabla 11. Resumen de características de diferentes ASICs comerciales para la adquisición de biopotenciales.....	53
Tabla 12. Criterios de selección para ASIC.....	54
Tabla 13. Calificación y selección de ASIC	54
Tabla 14. Lista de componentes necesarios para el diseño de circuitos	56
Tabla 15. Resumen de parámetros para la distribución del ruido del sistema de adquisición simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo piel.....	87
Tabla 16. Resumen de parámetros de la distribución del ruido del sistema de adquisición de biopotenciales.....	88

Tabla 17. Resumen de las especificaciones del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos y su comparación con los requerimientos planteados en 3.2.1.2. 95

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Formatos de entrevistas a profesores y estudiantes.	103
Anexo 2. Archivo header de la librería para configurar el sistema de adquisición (ExGBoard.h).....	104
Anexo 3. Archivo de código fuente de la librería para configurar el sistema de adquisición (ExGBoard.cpp).....	107
Anexo 4. Diagramas esquemáticos del sistema de adquisición de biopotenciales.....	112
Anexo 5. Diseño de detalle de la caja para contener el circuito electrónico.	112

RESUMEN

Los biopotenciales entregan información de vital importancia en el diagnóstico de diferentes enfermedades, dado que pueden revelar el estado o desempeño de la fuente que los genera por ejemplo el corazón, el cerebro y los músculos; Es competencia de la Ingeniería Biomédica el desarrollo de dispositivos que permitan la adquisición, procesamiento y aplicaciones de éste tipo de señales eléctricas, pero el diseño de estos sistemas no es una tarea fácil y generalmente se requiere tener buenas habilidades en el diseño de hardware y en áreas del procesamiento de señales. En este proyecto se presenta el diseño e implementación de un sistema de adquisición de biopotenciales, basado en dispositivos integrados de aplicación específica del estado del arte, con especificaciones que lo hacen especial para ser utilizado en entornos académicos dado que permite concentrarse en desarrollar aplicaciones que involucren biopotenciales sin detenerse mucho tiempo en los detalles de diseño del sistema de adquisición y acondicionamiento.

El primer paso en el desarrollo del proyecto fue idear el diseño de concepto, seguido por el diseño y fabricación de un dispositivo electrónico basado en el circuito integrado ADS1293 de la empresa Texas Instruments y el microcontrolador Atmega 32u4 de la empresa Atmel. El sistema se puede programar directamente desde el IDE de Arduino, haciendo uso de una librería diseñada para configurar las características más importantes del sistema. Para visualizar y realizar procesamiento digital de las señales adquiridas se construyó una interfaz gráfica basada en el software LabVIEW.

Finalmente, pruebas realizadas demostraron que el sistema de adquisición diseñado, cumple con las especificaciones concebidas en la etapa de diseño conceptual y pruebas en simuladores de pacientes y voluntarios sanos indicaron que el desempeño del sistema para la adquisición de biopotenciales en condiciones reales es muy bueno y cuenta con las características necesarias para adaptarse a diferentes condiciones dependiendo del tipo de biopotencial que se quiera adquirir.

Palabras Clave: Biopotencial, Dispositivos integrados de aplicación específica, Procesamiento digital de señales, Sistema de adquisición.

ABSTRACT

Biopotentials are an important source of information in the diagnosis of various diseases because they can reveal the status or performance of the source that generates them, as the heart, brain and muscles. The field of Biomedical Engineering is concerned of the development of devices for the acquisition, processing and applications of this type of electrical signals, but the design of these systems is not an easy task and usually requires high skills in areas such as hardware design and signal processing. This project presents the design and implementation of a biopotential acquisition system based on one of the latest application specific integrated circuit in the field; this acquisition system has specifications that makes it special to be used in academic environments because allows people to concentrate on developing applications involving biopotentials without spending a lot of time on design details of the acquisition and conditioning systems.

The first step in the development of the project was to devise the concept design, followed by the design and manufacture of an electronic device based on the Texas Instruments ADS1293 integrated circuit and the Atmel's microcontroller Atmega 32u4. The system can be programmed directly from the Arduino IDE, using a library designed to configure the most important features of the system. To display and perform digital processing of the acquired signals, a graphical user interface was build, based on LabVIEW software.

Finally, system tests showed that the acquisition system designed, meets the proposed specifications in the concept design and tests performed in a patient simulator and healthy volunteers showed that the performance of the system for biopotential acquisition in real conditions is very good and has the required features to adapt to different conditions depending on the type of biopotential that needs to be acquired.

Key words: Application specific integrated circuit, Acquisition system, Biopotential, Digital signal processing.

INTRODUCCIÓN

Existen varios tipos de señales eléctricas que controlan el funcionamiento del cuerpo humano como lo son la electrocardiografía (ECG), la electroencefalografía (EEG) y la electromiografía (EMG). La información que entregan éstas señales es de vital importancia en el diagnóstico de diferentes enfermedades, dado que pueden revelar el estado o desempeño de la fuente que las genera por ejemplo el corazón, el cerebro y los músculos. El conocimiento de la naturaleza y principios que gobiernan éste tipo de señales junto con su correcta interpretación puede ayudar resolver problemas relacionados con la salud de las personas.

Es competencia de la Ingeniería Biomédica el diseño de dispositivos que permitan la adquisición y procesamiento de éste tipo de señales eléctricas o biopotenciales para extraer esa información vital, que sirve como herramienta diagnóstica para el personal médico. El diseño de éstos sistemas no es una tarea fácil y generalmente se requiere tener buenas habilidades para el desarrollo de hardware, específicamente de sistemas de instrumentación para la adquisición de señales análogas y un profundo conocimiento de técnicas de procesamiento digital, debido a que los sistemas digitales han demostrado tener ventajas importantes en muchos tipos de aplicaciones; concretamente en el campo de la salud, es difícil imaginarse como serían los dispositivos que se utilizan comúnmente en los hospitales, las técnicas de imágenes médicas y los procedimientos quirúrgicos sin la ayuda de los sistemas digitales para la adquisición y procesamiento de señales.

En este proyecto se desarrolla un sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales, haciendo uso de componentes con tecnologías del estado del arte, diseñado especialmente para ser utilizado en entornos académicos. Ésta herramienta permite que estudiantes y demás personas interesadas tengan la posibilidad de concentrarse en desarrollar aplicaciones que involucren biopotenciales sin detenerse mucho tiempo en los detalles de diseño del sistema de adquisición y acondicionamiento. También constituye una herramienta pedagógica importante para cursos relacionados con la adquisición y procesamiento digital de señales biológicas.

1. PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1.1 Contexto y caracterización del problema.

Existen varios tipos de señales eléctricas que controlan el funcionamiento del cuerpo humano; algunos ejemplos del registro de éstas son la electrocardiografía (ECG), la electroencefalografía (EEG) y la electromiografía (EMG), éstas señales entregan información importante de diagnóstico porque pueden revelar el estado o desempeño de la fuente que las genera, por ejemplo el corazón, el cerebro y los músculos. Si se tiene un profundo conocimiento de la naturaleza y principios que gobiernan éste tipo de señales, su correcta interpretación puede ayudar a resolver problemas relacionados con la salud de las personas (Webster, 2009).

Antes de 1960 la tecnología para la adquisición y procesamiento de señales, incluyendo las señales biológicas, era exclusivamente análoga pero a partir de ésta década, la rápida evolución de los computadores y microprocesadores junto con los desarrollos teóricos como la transformada rápida de Fourier causaron un cambio a la tecnología digital y en consecuencia aparece el campo del procesamiento digital de señales. En la década de 1980, los avances tecnológicos en circuitos integrados y microelectrónica permitieron la implementación de computadores rápidos con arquitecturas diseñadas especialmente para el procesamiento digital de señales y por primera vez se comenzaron a desarrollar aplicaciones en diferentes áreas de la industria y la salud con técnicas del procesamiento digital (Oppenheim & Schafer, 2009). Desde entonces se predijo una revolución tecnológica en ámbitos de la salud, pero para muchos es claro que los últimos años en particular, han representado un punto de inflexión donde la conectividad inalámbrica, dispositivos móviles, redes sociales, nuevos sensores y sistemas de procesamiento han causado cambios significativos en los sistemas de salud y que ahora más que nunca se está haciendo énfasis en reducir el costo de la salud a través de soluciones tecnológicas innovadoras (Smith, 2011).

En la actualidad, el análisis y procesamiento de señales biológicas, es uno de los componentes principales de la ingeniería biomédica y específicamente el área de procesamiento digital de señales ha tomado mucha fuerza en las últimas décadas, en parte por las oportunidades que ofrece el medio laboral, los requerimientos de currículo de las universidades y en el fondo, porque aporta muchas herramientas valiosas y necesarias, para enfrentarse a los retos que nacen cada día con el fin de encontrar soluciones tecnológicas innovadoras para el mundo real. El procesamiento digital de señales es una asignatura que se dicta generalmente en los últimos años de pregrado o en niveles de posgrado y a pesar de su importancia, es percibida como una materia difícil de entender y sobrellevar debido a las habilidades requeridas y su alto contenido matemático (Sandham & Hamilton , 2010).

1.1.2 Formulación del problema.

Se requiere un sistema para la adquisición de biopotenciales, que sirva como herramienta pedagógica en cursos afines al procesamiento digital de señales biológicas, que permita a los estudiantes destinar sus esfuerzos al desarrollo de nuevas aplicaciones que involucren biopotenciales sin detenerse en la etapa de diseño y desarrollo del sistema de adquisición, sino que les permita concentrarse en las herramientas propias del procesamiento digital de la señal.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Implementar un sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos basado en dispositivos integrados de aplicación específica.

1.2.2 Objetivos Específicos

Diseñar los circuitos electrónicos y diagramas esquemáticos del sistema de adquisición basado en dispositivos integrados de aplicación específica para el registro de biopotenciales.

Programar una librería para controlar el sistema de adquisición de biopotenciales con una plataforma de desarrollo.

Implementar una interfaz gráfica de usuario que sirva de plataforma para realizar aplicaciones de procesamiento digital de biopotenciales.

Verificar el desempeño del sistema diseñado, utilizando simuladores de pacientes.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Antecedentes

La historia de la adquisición de biopotenciales se remonta a los siglos XVII y XVIII, cuando científicos de la época comenzaron a desarrollar instrumentos para ver cosas que no podían ser percibidas con los sentidos normales. En 1773 John Walsh demostró que existía alguna forma de electricidad animal cuando le mostro a sus colegas que podía generar chispas eléctricas con una anguila. Luego en 1790 Luigi Galvani obtuvo evidencia de la relación entre la contracción muscular y la electricidad. Galvani condujo una serie de experimentos que demostraban que la contracción muscular se podía inducir por una descarga eléctrica. Sin embargo en 1792 Alessandro Volta concluyó que la forma de “electricidad animal” que Galvani había descubierto, no era propia del músculo sino que se debía a artefactos

ocasionados por los diferentes metales que tocaban el músculo. Galvani pudo demostrar su experimento sin el uso de electrodos metálicos pero su descubrimiento salió a la luz cuarenta años después debido a la popularidad de Volta que para el momento había desarrollado herramientas que podían ser usadas para generar electricidad y estimular los músculos (Criswell, 2010).

A mediados del siglo XIX, con el invento del galvanómetro, Carlo Matteucci y Emil Du Bois-Reymond fueron las primeras personas en registrar señales eléctricas emitidas por los nervios de los músculos y establecieron el concepto de neurofisiología. En 1868, Julius Bernstein, alumno de Bois-Reymond definió el concepto de potencial de acción (Rivera, Cajavilca , & Varon , 2008). En 1875, Richard Caton un científico inglés, con la ayuda de un galvanómetro y posicionando dos electrodos en el cuero cabelludo de un sujeto humano, fue la primera persona en registrar la actividad cerebral en forma de señales eléctricas y de ésta manera surgió el electroencefalograma (Sanei & Chambers , 2007). En 1887 el médico y fisiólogo Augustus D. Waller registro el primer “electrograma” de un sujeto humano haciendo uso de un instrumento llamado electrómetro capilar y demostró que la actividad eléctrica del corazón podía ser registrada desde la superficie del pecho. Un año después Waller cambió el termino por “cardiograma”. En 1889, durante el primer congreso internacional de fisiología, los experimentos de Waller llamaron la atención del médico fisiólogo Willem Einthoven, quien de inmediato comenzó a trabajar con el electrómetro capilar para entender la naturaleza de la actividad eléctrica del corazón; no contento con el desempeño de éste instrumento, al cual le había hecho importantes mejoras en términos de resolución y funcionalidad, comienza a trabajar con otro instrumento llamado galvanómetro de cuerda. En 1902, Einthoven publicó un artículo donde reportaba el registro del electrocardiograma de un sujeto humano haciendo uso del galvanómetro de cuerda (Rivera, Cajavilca , & Varon , 2008). En la década de 1920, Gasser y Newcomer usaron el recién inventado osciloscopio de rayos catódicos para mostrar señales eléctricas de los músculos (Criswell, 2010). El registro de electroencefalografía comenzó a ser popular en 1924, pero fue en 1929 que Hans Berger hizo el primer reporte del registro de electroencefalografía en humanos. En la década de 1930, Toennies construyó el primer amplificador diferencial para el registro de potenciales en el cerebro. Éste amplificador para el registro de electroencefalografía comenzó a ser producido por la fundación Rockefeller en 1932 (Sanei & Chambers , 2007).

Por muchos años, el galvanómetro de cuerda, también llamado electrocardiógrafo por los científicos, ocupaba dos cuartos y pesaba aproximadamente 600 libras. Luego de la primera guerra mundial, algunas compañías comenzaron a producir modelos para habitaciones de hospitales. La compañía Cambridge Instruments construyó un dispositivo que pesaba 50 libras y para 1935 la compañía Sanborn había logrado reducir el peso del electrocardiógrafo a 12 libras (Rivera, Cajavilca , & Varon , 2008). En las décadas de 1950 y 1960, tras la invención del transistor en los laboratorios Bell, comenzaron a salir modelos semi-transistorizados y transistorizados para la adquisición de electrocardiografía hasta de 3 canales. Para la década de 1970 los sistemas de adquisición de 12 derivaciones ya eran una realidad y sistemas para el análisis automático de electrocardiografía que incorporaban microprocesadores se comenzaron a implementar. Otro avance importante fue el registro

de electrocardiografía en cintas magnéticas para exámenes Holter. En la década de 1980 la implementación del circuito de la pierna derecha y los amplificadores de aislamiento fueron pasos importantes para mejorar la seguridad de los pacientes y la calidad de la señal (Tompkins, 2009).

En 1996 se reportó una de las primeras implementaciones de conversores análogo digital de alta resolución para adquisición directa de biopotenciales sin el uso de amplificadores de instrumentación (McKee , Evans , & Wallace , 1996). En las últimas décadas, avances en el área de microelectrónica han permitido el desarrollo de sistemas portables para aplicaciones no clínicas, con el propósito de mejorar la calidad de vida de las personas y la interacción entre humanos y maquinas. Algunos ejemplos de avances importantes son los dispositivos integrados de aplicación específica para la adquisición de biopotenciales desarrollados por las empresas IMEC, Texas Instruments y AnalogDevices que han abierto las puertas a varios tipos de aplicaciones portables (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b). En la actualidad existen un sin número de dispositivos para la adquisición y procesamiento de biopotenciales, fabricados por diferentes compañías con aplicaciones en el ámbito clínico, investigativo y en dispositivos móviles. Sin embargo es difícil encontrar un sistema de adquisición de biopotenciales diseñado especialmente para ser usado con propósitos pedagógicos o en ambientes académicos.

1.3.2 Generalidades de los biopotenciales.

Los biopotenciales son señales generadas debido a la actividad electroquímica de cierto tipo de células conocidas como *células excitables*, componentes del tejido nervioso, muscular y glandular. Específicamente la actividad eléctrica de cada célula se define por el intercambio de iones K^+ que a iones Na^+ y la concentración de K^+ en el interior de la célula es mucho mayor que en el exterior. Por lo tanto, un gradiente de difusión de K^+ , ocurre hacia el exterior de la célula, haciendo el interior más negativo en relación al exterior, lo cual resulta en un campo eléctrico formado hacia el interior de la célula. En estado de reposo, el potencial de membrana es aproximado a -70 mV. Cuando la célula es estimulada eléctricamente por el sistema nervioso central, la permeabilidad de Na^+ de la membrana aumenta y los iones de Na^+ se difunden hacia el interior de la célula, provocando un aumento en el potencial de membrana. Cuando éste potencial alcanza +40 mV, la permeabilidad de membrana a los iones Na^+ disminuye y la permeabilidad a iones K^+ aumenta. El resultado es una disminución en el potencial de membrana hasta el estado de reposo. Éste comportamiento cíclico del potencial de membrana celular se conoce como potencial de acción. La suma de varios potenciales de acción, generados por diferentes tipos de células son el origen de biopotenciales como la electrocardiografía (ECG), electroencefalografía (EEG) y electromiografía (EMG) (Webster, 2009). La Tabla 1 muestra las frecuencias y rangos de amplitud de diferentes biopotenciales.

Aplicación	Rango de frecuencias	Amplitud
------------	----------------------	----------

Electroneurograma (ENG): potenciales registrados directamente en las neuronas mediante electrodos de aguja.		10 Hz – 1 kHz	1 — 10 μ V
Electroretinograma (ERN): Potenciales generados por la retina en respuesta a luz intermitente.		0.2 – 200 Hz	1 μ V — 1mV
Electrooculograma (EOG): Potenciales generados con el movimiento de los ojos debido a diferencias de potencial en la retina.		DC – 100 Hz	10 μ V — 0.5mV
Electrogastograma (EGG): Potenciales generados por el estomago detectados con electrodos de superficie en el abdomen.		0.01 – 0.55 Hz	
Electroencefalograma (EEG)	Ondas Delta	0.5 – 4 Hz	10 μ V — 0.5mV
	Ondas Theta	4 – 7.5 Hz	
	Ondas Alfa	7.5 – 13 Hz	
	Ondas Beta	13 – 38 Hz	
	Ondas Gama	38 – 42 Hz	
Potenciales Evocados: Potenciales generados en el cerebro por estímulos externos.	Visuales (VEP)	1 – 300 Hz	
	Auditivos (AEP)	100 Hz – 3 kHz	
	Somatosensoriales (SSEP)	2 Hz – 3 kHz	
Electrocardiograma (ECG)	Frecuencia cardiaca (Intervalos R-R)	0.5 Hz – 3.5 Hz	0.1 — 5 mV
	Variabilidad R-R por termorregulación	0.01 Hz – 0.04 Hz	
	Variabilidad R-R por regulación de la presión sanguínea	0.04 Hz – 0.15 Hz	
	Variabilidad R-R debido a la respiración	0.15 Hz – 0.4 Hz	
	Complejos P, QRS, T	0.05 Hz – 100 Hz	
	Potenciales tardíos ventriculares	40 Hz – 200 Hz	
Electromiograma (EMG)	EMG de superficie (sEMG)	2 Hz – 500 Hz	20 μ V — 0.1 V
	Potenciales de acción de unidades motoras	500 Hz – 10 kHz	

Tabla 1. Frecuencias y rangos de amplitud de diferentes biopotenciales. (Prutchi & Norris, 2005; Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b; Webster, 2009; Nagel, 2000)

1.3.3 Electrocardiografía (ECG).

Los latidos del corazón generan señales eléctricas que pueden ser usadas como herramienta diagnóstica para examinar su funcionamiento, y la medición de estas señales dan lugar a la electrocardiografía. Ésta actividad eléctrica puede ser representada por un vector y por lo tanto es importante conocer su amplitud, comportamiento en el tiempo y ubicación. Éste modelo del corazón consiste en un dipolo eléctrico localizado en un volumen conductor en el medio del tórax. El campo eléctrico generado por la orientación de éste dipolo en un instante determinado, es la representación de la actividad eléctrica del corazón en ése instante. Éste dipolo se representa directamente con un vector llamado *vector cardiaco* denotado por la letra **M**, direccionado desde la carga negativa hacia la positiva y con magnitud proporcional a la carga multiplicada por la separación entre cargas (Webster, 2009).

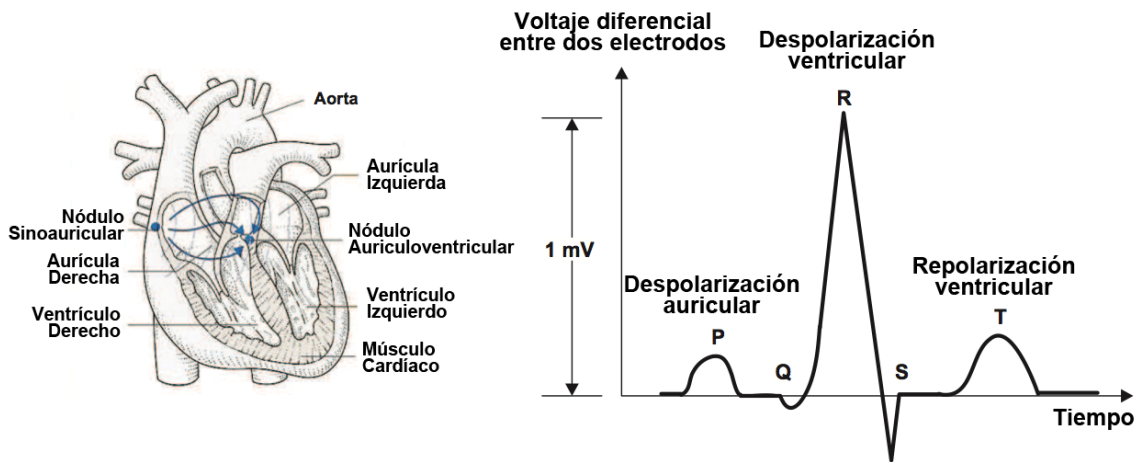


Figura 1. Anatomía del corazón humano (izquierda) y señal de ECG (derecha). (Joshi , Ravindran , & Miller , 2011).

El electrocardiograma normal está formado por una onda P, un complejo QRS y una onda T (Figura 1). Con frecuencia aunque no siempre, el complejo QRS está formado por tres ondas separadas: la onda Q, la onda R y la onda S. La onda P es producida por los potenciales eléctricos que se generan cuando se despolarizan las aurículas antes del comienzo de la contracción auricular. El complejo QRS está formado por los potenciales que se generan cuando se despolarizan los ventrículos antes de su contracción. Por tanto la onda P y los componentes del complejo QRS se denominan ondas de despolarización. La onda T es producida por los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan del estado de despolarización. Éste proceso aparece normalmente en el músculo ventricular entre 0.25 y 0.35 segundos después de la despolarización y la onda T se conoce como onda de repolarización (Guyton & Hall, 2006).

La forma de medir éstos potenciales, es midiendo la diferencia de potencial entre dos electrodos en la superficie del cuerpo. Si dos electrodos son posicionados en dos líneas equipotenciales del campo eléctrico, se puede medir un voltaje diferente de cero. Diferentes posiciones de pares de electrodos, dan lugar a diferentes voltajes por la dependencia espacial del campo eléctrico del corazón y cada arreglo de electrodos o par de electrodos en posiciones específicas se conocen como *derivación*. Existen tres derivaciones básicas conocidas como I, II y III, que expresadas como vectores forma un triángulo en el plano frontal de cuerpo, denominado *el triángulo de Einthoven*. La derivación I, se mide posicionando electrodos en la mano derecha (RA) y en la mano izquierda (LA), la derivación II se obtiene con electrodos entre el pie izquierdo (LL) y la mano derecha y la derivación III se obtiene posicionado electrodos entre el pie izquierdo y la mano izquierda. También existen otras derivaciones denominadas *derivaciones precordiales* (V1, V2, V3, V4, V5 y V6) y *derivaciones aumentadas* (aVL, aVR y aVF) (Webster, 2009).

La frecuencia cardiaca normal de una persona se encuentra alrededor de 70 latidos por minuto (BPM) y puede variar entre 30 y 200 BPM. La amplitud de las señales de electrocardiografía puede variar entre 0.1 mV y 5 mV y depende de la distancia que se encuentren los electrodos del corazón, entre más distanciados menor será la amplitud de la señal (ej. En las manos). La mayor parte de la energía de la señal de electrocardiografía se encuentra en un ancho de banda entre 0.01 y 250 Hz pero en ocasiones para efectos solo de monitoreo y medición de frecuencia cardiaca se puede limitar al ancho de banda entre 0.5 y 40 Hz (figura 1) (Webster, 2009).

1.3.4 Electroencefalografía (EEG).

La electroencefalografía es el registro de la superposición de potenciales variables que se propagan en un medio conductor y son producidos por diferentes arreglos de elementos neuronales (dendritas, axones y cuerpos neuronales) con interconexiones complejas. Convencionalmente se usan tres tipos de electrodos: de superficie, corticales y electrodos de aguja. Cuando los electrodos son ubicados en la corteza cerebral, el registro es llamado electrocorticografía (ECoG). En condiciones normales los potenciales de acción conducidos por los axones, contribuyen muy poco con los potenciales registrados en la superficie y como en la corteza hay gran cantidad de axones que se propagan en diferentes direcciones éstos potenciales se generan de manera asincrónica. Una excepción ocurre en respuesta inducida por estímulos simultáneos sincrónicos; éstas respuestas se conocen como potenciales evocados y tienen unas características muy particulares (Webster, 2009).

Los registros eléctricos en la superficie de la cabeza demuestran una actividad oscilatoria continua que se denominan ondas cerebrales. Éstas señales tienen una amplitud máxima de 100 μ V con frecuencias entre 0.5 y 100 Hz (figura 1), dependen altamente del grado de actividad cerebral y en la mayor parte del tiempo no se puede reconocer ningún patrón. Algunos tipos de patrones se relacionan con condiciones anormales como la epilepsia y en

general cualquier patrón normal se debe clasificar en uno de los siguientes grupos de ondas cerebrales: alfa, beta, teta y delta (Figura 2) (Webster, 2009).

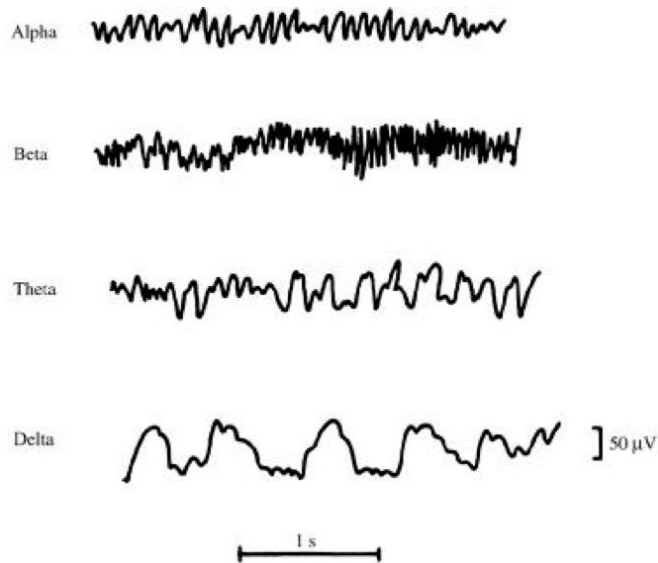


Figura 2. Diferentes tipos de ondas cerebrales. (Webster, 2009).

Las ondas alfa son ondas sincrónicas con frecuencias entre 8 y 13 Hz, amplitud aproximada entre 20 y 200 μV . Se encuentran en la mayoría de personas normales cuando están despiertas pero cuando la persona está dormida las ondas alfa desaparecen por completo. Las ondas beta tienen un rango de frecuencias entre 14 y 30 Hz y aparecen particularmente durante una actividad cerebral intensa en las zonas parietal y frontal del cráneo. Las ondas teta tienen frecuencias entre 4 y 7 Hz registradas en las zonas parietal y temporal de niños pero también aparecen en procesos de estrés emocional en algunos adultos particularmente durante frustración y decepción. Las ondas delta incluyen todas las señales con frecuencias menores a 3.5 Hz y ocurren en el sueño profundo cada 2 o 3 segundos, en niños y en personas con ciertas enfermedades cerebrales (Webster, 2009).

1.3.5 Electromiografía (EMG).

El músculo esquelético se organiza de manera funcional en *unidades motoras*, que consisten en una neurona motora que inerva a varias fibras musculares. La unidad motora es la unidad más pequeña que puede llegar a ser estimulada y en tal caso, todas las fibras musculares son activadas de manera sincrónica. La señal de EMG es generada por los potenciales de acción de diferentes unidades motoras que se activan durante una contracción muscular y se propagan en un volumen conductor. Diferentes unidades motoras son activadas de manera asincrónica lo cual permite movimientos suaves (Criswell, 2010).

Una de las desventajas de la EMG de superficie, es que solo se puede usar para medir los potenciales provenientes de músculos superficiales y es sensible a la actividad eléctrica en un área demasiado amplia (Webster, 2009). Es difícil relacionar la EMG con la fuerza o tamaño del músculo, debido a que es una medida muy sensible a la ubicación de los electrodos y la cantidad de grasa que se encuentre entre la piel y el músculo. En un individuo las señales de EMG tienden a ser de mayor amplitud en zonas con capas delgadas de grasa comparadas con zonas con capas gruesas de grasa. Por ejemplo la amplitud que se obtiene de la EMG de los extensores del antebrazo es mayor que la obtenida en los glúteos; debido a que los músculos glúteos son más grandes que los músculos extensores del antebrazo, se esperaría una señal de mayor amplitud, pero éste no es el caso y demuestra que no se pueden despreciar los efectos de atenuación del tejido adiposo. En adición a lo anterior, los tejidos del cuerpo tienden a atenuar los componentes de alta frecuencia de las señales y por lo tanto se considera que tienen un efecto de filtro pasa bajas (Criswell, 2010).

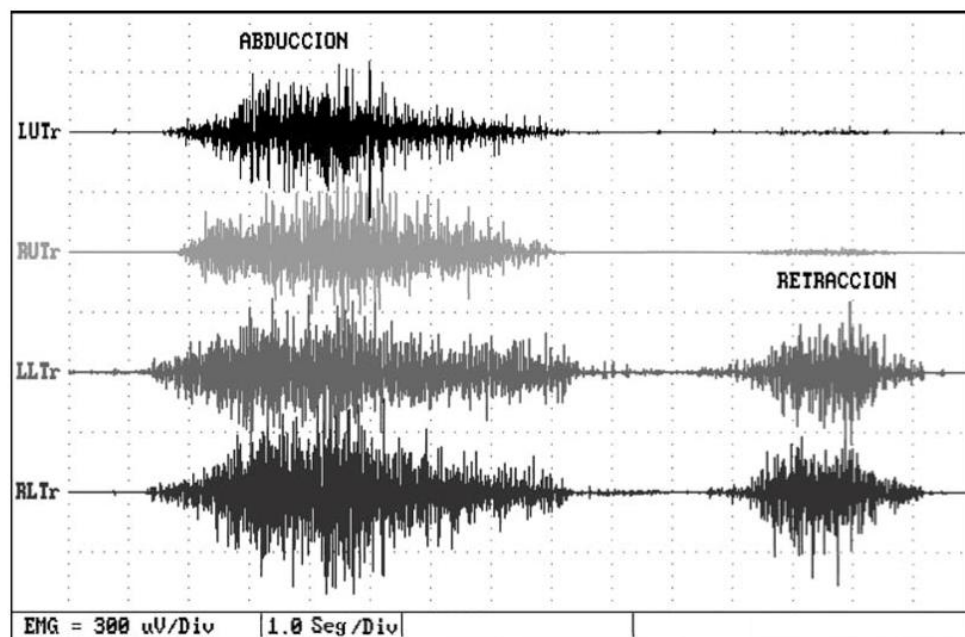


Figura 3. EMG de superficie durante abducción y retracción del músculo trapecio (Criswell, 2010).

Las señales de EMG tienen amplitudes entre 20 y 2000 μV y frecuencias entre 20 y 1000 Hz (Tabla 1, figura 3). En EMG se recomienda utilizar filtros pasa bandas entre 100 y 200 Hz o 100 y 500 Hz, cuando el ruido por la interferencia de 60 Hz y artefactos ocasionados por ECG son problemáticos para interpretar la señal. En general se prefiere utilizar un filtro pasa bandas entre 20 y 300 Hz para no despreciar los efectos de la fatiga muscular y registrar toda la energía en el espectro de potencia (Criswell, 2010).

1.3.6 Generalidades de los sistemas de adquisición de biopotenciales.

Un sistema generalizado de instrumentación médica cuenta con al menos algunos de los siguientes componentes funcionales: cantidad física, propiedad o condición, sensor o transductor, sistema de acondicionamiento y sistema de visualización. En el caso de la adquisición de biopotenciales, la cantidad física es el biopotencial como tal (corriente iónica a través de la membrana celular producto del intercambio de iones a través de la membrana de células excitables) y los sensores o transductores son los electrodos de biopotenciales. El sistema de acondicionamiento está formado por diferentes componentes que se pueden dividir en dos grupos, el amplificador de biopotenciales y una etapa de procesamiento de la señal que puede ser análoga o digital. Finalmente el sistema de acondicionamiento se conecta con un sistema de visualización. Por lo general, las señales que se miden, son análogas (continuas) y no es usual que el sensor se conecte directamente con el sistema de visualización, comúnmente digital. Para solucionar éste problema es común el uso de sistemas de acondicionamiento digitales, los cuales permiten no solo comunicar a los sensores con el sistema de visualización, sino también realizar procesamiento digital de las señales. Algunas ventajas de los sistemas digitales comparados con sistemas análogos son: mejor precisión, repetitividad, confiabilidad, inmunidad al ruido, costo y usualmente no requieren calibración (Webster, 2009). Un ejemplo que demuestra éstas ventajas es el componente electrónico ADS1292 de Texas Instruments, el cual es un convertor análogo-digital de 24-bits y 2 canales, especialmente diseñado para instrumentación médica. Éste componente comparado con una implementación convencional de un sistema de adquisición para un monitor Holter de 2 canales, ayuda a reducir un 92% el espacio requerido en el circuito impreso, reduce un 94% el consumo de energía y reduce los componentes necesarios en un 92% (Texas Instruments, 2013).

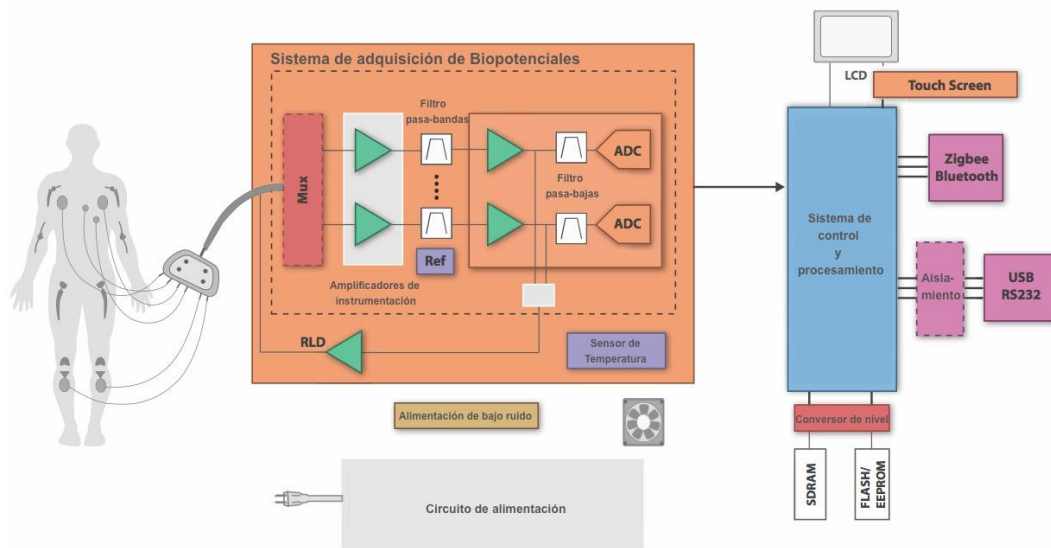
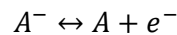
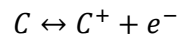


Figura 4. Diagrama de sistema generalizado para la adquisición de biopotenciales. Adaptado de (Texas Instruments, 2013).

1.3.7 Electrodo de biopotenciales.

Usualmente los sistemas de adquisición de biopotenciales tienen alta impedancia de entrada, pero aun así, existe un flujo de corriente en la entrada del circuito de adquisición. Debido a que ésta corriente es generada por iones en el cuerpo y no por un flujo de electrones en un cable, es necesario el uso de un transductor que sirva como interfaz entre el cuerpo y el sistema de adquisición, convirtiendo la corriente iónica en corriente eléctrica. Éstos transductores son los electrodos de biopotenciales (Figura 5) (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

El principio de operación de los electrodos de biopotenciales puede ser descrito como una interfaz electrodo-electrolito. Para que exista un flujo de corriente, entre el electrolito sin electrones libres (ej. Ag^+ y Cl^-) y el electrodo sin cationes o aniones libres (ej. Ag), debe ocurrir una reacción química en la interfaz del electrolito y el electrodo descrita por la siguiente ecuación (Webster, 2009).



C y A son cationes y aniones en el electrolito respectivamente. El electrodo debe estar hecho del mismo metal que los cationes en el electrolito (ej. Ag y $AgCl$). De ésta manera los cationes en el electrodo se pueden oxidar (perder un electrón) en la interfaz para cruzar al electrolito, descargar un electrón libre en el electrodo y permitir el flujo de corriente desde el electrodo al electrolito. En el caso de los aniones, éstos se oxidan en la interfaz para

generar un átomo neutro descargando un electrón en el electrodo. La reacción también puede ocurrir en sentido contrario (Webster, 2009).

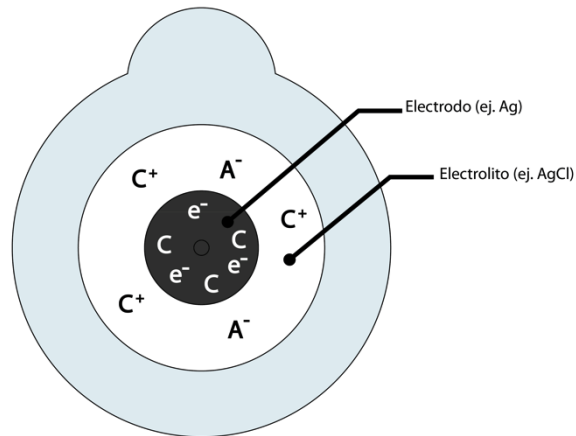


Figura 5. Interfaz electrodo-electrolito de un electrodo desechable para ECG. El electrodo está hecho del material C. El electrolito es una solución acuosa que contiene cationes del metal C^+ y aniones A^- .

En conclusión la diferencia de potencial (potencial de media celda) entre el electrodo y el electrolito se debe a un desbalance de cargas positivas cuando un metal se inserta en un electrolito del mismo material (ej. Ag y Ag^+).

1.3.7.1. Modelo del circuito equivalente.

Los electrodos de biopotenciales se pueden clasificar como: Polarizables y no-polarizables. Los electrodos perfectamente polarizables son aquellos en los cuales no existe transferencia de cargas entre la interfaz del electrodo y el electrolito cuando se aplica una corriente. Las corrientes que se generan son corrientes de desplazamiento y el electrodo se comporta como un capacitor. Los electrodos perfectamente no-polarizables son aquellos en los cuales la corriente pasa libremente entre la interfaz electrodo-electrolito, sin requerir transmisión de energía para realizar la transición. Éstos electrodos se comportan como resistencias (Webster, 2009). Debido a que ninguno de éstos dos tipos de electrodos se pueden fabricar, en la practica los electrodos se encuentran como una combinación de los dos tipos (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

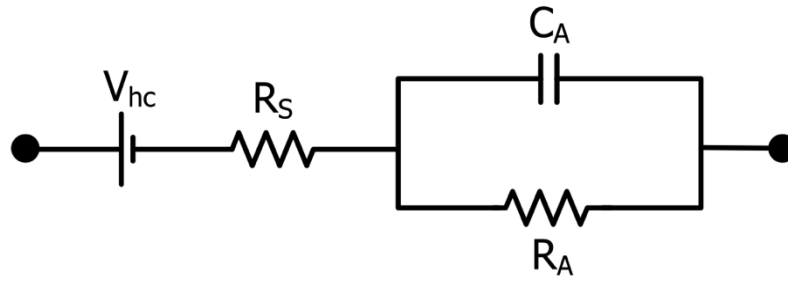


Figura 6. Circuito equivalente de electrodos de biopotenciales. (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

En la Figura 6, se muestra un esquema del circuito equivalente a un electrodo de biopotenciales. C_A y R_A representan la impedancia asociada con la interfaz electrodo-electrolito y R_S es la resistencia de la solución del electrolito. La diferencia de potencial en la interfaz electrodo-electrolito o el potencial de media celda es representado por V_{hc} (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

En los electrodos convencionales, el electrolito consiste en un gel entre la superficie del tejido y el electrodo. Debido a que los biopotenciales se miden generalmente de manera diferencial, y la interfaz gel-tejido entre dos electrodos no es la misma, siempre existirá un nivel DC entre los electrodos. Ésto es importante porque el sistema de adquisición debe tener un comportamiento de filtro pasa altas, para evitar saturación debido a éste componente DC (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

1.3.7.2. Tipos de electrodos de biopotenciales.

Los electrodos de biopotenciales también se pueden clasificar como: electrodos húmedos, electrodos secos y electrodos sin contacto. Los electrodos húmedos, utilizan gel como electrolito entre la piel y el electrodo y los más comunes son los electrodos Ag/AgCl. El electrodo está hecho de plata, cubierto con una capa de cloruro de plata. Las ventajas más importantes de éste tipo de electrodos son su baja impedancia y buena respuesta ante los artefactos por movimiento (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

Los electrodos secos, no requieren ningún tipo de gel para hacer contacto con la piel y debido a la ausencia de electrolito, su comportamiento es parecido a un electrodo polarizable, o un capacitor. Por ésta razón, el circuito de entrada, debe tener alta impedancia de entrada ($\gg G\Omega$), y debido a ésta impedancia, el sistema de adquisición se debe posicionar cerca al electrodo para evitar interferencia electromagnética. Los electrodos sin contacto se consideran como un capacitor entre el cuerpo humano y el sistema de instrumentación y por lo tanto se puede hacer una adquisición remota de las

señales. La impedancia de entrada del circuito de adquisición debe ser extremadamente alta para extraer los biopotenciales y cualquier movimiento del electrodo respecto al cuerpo, crea artefactos debido a cambio de capacitancia (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

1.3.8 Amplificadores de biopotenciales.

La principal función de un amplificador de biopotenciales, es amplificar y filtrar señales biológicas, las cuales son muy débiles (baja amplitud) para luego ser procesadas. Para que el amplificador de biopotenciales sea funcional, debe cumplir ciertos requerimientos mínimos: debetener alta impedancia de entrada (mínimo 10 MΩ) y de ésta manera no representar una carga significativa para la señal que se está midiendo. Debe proteger al organismo que se está estudiando; en ambientes clínicos, corrientes eléctricas que pasen desde el amplificador hacia el paciente pueden resultar en consecuencias graves debido a microchoques o macrochoques (Webster, 2009). Otras características importantes son: tener alto CMRR para atenuar la interferencia de 50 o 60 Hz; tener características de filtro pasa altas para filtrar el offset DC diferencial entre electrodos; no incorporar ruido a la señal para mejorar su calidad (aumentar el SNR) y por ultimo tener ganancias y filtros configurables para suplir las necesidades de diferentes aplicaciones y biopotenciales (Yazicioglu, Hoof, & Puers, 2009b).

1.3.9 Consideraciones de diseño.

El diseño del sistema de acondicionamiento de las señales depende altamente de las características de cada tipo de biopotencial y por lo tanto es indispensable conocer a fondo sus características. La amplitud y ancho de banda de cada biopotencial (Tabla 1) determinan el rango dinámico del sistema de instrumentación y es importante reconocer que éstas señales son propensas a ruido y artefactos como el offset, el voltaje en modo común, artefactos por movimiento, interferencia de 50/60 Hz y ruido de amplificadores y conversores ADC (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

De manera general existen dos formas de abordar el procesamiento y adquisición de los biopotenciales. Una forma (solución 1) es utilizar amplificadores de bajo ruido, amplificar significativamente la señal y utilizar conversores análogo-digital de baja resolución (menor o igual a 16 bits) (Figura 7). La otra solución (solución 2) es dar menos ganancia a la señal y utilizar conversores análogo-digital de alta resolución (24 bits) (Figura 8 y Figura 9). Otro aspecto que se debe tener en cuenta relacionado con el conversor análogo digital para ambas soluciones planteadas es el uso de multiplexores y muestreo secuencial (Figura 7 y Figura 8) o muestreo simultaneo (Figura 9) (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

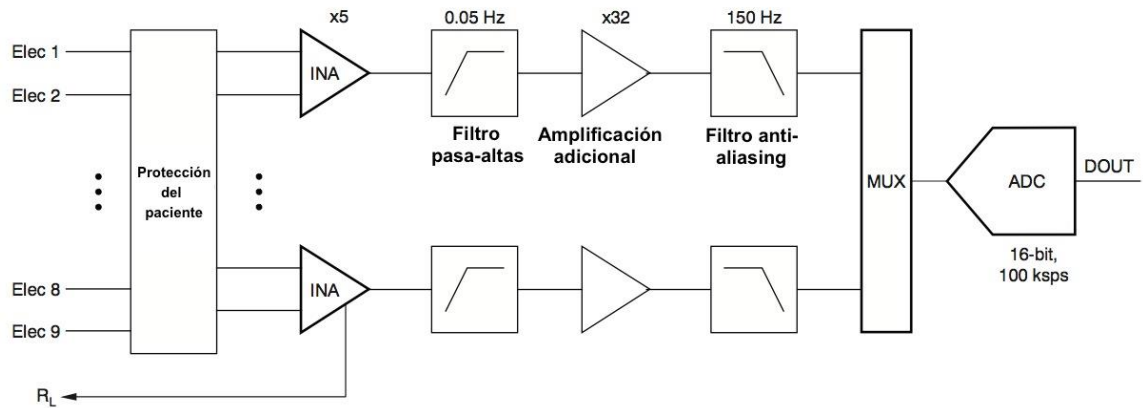


Figura 7. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales utilizando amplificadores de bajo ruido, amplificando significativamente la señal y utilizando convertidores análogo-digital de baja resolución (menor o igual a 16 bits) y muestreo secuencial. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

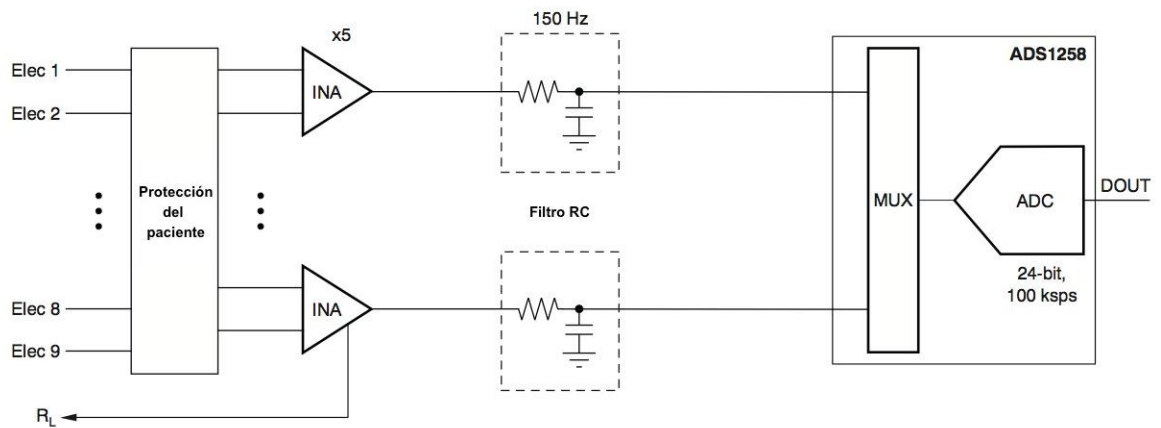


Figura 8. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales con baja ganancia de la señal y utilizando convertidores análogo-digital de alta resolución (24 bits) de muestreo secuencial. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

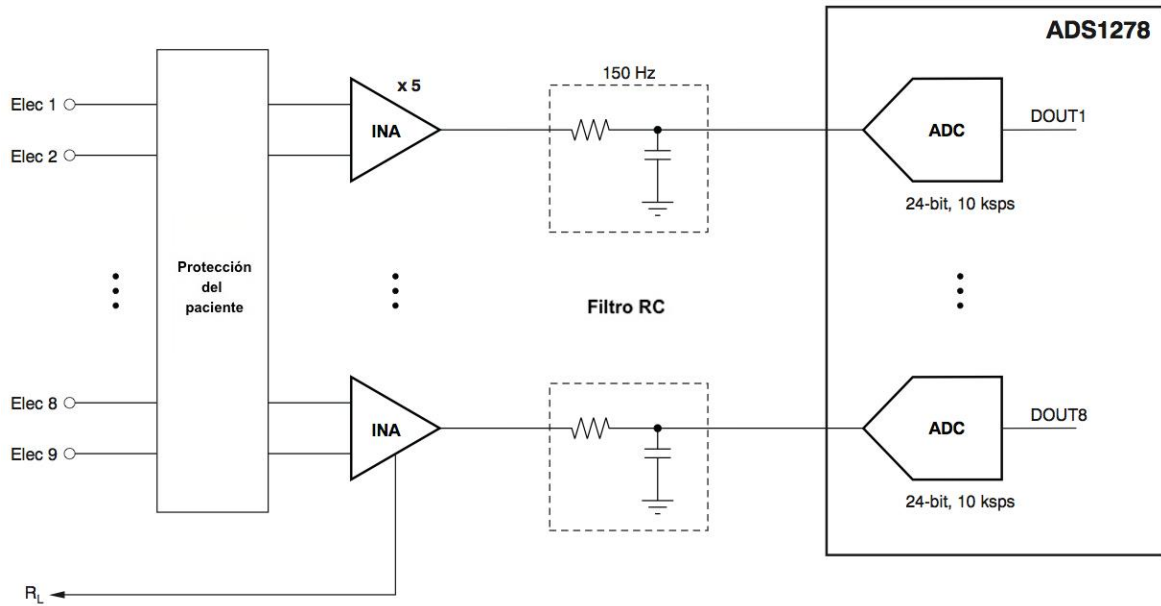


Figura 9. Solución para sistema de adquisición de biopotenciales con baja ganancia de la señal y utilizando convertidores análogo-digital de alta resolución (24 bits) de muestreo simultaneo. Adaptado de (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

Como se muestra en la Figura 10, en ambos casos el rango dinámico de la señal libre de ruido se mantiene (el ruido del sistema en relación a la señal de entrada es el mismo en ambos casos), pero existen aspectos importantes que se deben evaluar para cada caso y tipo de aplicación. El primer aspecto a tener en cuenta es que la solución 1, requiere procesamiento análogo de la señal antes que ésta sea digitalizada lo cual limita la flexibilidad del sistema y aumenta su costo; en contraparte, la solución 2 requiere procesamiento digital, lo cual puede aumentar los recursos computacionales. Respecto a la decisión del tipo de conversor análogo-digital a utilizar, se debe tener en cuenta que los convertidores de muestreo secuencial requieren menos componentes pero aumentan el consumo de energía debido a que requieren alta velocidad de muestreo y no son aptos para algunas aplicaciones debido a que introducen retardos entre muestras de diferentes canales (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

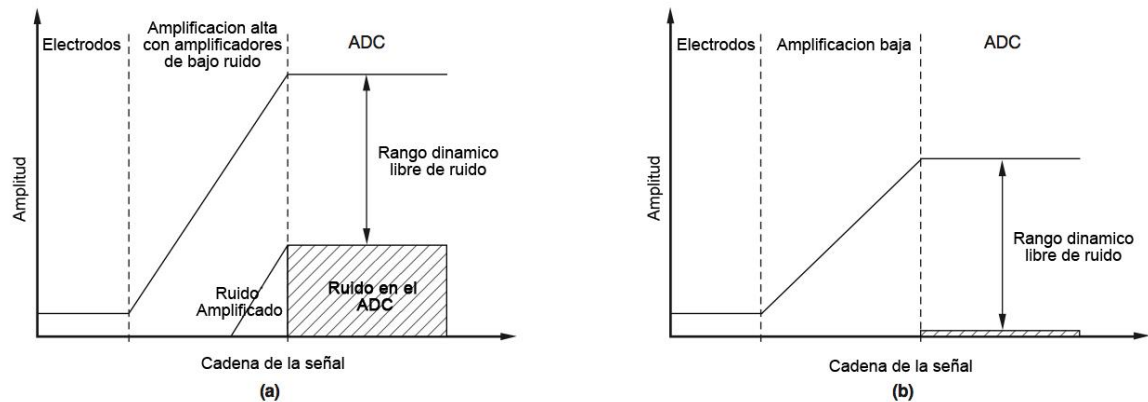


Figura 10. Dos formas de diseñar un sistema de acondicionamiento de biopotenciales. (a) Solución 1. (b) Solución 2 (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

1.3.10 Dispositivos integrados de aplicación específica para el registro de biopotenciales.

La función del dispositivo integrado o circuito integrado de aplicación específica (o ASIC por sus siglas en inglés) es acondicionar la señal que se toma del sensor y realizar una conversión análoga-digital (Figura 11). Usualmente el sistema de instrumentación para la adquisición de biopotenciales, es diseñado de manera discreta, es decir con componentes separados de diferentes fabricantes de semiconductores principalmente amplificadores de instrumentación, amplificadores operacionales y conversores análogo-digital, que se combinan para lograr un sistema de adquisición. Con avances tecnológicos en los últimos años, específicamente en el área de microelectrónica, diferentes fabricantes de semiconductores han sacado al mercado ASICs con características de velocidad, resolución y consumo de energía como nunca antes (Soundarapandian & Berarducci, 2010).

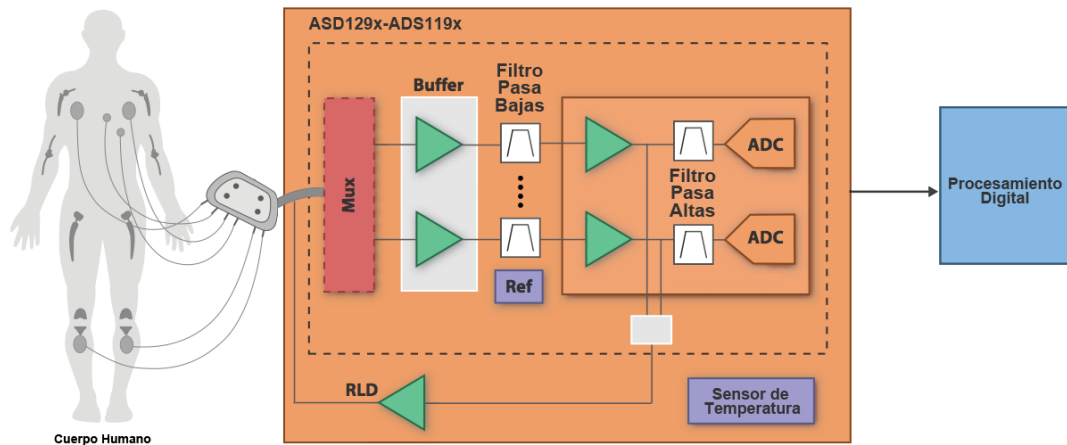


Figura 11. Diagrama de un ASIC para la adquisición de biopotenciales. Adaptado de (Texas Instruments, 2013).

Algunos ejemplos de ASICs para la adquisición de biopotenciales de diferentes fabricantes son la familia ADS129x y ADS119x de Texas Instruments, la familia ADAS1000 de AnalogDevices y la serie RHD2000 de Intan Technologies. A continuación se listan algunas de las características del ADS1298 de Texas Instruments con el fin de mostrar la cantidad de funciones que se pueden tener en éste chip de 8x8 mm (Texas Instruments, 2010).

- 8 amplificadores de bajo ruido con ganancia programable
- 8 conversores analógico-digital de 24-bits
- Consumo de 0.75mW/Canal
- 250-32000 muestras por segundo
- CMRR: -115 dB
- Alimentación análoga: 2.7-5.25 V
- Alimentación digital: 1.65-3.7 V
- Circuito de la pierna de recha integrado
- Comunicación serial SPI

1.3.11 Plataformas de desarrollo (hardware).

Las plataformas de desarrollo son herramientas que permiten a los diseñadores crear prototipos funcionales para transformar ideas en productos tangibles de manera rápida y con la ventaja de no tener que empezar un nuevo proyecto desde cero. Crear un nuevo dispositivo requiere plantear un sistema, diseñar los circuitos impresos, programar el software básico del sistema y luego crear la aplicación. Éste proceso demanda mucho tiempo por las habilidades que se requieren en diseño de circuitos electrónicos y programación de sistemas. Para tratar de reducir esfuerzos en el diseño de hardware se

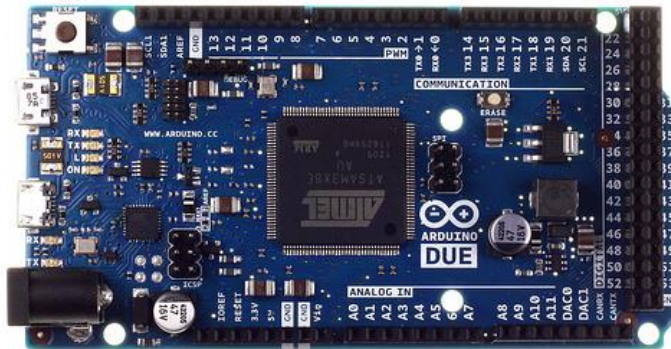
han planteado soluciones basadas en módulos con diferentes formas de conectarse con sensores y actuadores (Hodges , Villar , Scott , & Schmidt , 2012).

Algunos ejemplos de las plataformas de desarrollo más comunes son:

- Arduino
- BeagleBoard / BeagleBone.
- MSP430 LaunchPad
- NET Gadgeteer.
- Raspberry Pi.

1.3.10.1. Arduino.

Arduino es una plataforma de desarrollo libre con dos componentes principales: diferentes versiones de tarjetas electrónicas (hardware) basadas en microcontroladores Atmel AVR y un entorno de desarrollo para programar el hardware basado en el lenguaje de programación Processing (Banzi , 2008). Arduino se ha convertido en un estándar para las plataformas de desarrollo libres, es fácil de aprender y es usado comúnmente con fines pedagógicos, en investigación y sobretodo por aficionados a la electrónica. La buena integración entre el software y el hardware, hacen de Arduino una herramienta fácil de manejar para cualquier persona que necesite hacer un prototipo de una nueva idea. Las principales limitaciones se hacen notorias cuando se quieren implementar aplicaciones que requieran alta velocidad o procesamiento; en éstos casos Arduino puede servir como dispositivo de entrada y salida de datos a un computador (Hodges , Villar , Scott , & Schmidt , 2012).



(Imagen tomada de <http://arduino.cc>)

Figura 12. Arduino Due.

2. METODOLOGÍA

2.1 REVISIÓN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE BIOPOTENCIALES.

El primer paso en el diseño del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales fue hacer una revisión del estado de la técnica; para cumplir con ésta actividad se realizó una revisión bibliográfica exhaustiva de artículos científicos, libros, publicaciones en conferencias y reportes técnicos; también se realizaron consultas a expertos y estudiantes, se examinaron productos existentes en el mercado, requerimientos de cursos afines al procesamiento digital de señales, características propias de los biopotenciales y finalmente aspectos como el costo, disponibilidad y especificaciones de diferentes circuitos integrados.

2.2 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE HARDWARE.

Para diseñar del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales, se utilizó la metodología de diseño conceptual planteada en (Ulrich & Eppinger, 2008). En base a la información obtenida en la revisión del estado de la técnica, se definieron las necesidades, especificaciones y criterios de selección para las partes clave del sistema. El siguiente paso fue calificar diferentes diseños planteados como solución al problema y finalmente se escogió el diseño ganador.

Como dispositivo integrado de aplicación específica se seleccionó el circuito integrado ADS1293 de Texas Instruments, Arduino como plataforma de desarrollo y LabVIEW para el diseño de la interfaz gráfica de usuario y comunicación serial con el microcontrolador.

El primer paso en la fabricación del dispositivo fue diseñar los diagramas esquemáticos y el circuito impreso utilizando Eagle Versión 6.1 para Mac OS X (CadSoft, USA), luego se adquirieron los componentes necesarios con diferentes proveedores y el circuito impreso fue enviado a una empresa dedicada a la producción PCBs. Finalmente la tarjeta y los componentes fueron ensamblados utilizando técnicas de soldadura por refusión.

Finalmente se diseñó una caja haciendo uso del software Solid Edge ST4 (Siemens PLM Inc. Alemania) con el propósito de contener el circuito electrónico y servir de conector para los cables o latiguillos que van del paciente a las entradas del sistema. La caja fue fabricada en una impresora 3D.

2.3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE

El primer paso en el diseño e implementación del software, fue programar una librería para configurar el sistema desde el IDE de Arduino haciendo uso de programación orientada a objetos. El sistema es tratado como un objeto con atributos relacionados con la

configuración de canales y frecuencias de muestreo y métodos que permiten realizar modificaciones a los atributos, a las configuraciones predeterminadas y leer los datos del ADS1293. La librería está estructurada de tal manera que permite una fácil y rápida configuración del sistema de adquisición.

El siguiente paso fue desarrollar una interfaz gráfica haciendo uso del software LabVIEW, que permite establecer comunicación serial con el sistema de adquisición, visualizar los biopotenciales que se están adquiriendo y realizar procesamiento de las señales en caso de ser necesario.

2.4 PRUEBAS DE DESEMPEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES

Una vez fabricado el hardware del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales y diseñada la interfaz gráfica de usuario, se realizaron pruebas de desempeño del sistema, tanto en un simulador de pacientes como en voluntarios sanos. El principal propósito de las pruebas fue verificar que el sistema cumpliera con los requerimientos de diseño planteados en 3.2.1.2.

3. DESARROLLO DEL PROYECTO

3.1 REVISIÓN DEL ESTADO DE LA TÉCNICA DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE BIOPOTENCIALES.

3.1.1 Sistemas para la adquisición de biopotenciales.

En los últimos años se ha desarrollado gran cantidad de sistemas de adquisición de biopotenciales de alto desempeño para ambientes no clínicos; esto se debe en parte a que el crecimiento de las tecnologías móviles ha generado nuevas oportunidades para el desarrollo de aplicaciones innovadoras que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas y a reducir los costos de la salud.

A continuación la **Tabla 2** resume algunas de las características más importantes de sistemas de adquisición de biopotenciales que se han desarrollado con objetivos similares a los que se quiere alcanzar en éste proyecto y que no necesariamente requieren especificaciones para ser implementados en ambientes estrictamente clínicos. La mayoría de estos sistemas han sido reportados en artículos científicos y conferencias internacionales, aunque también se incluyen algunos productos comerciales que se utilizan en investigación y desarrollo de nuevas aplicaciones.

Referencia	Aplicación*		Bioseñal	Nivel de complejidad	Número de canales	Tipo de procesamiento	Controlador
(Texas Instruments, 2013b)	C	Modulo de evaluación	ECG	Medio-Alto	3	Digital	μC
(EMOTIV , 2012)	C	Interfaz cerebro computador	EEG	Alto	14	Filtros digitales Notch y Sinc	
(NeuroScan, 2008)	C	Investigación	EEG	Alto	64		
(COR Science, 2013)	C		ECG	Medio	1,3,6		μC
(Joshi , Ravindran , & Miller , 2011)	C	Detector de frecuencia cardiaca	ECG	Medio	1	Análogo	μC
(Advancer Technologies, 2013)	C	Aplicaciones con microcontroladores	EMG	Medio-Bajo	1	Análogo	μC
(Morales, García, Castillo, Carvajal, Banqueri, & Palma , 2011)	I-A	Sistema reconfigurable basado en FPAA	ECG	Alto		Análogo y digital	FPGA, FPAA
(Barone & Merletti , 2013)	I-A	Adquisición de alta resolución y procesamiento en	EMG	Alto	64-424	Análogo (HPF, LPF)	FPGA

		tiempo real de HD-sEMG					
(Chang, et al., 2010)	I-A	Aplicaciones portables, electrodos secos	ECG	Medio-Alto			Análogo (LPF) ASIC
(Wang, et al., 2011)	I-A	Aplicaciones portables	EEG, ECG, EMG	Medio-Alto			Análogo (LPF) Ajustable μ C
(Tsai, Hong, Wang, & Lee, 2012)	I-A	Aplicaciones portables	ECG	Medio-Alto			Análogo Pasabandas ASIC
(Gómez-Clapers & Casanella, 2012)	I-A	Monitor de frecuencia cardiaca	ECG	Medio	1		Análogo-Digital μ C
(Chen, et al., 2013)	I-A	Aplicaciones portables, electrodos secos	ECG	Medio	1		μ C
(Diasa, Carmoc, Mendesc, & Correiac, 2012)	I-A	Electrodos secos	EEG	Medio	5		
(Yazicioglu, et al., 2009c)	I-C	Aplicaciones portables	ECG	Medio-Alto			μ C
(Pu, Wan, Sheng, Chiang, Qin, & Hong, 2012)	I-C	Aplicaciones portables	ECG	Medio-Alto	8		Análogo μ C
(Ghoshdastider, Lange, Viga, & Grabmaier, 2012)	I-C	Aplicaciones portables, ExG modular	ExG	Medio-Alto	8-256		
(Zuo, Yang, Wang, Li, Peng, & Chiao, 2012)	I-C	Adquisición de biopotenciales en animales	EMG, ECoG	Medio			μ C
(Bifulco, Cesarelli, Fratini, Ruffo, Pasquariello, & Gargiulo, 2011)	I-C	Textiles	ECG, EMG	Medio			μ C
(Ming, Yajun, & Xiaoping, 2008)	I-C	Detección de arritmia	ECG	Medio			Filtro Sinc3 μ C
(Scolaro, et al., 2009)	I-C	Plataforma para el soporte teórico y practico en el aprendizaje de ingeniería biomédica	EEG, ECG, EMG, EOG	Medio	6		Análogo y digital μ C

Tabla 2. Características de sistemas de adquisición de biopotenciales con fines comerciales e investigativos.

Referencia	Voltaje de Alimentación	Características del ADC	Frecuencia de muestreo	Ancho de Banda	Modulo inalámbrico
(Texas Instruments, 2013a)	3.3V	24 Bits Delta sigma	<6.4kHz	0-1.2 kHz	
(EMOTIV, 2012)		14 bits	128 Hz	0.2-45	Propietary. 4 GHz
(NeuroScan, 2008)		24 bits	20kHz		
(COR Science, 2013)	5V, 3.3V		500 Hz, 1kHz	0.05-250 Hz	

(Joshi , Ravindran , & Miller , 2011)	5V	10 bits		0-16Hz	cc2500
(Advancer Technologies, 2013)	3-16V				
(Morales, García, Castillo, Carvajal, Banqueri, & Palma , 2011)		SAR 14 Bits	< 1Mbps	0.5-40/0.05-150	
(Barone & Merletti , 2013)	1.8V, 2.5V, 3.3V, 5V, 7.5V	24 Bits Delta sigma		10-500 Hz	
(Chang, et al., 2010)	1.8V	SAR 12 bits	200 kHz		
(Wang, et al., 2011)	1.8V y 3.3V	10 bits		Múltiple	RF
(Tsai, Hong, Wang, & Lee, 2012)	1V y 1.2V	8 bit	10 kHz	250 Hz	ZigBee
(Gómez-Clapers & Casanella, 2012)	3V	10 bit	100 Hz	0.5-40 Hz	CC2500
(Chen, et al., 2013)	3V				SD Storage
(Diasa, Carmoc, Mendesc, & Correiac , 2012)		16 bit	1 kHz		RF 2.4Ghz
(Yazicioglu, et al., 2009c)		12 bits			nRF24L01
(Pu, Wan, Sheng, Chiang, Qin, & Hong, 2012)	2.7V			0.5-100 Hz	Bluetooth
(Ghoshdastider, Lange, Viga, & Grabmaier , 2012)		24 Bits Delta sigma	1 kHz		Wfi
(Zuo, Yang, Wang, Li, Peng, & Chiao, 2012)		8 bit	10 kHz	5Hz-5kHz	nRF24L01
(Bifulco, Cesarelli, Fratini, Ruffo, Pasquariello, & Gargiulo, 2011)	3.3V	12 bit	1 kHz	0.5-40 Hz, 5-400 Hz	Bluetooth
(Ming, Yajun, & Xiaoping , 2008)	1.8V-5.5V				CC1100
(Scolaro, et al., 2009)		12 bit		Módulos	Zigbee

Tabla 2. Características de sistemas de adquisición de biopotenciales con fines comerciales e investigativos.

Referencia	Ruido	Ganancia	CMRR	Comunicación Serial	Dimensiones	Potencia
(Texas Instruments, 2013a)	7 μ Vpp	3.5	100 dB	USB UART		
(EMOTIV , 2012)						
(NeuroScan, 2008)			110 dB			
(COR Science, 2013)				UART	25x40 mm	<26mW

(Joshi , Ravindran , & Miller , 2011)		722	73 dB	UART		
(Advancer Technologies, 2013)		Múltiple			25x25 mm	
(Morales, García, Castillo, Carvajal, Banqueri, & Palma , 2011)	7.3 μ Vpp		102 dB	USBrs232		
(Barone & Merletti , 2013)		200	95 dB			
(Chang, et al., 2010)			82 dB		55x75 mm	
(Wang, et al., 2011)		Múltiple	90 dB	UART USB	60x25 mm	66 mW
(Tsai, Hong, Wang, & Lee, 2012)						8.8 mW
(Gómez-Clapers & Casanella, 2012)			80 dB	Serial USB		7.5 mW
(Chen, et al., 2013)	0.36 μ Vpp		102 dB	SD Storage	58x50 mm	85 mW
(Diasa, Carmoc, Mendesc, & Correiac , 2012)		66 dB	77 dB		90x85 mm	107 mW
(Yazicioglu, et al., 2009c)						1.16 mW
(Pu, Wan, Sheng, Chiang, Qin, & Hong, 2012)	0.97 μ V RMS					
(Ghoshdastider, Lange, Viga, & Grabmaier , 2012)	11 μ V/ \sqrt Hz			SPI UART USB		
(Zuo, Yang, Wang, Li, Peng, & Chiao, 2012)		68.4 dB				
(Bifulco, Cesarelli, Fratini, Ruffo, Pasquariello, & Gargiulo, 2011)	150 μ V/ \sqrt Hz	300	>90 dB		20x20 mm	
(Ming, Yajun, & Xiaoping , 2008)		Múltiple	120 dB			
(Scolaro, et al., 2009)		Múltiple	100 dB	UART USB		

Tabla 2. Características de sistemas de adquisición de biopotenciales con fines comerciales e investigativos.

A continuación la Tabla 3 contiene un resumen de requerimientos para la adquisición de electrocardiografía específicamente para monitores sin fines diagnósticos basada en el estándar ANSI/AAMI EC13.

Descripción de requerimiento	Min/Max	Unidades	Valor
------------------------------	---------	----------	-------

Rango dinámico			
Amplitud de señal de entrada	Max	mV	±5
Velocidad de respuesta	Max	mV/s RTI	320
Voltaje de offset dc	Rango	mV	-300 a 300
Impedancia de entrada: reducción en la señal (0.67-40 Hz)	Max	%	20
Ruido del sistema	Max	µV p-v RTI	30
Crosstalk multicanal: Señales inducidas o no deseadas en otros canales ocasionadas por la señal aplicada	Max	%	5
Ganancia			
Selección de ganancia	Min	mV/mm	5
Cambio de ganancia por minuto	Max	%/min	0.66
Cambio total en la ganancia durante una hora	Max	%	10
Respuesta en frecuencia			
Señal senoidal	Rango	Hz	0.67 a 40 (atenuación de 3dB)
Señal triangular de 20 ms	Rango	%	Reducción de 0 a 25 en la amplitud pico
Rechazo al voltaje en modo común (ruido de 10Vrms y frecuencia de línea)	Max	mV p-v RTI	1

Tabla 3. Resumen de requerimientos de desempeño para sistemas de adquisición de ECG y monitoreo (ANSI/AAIM, 2002).

3.1.2 Consultas con estudiantes y expertos.

Con el fin de conocer la opinión de expertos en el área de bioinstrumentación y de estudiantes de Ingeniería Biomédica cursando la asignatura de procesamiento digital señales, se realizaron entrevistas, en el formato que se encuentra en el Anexo 1, a dos profesores y 11 estuantes.

De manera general los estudiantes y profesores concuerdan en la idea de que el sistema de adquisición de biopotenciales que se desea obtener con éste proyecto, debe ser una herramienta que permita el aprendizaje basado en proyectos, debe ser portátil, de bajo costo, compatible con diferentes sistemas para diferentes aplicaciones y sobre todo que sea fácil de manejar.

El último aspecto a destacar en la entrevista está relacionado con la pregunta 4 acerca del procesamiento digital versus el procesamiento análogo. En éste caso las opiniones son divididas, algunos estudiantes reconocen que el procesamiento digital es mejor debido que puede tener mejores prestaciones que el procesamiento análogo, pero profesores y otro grupo de estudiantes reconocen que el procesamiento análogo y digital se complementan, que un buen procesamiento digital depende de una adecuada adquisición de la señal y que siempre existe la competencia entre la cantidad de componentes requeridos para el procesamiento análogo y los recursos computacionales necesarios para el procesamiento digital.

3.1.3 Cursos afines al procesamiento digital de señales

Los cursos afines al procesamiento digital de señales no son específicos de la Ingeniería Biomédica, también son indispensable y muy importante en carreras como Ingeniería Eléctrica y Electrónica y de manera general hace parte de cualquier carrera en ciencias aplicadas aunque en diferentes medidas dependiendo de su enfoque.

A continuación se muestra una lista con el contenido general de asignaturas de introducción al procesamiento digital de señales o procesamiento digital de señales 1, basado en el currículo de diferentes universidades alrededor del mundo (Massachusetts Institute of Technology, 2013; Guerrero, Bataller , Soria , & Magdalena , 2007).

- Sistemas en tiempo discreto
- Teoría de muestreo y aliasing
- Transformada de Fourier en tiempo discreto
- Transformada z
- Series de Fourier discretas
- Transformada de Fourier discreta
- Convolución circular
- Diseño de filtros IIR
- Diseño de filtros FIR
- Filtros Butterworth digitales
- Transformada rápida de Fourier

3.2 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE HARDWARE.

3.2.1 Diseño de concepto

3.2.1.1 Lista de necesidades

Con base en la revisión del estado de la técnica de los sistemas de adquisición y procesamiento de biopotenciales, las encuestas a estudiantes y consultas con expertos en el tema se identificaron las siguientes necesidades (Tabla 4):

NUM		Necesidad	Importancia
1	El sistema de adquisición	Es fácil de usar	5
2	El sistema de adquisición	Es fácil de transportar - es portátil	4
3	El sistema de adquisición	Es económico	4
4	El sistema de adquisición	Es reconfigurable-sirve para la adquisición de diferentes biopotenciales	4
5	El sistema de adquisición	Es eficaz- tiene buen desempeño	4
6	El sistema de adquisición	Es multicanal	3
7	El sistema de adquisición	Tiene una interfaz amigable e intuitiva	3
8	El sistema de adquisición	Es de alta resolución	3
9	El sistema de adquisición	Tiene buena documentación	2
10	El sistema de adquisición	Es seguro	2
11	El sistema de adquisición	Arroja archivos en diferentes formatos	2
12	El sistema de adquisición	Es compatible con numerosos sistemas	1
13	El sistema de adquisición	Es de código abierto	1
14	El sistema de adquisición	Tiene una apariencia agradable	1

Tabla 4. Lista de necesidades para el sistema de adquisición de biopotenciales.

3.2.1.2 Especificaciones del producto

De igual manera se definen las especificaciones o requerimientos de desempeño del sistema y para éste caso es necesario incluir información basada en estándares. La Tabla

5 muestra la lista de especificaciones, la necesidad a la cual responde, su respectivo valor y su importancia relativa para el desempeño general del sistema.

Número	Número de necesidad	Descripción de especificación	Min/Max	Unidades	Valor	Importancia
1	4,5	Rango dinámico en frecuencia	Rango	Hz	dc-200	5
2	5	Razón de rechazo al voltaje en modo común	Min	dB	83	5
3	5	Ruido del sistema	Max	μ V p-v RTI	30	5
4	2	Tamaño	Max	cm ²	25	5
5	3	Costo	Max	Pesos	200.000	5
6	1,5	Líneas de código para adquisición de ECG	Max	Líneas	200	5
7	1	Tiempo de preparación y configuración para adquisición de ECG	Max	Horas	1	5
8	5	Rango de voltaje diferencial de entrada	Rango	mV	\pm 300	4
9	5	Impedancia de entrada	Min	M Ω	10	4
10	5,10	Circuito de la pierna derecha	Si/no		Si	4
11	1,7	Componentes activos en interfaz gráfica	Min	Componentes	6	4
12	5,8	Número efectivo de bits para ECG	Min	bits	16	3
13	5	Voltaje de alimentación	Rango	V	0 a 5	3
14	4,6	Número de canales	Min	Canales	3	3
15	9	Número de documentos o artículos de referencia	Min	Documentos	5	3
16	10	Corrientes de fuga	Max	μ A	0.1	3
17	4,5	Cantidad de anchos de banda programables	Min		4	3
18	4	Cantidad de biopotenciales que se pueden adquirir	Min		3	3
19	12	Sistemas operativos compatibles	Min		2	2
20	14	Apariencia		Subjetivo	3	1

Tabla 5. Lista de especificaciones o requerimientos de desempeño para el sistema de adquisición de biopotenciales.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
	Rango dinámico en frecuencia	Razón de rechazo al voltaje en modo común	Ruido del sistema	Tamaño	Costo	Líneas de código para adquisición de ECG	Tiempo de preparación y configuración para adquisición de ECG	Rango de voltaje diferencial de entrada	Impedancia de entrada	Circuito de la pierna derecha	Componentes activos en interfaz gráfica	Número efectivo de bits para ECG	Voltaje de alimentación	Número de canales	Número de documentos o artículos de referencia	Corrientes de fuga	Cantidad de anchos de banda programables	Cantidad de biopotenciales que se pueden adquirir	Sistemas operativos compatibles	Apariencia
1	Es fácil de usar																			
2	Es fácil de transportar - es portátil																			
3	Es económico																			
4	Es reconfigurable-sirve para la adquisición de diferentes biopotenciales																			
5	Es eficaz- tiene buen desempeño																			
6	Es multicanal																			
7	Tiene una interfaz amigable e intuitiva																			
8	Es de alta resolución																			
9	Tiene buena documentación																			
10	Es seguro																			
11	Arroja archivos en diferentes formatos																			
12	Es compatible con numerosos sistemas																			
13	Es de código abierto																			
14	Tiene una apariencia agradable																			

Tabla 6. Matriz de necesidades/especificaciones.

A partir de las listas de necesidades y especificaciones se realiza la matriz que se muestra en la **Tabla 6** con el fin de obtener las características que deben gobernar el funcionamiento

del sistema y a las cuales se les debería dar más importancia en el diseño final. Ésta matriz también sirve para hacer una lista de los criterios de selección que van a determinar el diseño ganador entre diferentes soluciones plantadas.

A partir de la matriz de necesidades y especificaciones se definieron los siguientes criterios de selección y su correspondiente peso (Tabla 7):

Criterio	Peso
Fácil de usar	20%
Versatilidad	10%
Portabilidad	15%
Costo	5%
Desempeño	30%
Seguridad	10%
Multicanal	10%

Tabla 7. Criterios de selección de diseño

3.2.1.3 Generación del concepto

En la generación de concepto el primer paso es hacer una caja negra que ilustra la función global del producto y que se quiere diseñar (Figura 13). Las líneas punteadas representan las señales que entran, se modifican y salen del sistema y de igual manera la línea continua representa la energía.

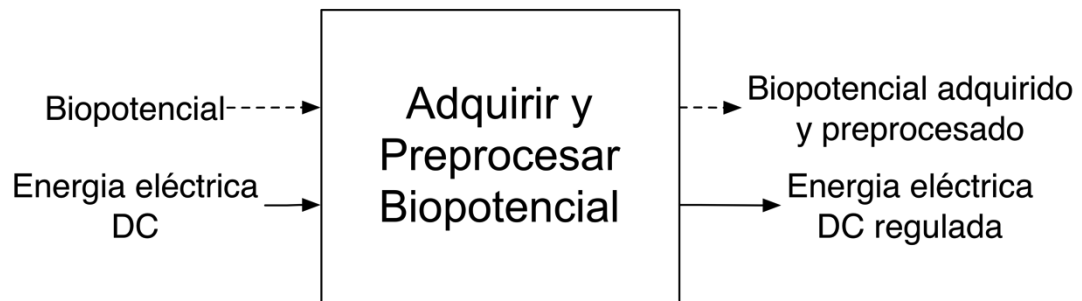


Figura 13. Caja negra de sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.

Luego de hacer la caja negra se procede a detallar las funciones internas que debe realizar el producto mediante el diagrama de funciones (Figura 14).

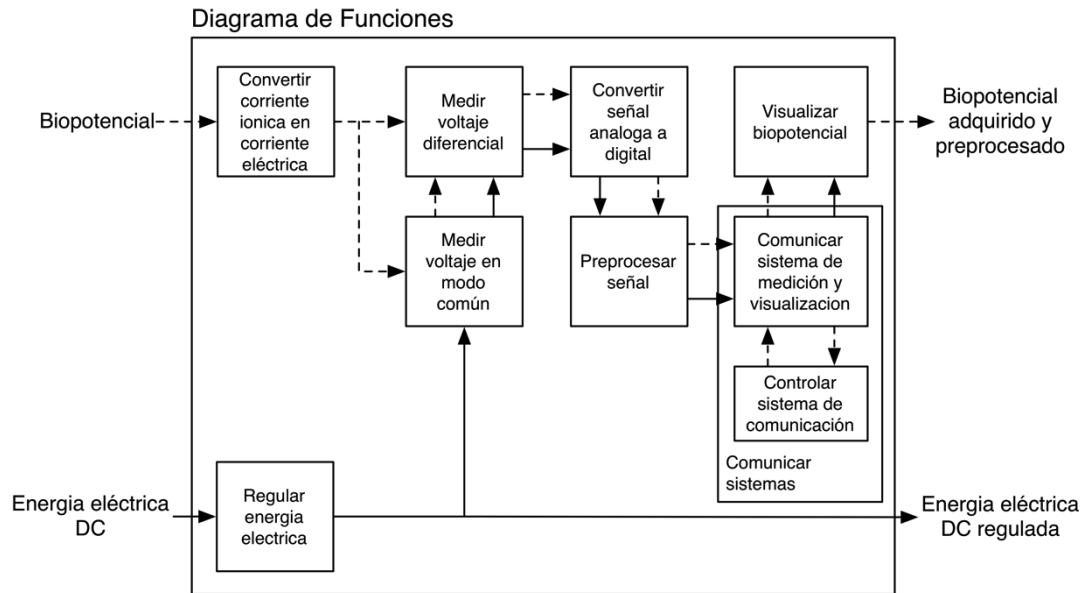
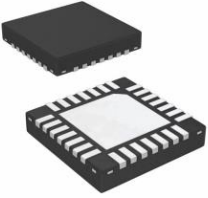
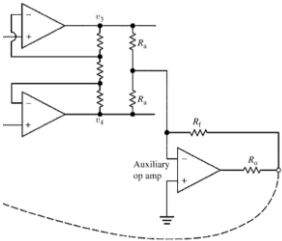
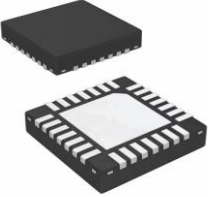
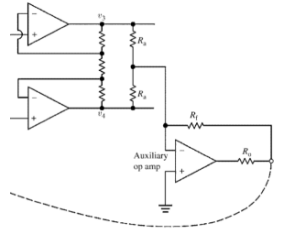
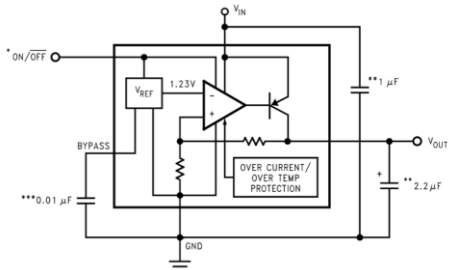
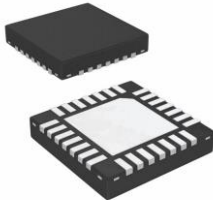
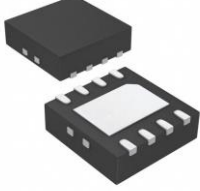
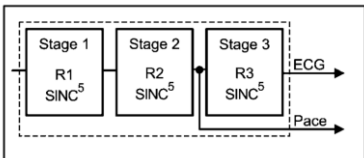


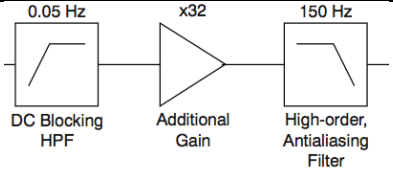
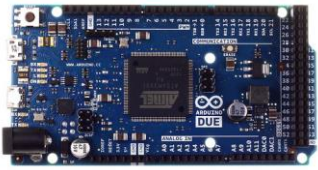


Figura 14. Diagrama de funciones del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.

Alternativas de solución

Convertir corriente iónica en corriente eléctrica	
Alternativa de Solución	Definición
	<p>Electrodos húmedos, electrodos Ag/AgCl: Es un electrodo cubierto con una capa de cloruro de plata y un gel conductor como electrolito que se pone en contacto con la piel. Tiene forma de broche para conectar los cables o latiguillos y un material adhesivo para pegar a la piel</p>
<p>(Imagen tomada de http://www.gtec.at)</p>	<p>Electrodos secos: Electrodos metálicos con una cubierta de oro o plata, no requieren gel conductor y tienen broche para conectar cables o latiguillos</p>

Medir voltaje diferencial	
Alternativa de Solución	Definición
 <p>(Imagen tomada de http://www.digikey.com)</p>	<p>Amplificadores de instrumentación en integrados en ASIC: Amplificadores de biopotenciales integrados en un chip y contiene los componentes adicionales para su funcionamiento. Puede medir desde 5 mm hasta un par de cm.</p>
 <p>(Webster, 2009)</p>	<p>Amplificadores de instrumentación por separado: Consiste en un arreglo re amplificadores operacionales, organizados de tal manera que miden potenciales en modo diferencial. Requieren la adición de otros componentes para su funcionamiento.</p>
Medir voltaje en modo común	
Alternativa de Solución	Definición
 <p>(http://www.digikey.com)</p>	<p>Componentes integrados en ASIC: Consiste en amplificadores operacionales que miden el voltaje promedio en las entradas de los amplificadores de instrumentación y en éste caso se encuentran integrados en un chip.</p>
 <p>(Webster, 2009)</p>	<p>Amplificadores operacionales y resistencias por separado: Es un amplificador operacional y un arreglo de resistencias que mide el voltaje en modo común presente en las entradas de los amplificadores de instrumentación.</p>

Regular energía eléctrica	
Alternativa de Solución	Definición
 <p>(Texas Instruments, 2013c)</p>	<p>Reguladores de voltaje LDO de bajo ruido: Es un circuito integrado que convierte voltaje a un nivel deseado o requerido por otros dispositivos del sistema para su funcionamiento. Es de bajo consumo y no requiere que la diferencia entre el voltaje de entrada y salida sea muy alto para funcionar correctamente. Es de bajo ruido para evitar interferencia en el biopotencial.</p>
Convertir señal análoga a digital	
Alternativa de Solución	Definición
 <p>(Imagen tomada de http://www.digikey.com)</p>	<p>Convertidores ADC simultáneos (Delta-Sigma) de alta resolución integrado en ASIC: Son convertidores ADC integrados un chip junto con otros componentes de instrumentación, son de alta resolución y funcionan con principios de sobremuestreo y modelado de ruido.</p>
 <p>(Imagen tomada de http://www.digikey.com)</p>	<p>Convertidores ADC secuenciales (SAR) de baja resolución: Es un chip dedicado a la conversión de señales análogas a digitales. Requiere alta velocidad de muestreo y consumo de energía.</p>
Preprocesar señal	
Alternativa de Solución	Definición
 <p>(Texas Instruments, 2013a)</p>	<p>Filtros digitales integrados en ASIC: Son filtros usualmente FIR integrados en un chip junto con otros componentes de instrumentación que hacen un promedio ponderado de muestras de la señal para eliminar ruido y artefactos no deseados.</p>

 <p>(Soundarapandian & Berarducci, 2010)</p>	<p>Filtros análogos: Son arreglos de amplificadores operacionales, resistencias y capacitores que tienen como función principal eliminar ruido e interferencia del biopotencial que se está midiendo.</p>
<p>Comunicar sistemas</p>	
<p>Comunicar sistema de medición y visualización</p>	
<p>Alternativa de Solución</p>	<p>Definición</p>
 <p>(Imagen tomada de http://arduino.cc)</p>	<p>Arduino: Es una plataforma de desarrollo compuesta por una tarjeta electrónica basadas en microcontroladores Atmel AVR y un entorno de desarrollo para programar el hardware. Se destaca por su versatilidad y por ser fácil de manejar.</p>
 <p>(Imagen tomada de https://www.sparkfun.com)</p>	<p>Raspberry Pi: es un computador del tamaño de una tarjeta de crédito que soporta sistemas operativos Linux. Consiste en un SoC Broadcom BCM2835 con arquitectura ARM de 32 bits que corre a 700 MHz y un GPU capaz de manejar video de alta definición. Tiene 8 GPIO, soporta comunicación serial UART y SPI, tiene puerto de Ethernety se alimenta con 5V DC a 700 mA (Richardson & Wallace , 2012).</p>
<p>Controlar sistema de comunicación</p>	
<p>Alternativa de Solución</p>	<p>Definición</p>
 <p>(Imagen tomada de http://www.ni.com)</p>	<p>Labview: Es un entorno de desarrollo para diseño de software con un lenguaje de programación gráfico. Se caracteriza porque puede llegar a reducir considerablemente el tiempo requerido para el desarrollo de aplicaciones.</p>



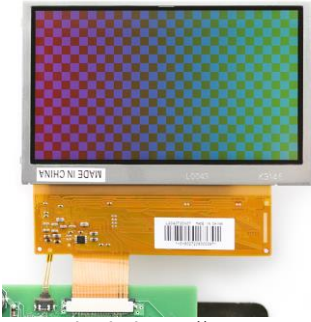
	<p>Matlab: Es un entorno de desarrollo con un lenguaje de programación propio, diseñado especialmente para la manipulación de matrices y aplicaciones que requieran cálculos matemáticos de alto nivel</p>
<p>C</p>	<p>C: Es un lenguaje de programación de nivel medio con características de nivel bajo. Se caracteriza por ser eficiente y es el lenguaje más popular para el diseño de aplicaciones</p>
<p>Visualizar biopotencial</p>	
<p>Alternativa de Solución</p>	<p>Definición</p>
 <p>(Imagen tomada de http://www.ni.com)</p>	<p>Computador: Es un sistema formado por un procesador central y una serie de dispositivos periféricos que sirven como interfaz de usuario, en éste caso el sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales podría ser uno de éstos. Debido a que un computador puede procesar datos a altas velocidades, sirve como plataforma de desarrollo para gran cantidad de aplicaciones.</p>
 <p>(Imagen tomada de https://www.sparkfun.com)</p>	<p>LCD: Pantalla de cristal líquido a color de 24 bits y tamaño de 4.3". Su resolución es de 480x272 pixeles donde cada pixel tiene un control RGB. Ésta pantalla sirve como sistema de visualización para el sistema e adquisición de biopotenciales.</p>

Tabla 8. Alternativas de solución para las funciones del sistema de adquisición y procesamiento de biopotenciales.

Matriz Morfológica

La matriz morfológica se realiza con el fin de resumir las diferentes soluciones planteadas y visualizar las alternativas que se tienen para generar posibles conceptos solución.

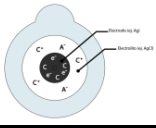

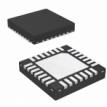
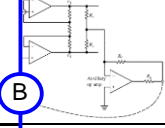
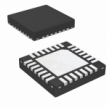
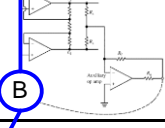
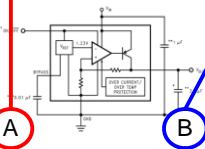
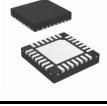
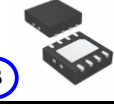
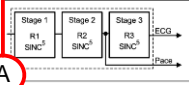
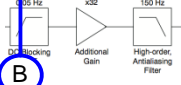






Función	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Convertir corriente iónica en corriente eléctrica			
Medir voltaje diferencial			
Medir voltaje en modo común			
Regular energía eléctrica			
Convertir señal analógica a digital			
Preprocesar señal			
Comunicar sistema de medición y visualización			
Controlar sistema de comunicación			C
Visualizar biopotenciales			

Tabla 9. Matriz morfológica

El 'concepto A' está formado por electrodos húmedos, las funciones relacionadas con la instrumentación como medir voltaje diferencial, medir voltaje en modo común, convertir señal análoga a digital y preprocesar señal se encuentran integradas en un ASIC, la comunicación con el sistema de visualización se realiza mediante la plataforma de desarrollo Arduino y finalmente se utiliza un computador como sistema de visualización. Las características más importantes de ésta solución son su alto desempeño y versatilidad, debido a que los componentes se encuentran integrados en un chip, es multicanal, hace uso de filtro digitales reconfigurables, el sistema de comunicación basado en la plataforma de desarrollo Arduino hace de ésta solución un sistema fácil de usar y el uso de Labview ayuda al reducir el tiempo para desarrollar aplicaciones. En éste caso el sistema de instrumentación es de bajo costo y de tamaño reducido, pero se hace necesario el uso de un computador.

Por otro lado el 'concepto B' hace uso de electrodos secos, los cuales pueden ser más sensibles a artefactos por movimiento e interferencia comparados con los electrodos húmedos y la instrumentación y preprocesamiento de la señal se realiza con componentes separados lo cual limita la versatilidad del sistema para la adquisición de diferentes biopotenciales pero su rango dinámico libre de ruido es igual que la solución A. El uso de conversores análogo-digital secuenciales y el Raspberry Pi aumentan el consumo de potencia pero en éste caso no es necesario el uso de un computador. Algunas desventajas notorias son que el desarrollo de aplicaciones con éste sistema puede tomar más tiempo comparado con la 'solución A' debido al uso del lenguaje de programación C y por lo tanto no sería fácil de usar y requiere mayor tamaño para los circuitos electrónicos debido el uso de componentes que no se encuentran integrados en un solo chip.

3.2.1.4. Selección del concepto

El proceso de selección de concepto implica evaluar cada una de las soluciones basado en los criterios de selección previamente establecidos. Consiste en realizar un promedio ponderado de calificaciones asignadas a los conceptos según la percepción que se tiene de la forma como responden a las necesidades y requerimientos planteados.

Criterio de Selección	Peso	Concepto A		Concepto B	
		Calificación	Puntuación	Calificación	Puntuación
Fácil de usar	20%	4	0.8	2	0.4
Versatilidad	10%	5	0.5	2	0.2
Portabilidad	15%	4	0.6	3	0.45
Costo	5%	5	0.25	2	0.1
Desempeño	30%	4	1.2	4	1.2
Seguridad	10%	3	0.3	3	0.3
Multicanal	10%	4	0.4	3	0.3
TOTAL			4.05		2.95

Tabla 10. Calificación y selección de conceptos.

El proceso de selección indica que la solución ganadora es el ‘concepto A’ con una calificación de 4.05 comparada con el ‘concepto B’ que obtuvo una calificación de 2.95. El siguiente paso es proceder con el diseño de detalle de la solución ganadora.

3.2.2 Diseño de circuitos electrónicos (diseño de detalle).

3.2.2.1 Selección de dispositivo integrado de aplicación específica

Es importante notar que el diseño de este sistema debe responder a necesidades y especificaciones que se dividen en dos grupos. Uno de éstos son las necesidades y especificaciones relacionadas con la aplicación como tal; un ejemplo de esto es el hecho que el sistema debe ser fácil de usar, versátil y portable. El otro grupo de necesidades y especificaciones está relacionado con el funcionamiento y desempeño interno del sistema lo cual se reduce al desempeño de los componentes electrónicos. Debido a que el concepto ganador involucra el uso de ASICs y existen varias familias de estos componentes en el mercado, se procedió a realizar un análisis adicional para determinar la familia o tipo de componente más adecuado para ésta aplicación.

Descripción	Min/Max	Unidades	ASIC		
			ADS129x (Texas Instruments)	ADAS1000-x (AnalogDevices)	RHA2000 (Intan Technologies)
Resolución del ADC	Min	Bit	24	24	-
Arquitectura			Delta Sigma	-	-
Número de Canales			1-8	3-5	16
Ruido	Max	uVpp	1-8	5-215	2
Ganancia		V/V	1,2,3,4,6,8,12	1-10	200
Ancho de banda	Max	Hz	DC-8398	DC-450	0.02-20k
Velocidad de muestreo	Max	kSPS	8-32	2-16	62.5
Consumo de potencia	Max	mW	0.4-41	11-21	17
Comunicación			Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI
Costo aproximado		USD	6.22-58.14	12.99-32.83	-
Voltaje de Referencia			Externo/ Interno	Interno	-
Voltaje de alimentación Análogo	Rango	V	2.7-5.25	3.15-5.5	2.9-3.6
Voltaje de alimentación Digital	Rango	V	1.65-3.6	1.65-3.6	2.9-3.6
CMRR	Typ	dB	100-110	110	82
Footprint			TQFP-64, NFBGA-64, TQFP-32, VQFN-32, WQFN-28	LQFP-64, LFCSP-56, LFCSP-64,	QFN-40, QFN-56

Tabla 11. Resumen de características de diferentes ASICs comerciales para la adquisición de biopotenciales.

Basado en los requerimientos definidos en el proceso de diseño de concepto y en la revisión de componentes existentes en el mercado (Tabla 11), se definieron los siguientes criterios de selección para el ASIC.

Criterio	Peso
Multicanal	20%
Tamaño	15%
Costo	5%
Ancho de Banda	20%
Ruido	15%
CMRR	15%
Documentación	10%

Tabla 12. Criterios de selección para ASIC

En ésta etapa el proceso de calificación para la selección de componentes consiste en realizar un promedio ponderado de calificaciones asignadas a las familias de ASIC según la forma como responden a los requerimientos previamente planteados y los criterios de selección definidos en la Tabla 12.

Criterio de Selección	Peso	ADS129x		ADAS1000		RHA2216	
		Calificación	Puntuación	Calificación	Puntuación	Calificación	Puntuación
Multicanal	20%	4	0.8	3	0.6	5	1
Tamaño	15%	5	0.75	3	0.45	1	0.15
Costo	5%	4	0.2	3	0.15	3	0.15
Ancho de Banda	20%	3	0.6	4	0.8	4	0.8
Ruido	15%	5	0.75	4	0.6	4	0.6
CMRR	15%	4	0.6	5	0.75	2	0.3
Documentación	10%	5	0.5	4	0.4	2	0.2
TOTAL			4.2		3.75		3.2

Tabla 13. Calificación y selección de ASIC

Éste proceso de selección indica que para la aplicación a desarrollar, los componentes más adecuados a utilizar pertenecen a la familia ADS129x de la empresa Texas Instruments. Ahora la decisión se reduce al tamaño, costo y el número de canales, debido a que el desempeño de los diferentes integrantes de ésta familia es muy similar.

Se decidió utilizar el componente ADS1293, el cual está diseñado especialmente para aplicaciones móviles, tiene un tamaño de 5x5 mm, es de bajo costo y tiene una característica muy importante que no tienen el resto de los integrantes de la familia ADS129x y es que un solo chip tiene 3 canales pero éste número se puede expandir adicionando uno o dos ADS1293 extra, lo cual lo hace ideal para adquirir electrocardiografía

de 3, 5 y 12 derivaciones. Para el caso de otros biopotenciales ésta característica es importante porque brinda versatilidad en el momento de desarrollar aplicaciones.

Otro aspecto importante a analizar es el hecho que el diseño ganador en el proceso de diseño de concepto incluye el uso de Arduino como plataforma de desarrollo y sistema de comunicación. Por ésta razón se decidió diseñar un circuito impreso con el ADS1293 y un microcontrolador Atmel Atmega32u4 conectados en una misma tarjeta. Éste microcontrolador puede ser quemado con el bootloader del Arduino Leonardo para ser programado directamente desde el IDE de Arduino y no requiere de componentes extra para comunicarse con el computador debido a que tiene un modulo de USB integrado.

3.2.2.2 Lista de Componentes

Los demás componentes necesarios para el funcionamiento del sistema como reguladores de voltaje, resistencias, cristales y capacitores se escogieron basados en las hojas de características (Texas Instruments, 2013a), documentos sobre aplicaciones y manuales de módulos de evaluación de Texas Instruments (Texas Instruments, 2013b) y diagramas esquemáticos de Arduino Leonardo (Arduino, 2013).

Nombre	Identificación	Cantidad	Descripción	Número de componente
ADS1293	U1	1	IC AFE 24 Bit 25.6KSPS 28-WQFN	ADS1293CISQE/NOPB
LP2985-3.3	U2,U3	2	Regulador 3.3V LDO SOT-23	LP2985AIM5X-3.3/NOPBTR-ND
TXB0106	U4	1	Traductor de nivel de voltaje 6-bit 16-TSSOP	296-23759-1-ND
LP2985-4.5	U5	1	Regulador 4.5V LDO SOT-23	LP2985AIM5X-4.5/NOPBTR-ND
Atmega32U4	U6	1	Microcontrolador, 8Bit, 32KB Flash, 44TFP	ATMEGA32U4-AU-ND
TPD4E004	U7	1	Protector ESD de 4 canales.	TPD4E004DRYR
CAP	C1, C2, C4, C8, C14, C15, C22	7	Cap, Cerm, 0.1µF, 25V, X7R, 0603	06033C104JAT2A
CAP	C6, C7, C16, C17	4	Cap, Cerm, 22pF, 50V, COG/NPO, 0603	06035A220JAT2A
CAP	C3, C9, C19, C23	4	Cap, Cerm, 1µF, 16V, X5R, 0805	0805YD105KAT2A
CAP	C18	1	Cap, Cerm, 10µF, 6.3V, X5R, 0603	06036D106MAT2A
CAP	C10, C11, C20	3	Cap, Cerm, 2.2µF, 16V, X5R, 0805	0805YD225KAT2A
CAP	C12, C13, C21	3	Cap, Cerm, 10nF, 25V, COG/NPO, 0603	C1608C0G1E103J080AA
CAP	C5	1	Cap, Cerm, 1nF, 100V, COG/NPO, 0603	C1608C0G2A102J

CAP	C5-2	1	Cap, Cerm, 1.5nF, 100V, X7R, 0603	06035C152JAT2A
RES	R2	1	Res, 10M Ω , 1/16W, 0402	CRCW040210M0FKED
RES	R2-2, R4, R5	3	Res, 1M Ω , 1/16W, 0402	CRCW04021M00JNED
RES	R1, R10, R11	3	Res, 10k Ω , 1/16W, 0402	CRCW040210K0JNED
RES	R1-2	1	Res, 100k Ω , 1/10W, 0402	ERJ-2GEJ104X
RES	R3, R6	2	Res, 0 Ω , 1/10W, 0402	ERJ-2GE0R00X
RES	R7, R12, R13, R14	4	Res, 1k Ω , 1/10W, 0402	ERJ-2GEJ102X
RES	R8, R9	2	Res, 22 Ω , 1/10W, 0402	ERJ-2GEJ220X
FUSIBLE	F1	1	Fusible, 500mA, 15V, 1812	MF-MSMF050-2CT-ND
CONECTOR	J1	1	Conector 6 pines 0.1", Macho	A33965-ND
			Conector 6 pines 0.1", Hembra	5-103960-5-ND
CONECTOR	J2, J3, J4, J5	4	Conector 36 pines 0.1", Hembra	S7034-ND
CONECTOR	X2	1	Conector USB-MICRO tipo B	609-4052-1-ND
OSCILADOR	Y1	1	Cristal, 4.096 MHz, 18pF	ECS-41-18-5PXEN-TR
OSCILADOR	Y2	1	Cristal, 16 MHz, 18pF	7B16.000MAAJ-T
BOTON	SW1	1	Pulsador táctil, 5.25mm x 5.25mm	CKN9104CT-ND
DIDO	D1	1	Diodo Schottky, 20V, 0.2 A, SOD-523	SBR0220T5-7
LED	LED1, LED2, LED3	3	LED Verde 0603 SMD	475-1409-1-ND

Tabla 14. Lista de componentes necesarios para el diseño de circuitos

3.2.2.3 Diagramas esquemáticos

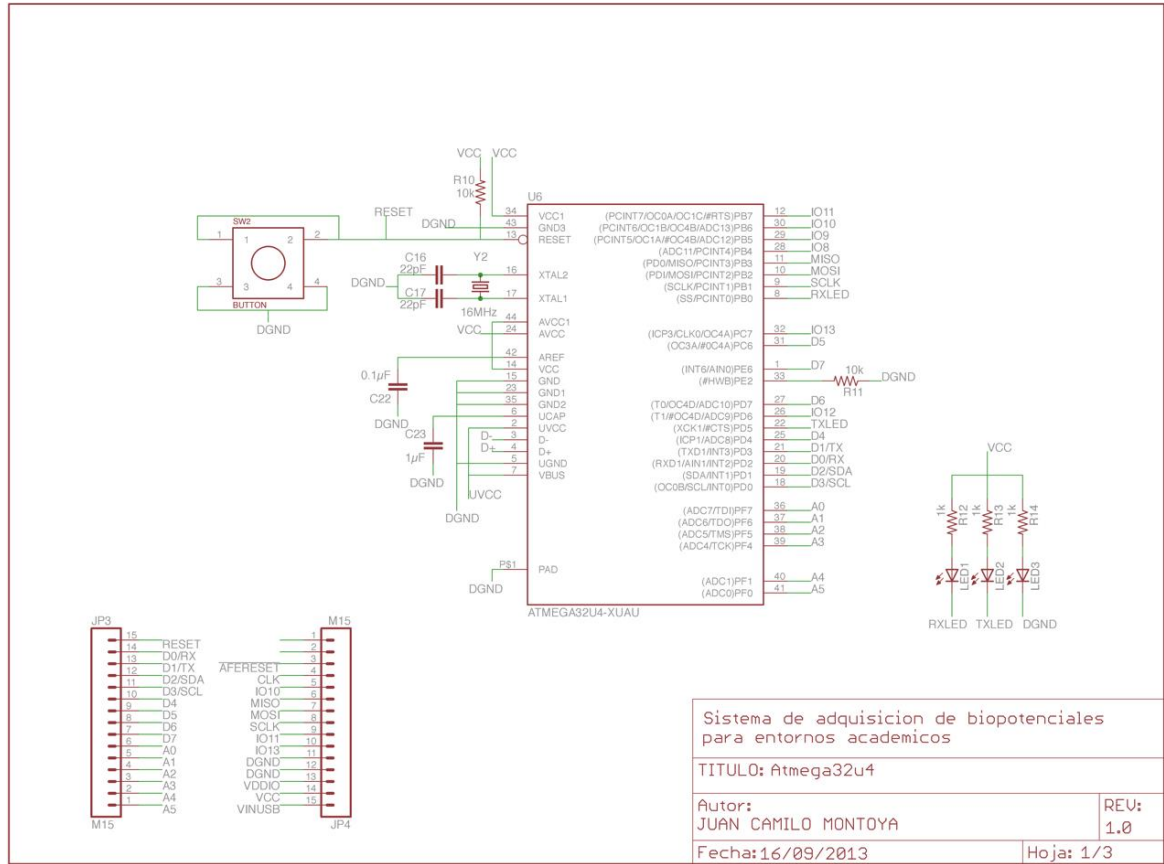


Figura 15. Diagrama esquemático de microcontrolador Atmega32U4

La Figura 15 muestra el diagrama esquemático del microcontrolador Atmega32U4. Éste diseño incluye un botón de reset, dos conectores de 15 posiciones cada uno (JP3 y JP4) que permiten el acceso a diferentes puertos del microcontrolador y a la fuente de alimentación, dos LEDs (LED1 y LED2) para indicar el estado de la comunicación serial (transmisión o recepción de datos), un LED (LED1) para indicar la presencia de una fuente de alimentación, componentes como resistencias y capacitores para voltajes de referencia y un cristal de 16MHz (Y2).

La Figura 16 muestra el diagrama esquemático para el sistema de instrumentación con el ADS1293. El diseño tiene tres conectores, J1 para la interfaz entre las seis entradas de los amplificadores de instrumentación y los electrodos, J2 para explorar funcionalidades adicionales de sincronización en aplicaciones que requieran un aumento en el número de canales y J3 para conectar las salidas del circuito de la pierna derecha, la terminal central de Wilson y la tierra análoga. A parte de los componentes pasivos como capacitores,

resistencias para diferentes propósitos dentro del circuito, se destaca el circuito integrado TXB0106 (U4), el cual es un convertor de voltaje para interfaces seriales de alta velocidad que permite la comunicación entre el ADS1293 que requiere un voltaje de alimentación de 3.3V y el Atmega32U4 que funciona con, al menos, 4.5V. El ADS1293 tiene un cristal de 4.096 MHz.

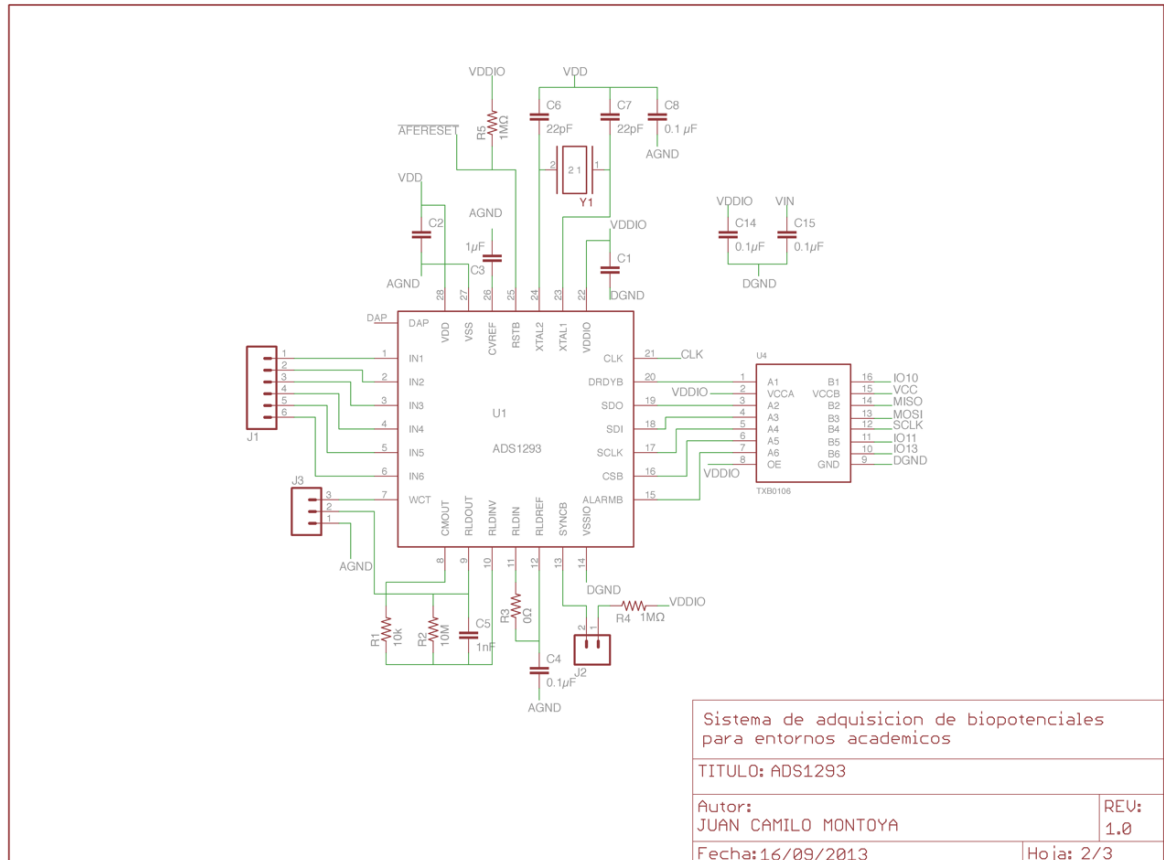


Figura 16. Diagrama esquemático del ADS1293

Finalmente los circuitos de alimentación (figura 17) consisten en tres reguladores de voltaje LDO, de los cuales dos son de 3.3V, uno para la alimentación digital del ADS1293 y el otro para la alimentación análoga. El tercer regulador de voltaje es de 4.5V y se encarga de alimentar el microcontrolador y los otros dos reguladores. Para la mayoría de aplicaciones, el circuito se alimenta a través del cable USB que se encuentre conectado al computador; también se puede tener acceso a los reguladores de voltaje a través de los conectores en la tarjeta.

El diseño incorpora un fusible de 500mA y 15V, para proteger el circuito de sobrecorrientes, un diodo como protección a voltajes conectados en sentido inverso y el circuito integrado

TPD4E004 para protección de la interfaz USB y el circuito de alimentación contra descargas electrostáticas.

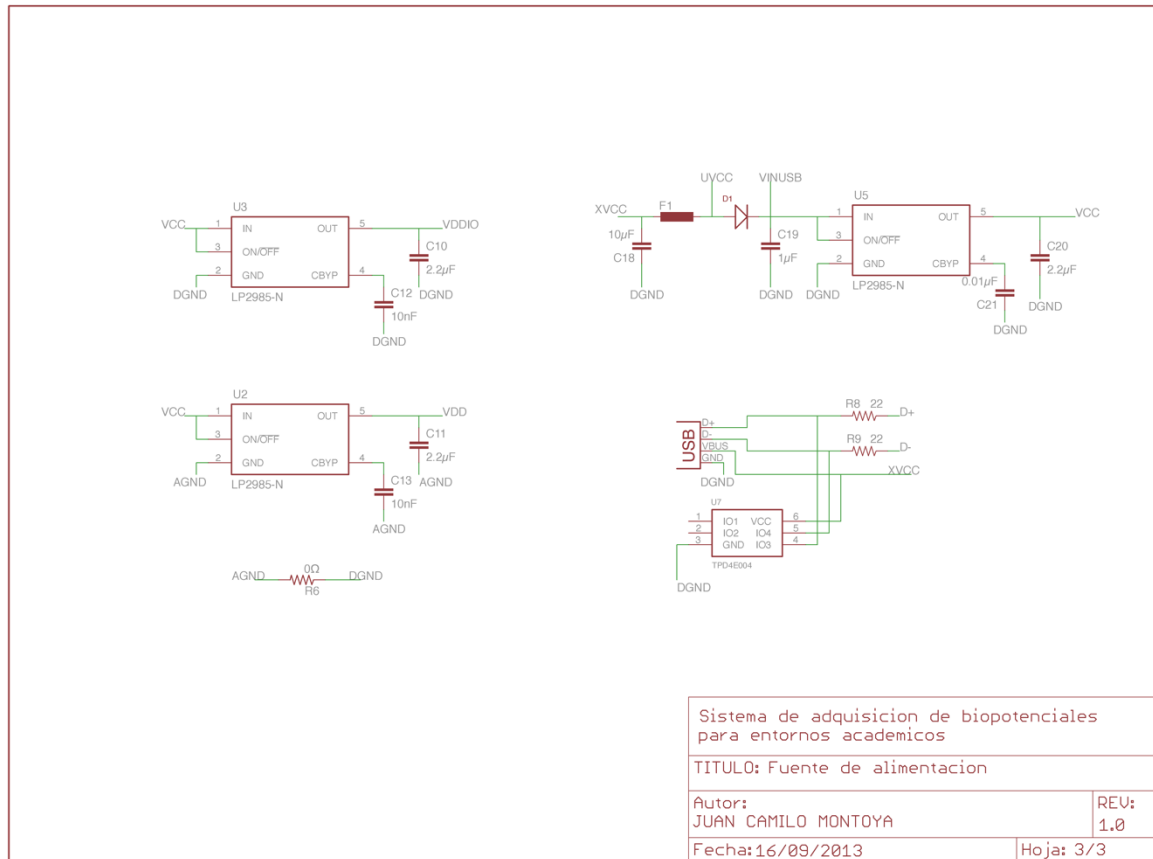


Figura 17. Diagrama esquemático fuente de alimentación.

3.2.2.4 Diseño de circuito impreso

Los diagramas esquemáticos y el circuito impreso fueron diseñados en Eagle Versión 6.1 para Mac OS X (CadSoft, USA) y se decidió hacer una tarjeta de 5.2x4.3 cm y dos capas con el fin de simplificar el diseño y reducir costos. Las figuras 19-20 muestran los diferentes componentes del circuito impreso. El diseño fue enviado a una casa productora de circuitos impresos (<http://oshpark.com>) y la tarjeta fue ensamblada utilizando técnicas de soldadura por refusión.

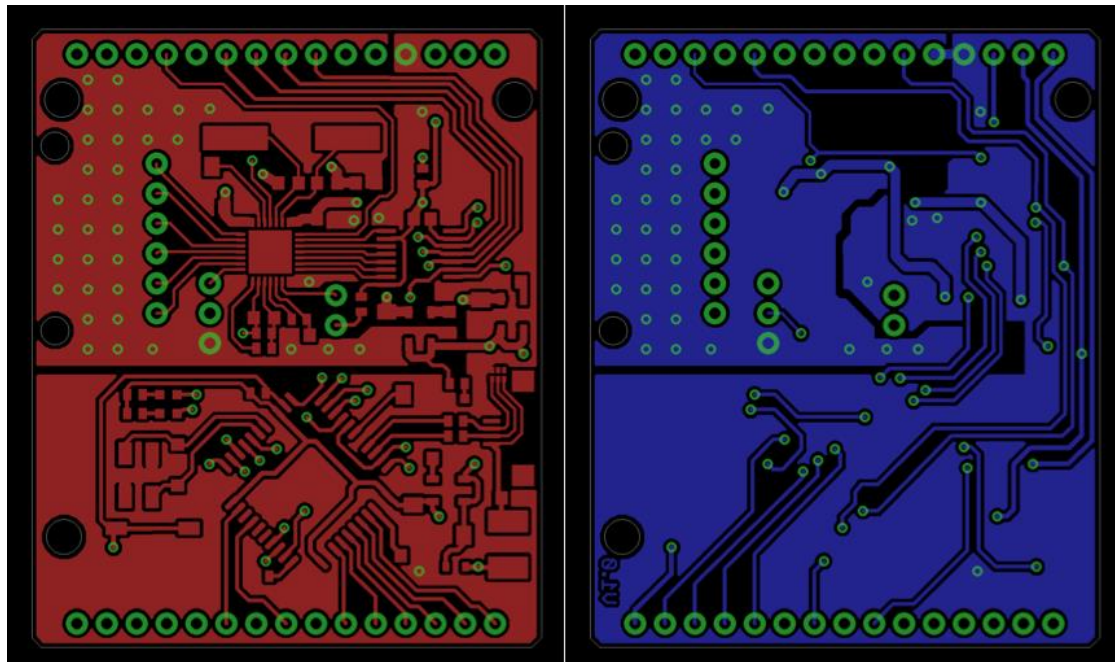


Figura 18. Capa superior (izquierda) y capa inferior (derecha) del circuito impreso

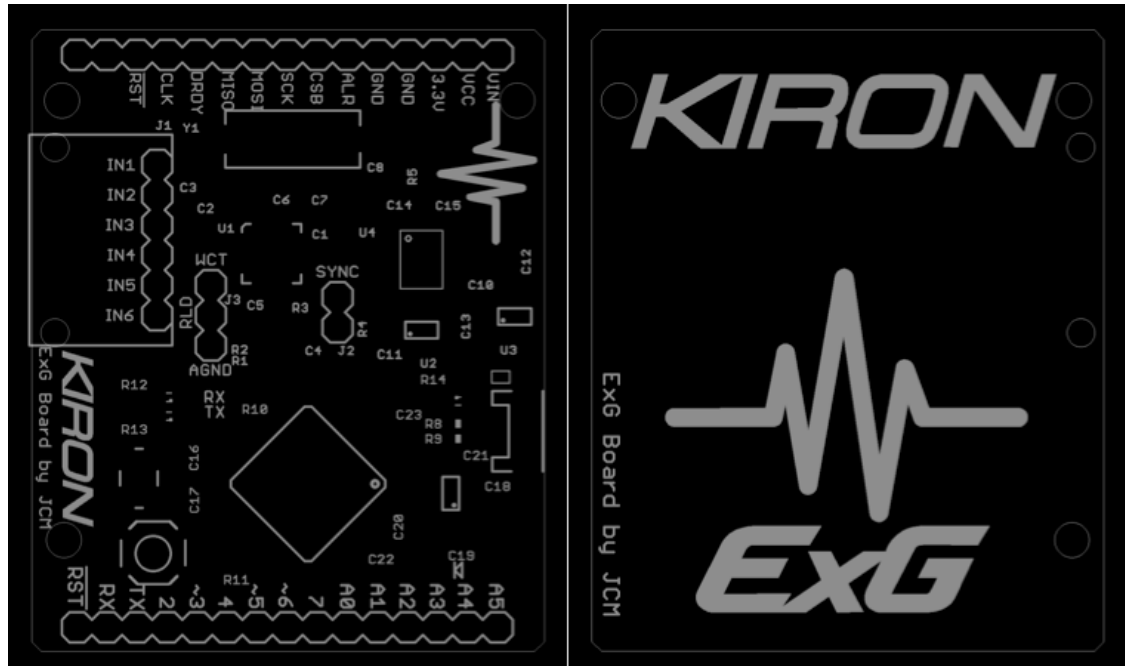


Figura 19. Serigrafía del circuito impreso. Capa superior (izquierda) y capa inferior (derecha).

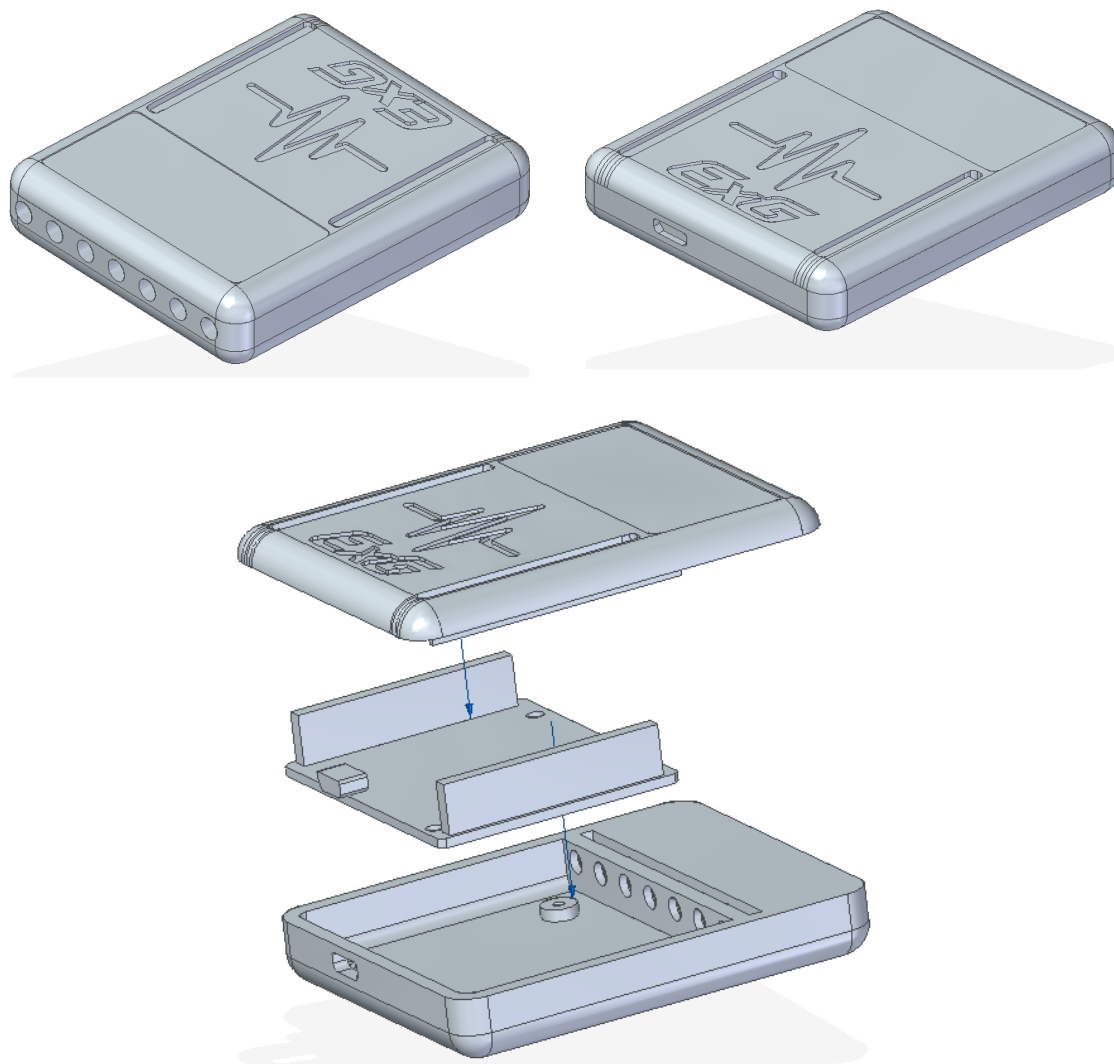


Figura 21. Caja para contener el circuito electrónico y su respectiva explosión.

3.3 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SOFTWARE

3.3.1 Programación de librería para el sistema de adquisición de

biopotenciales.

La figura 22 muestra un diagrama de clase que refleja la forma como está estructurada la librería para programar y configurar el sistema de adquisición de biopotenciales. La clase se denomina 'ExGBoard' y en el código de ejemplo para programar el sistema de adquisición se muestra la forma de implementar una aplicación básica para adquirir electrocardiografía de 5 derivaciones.

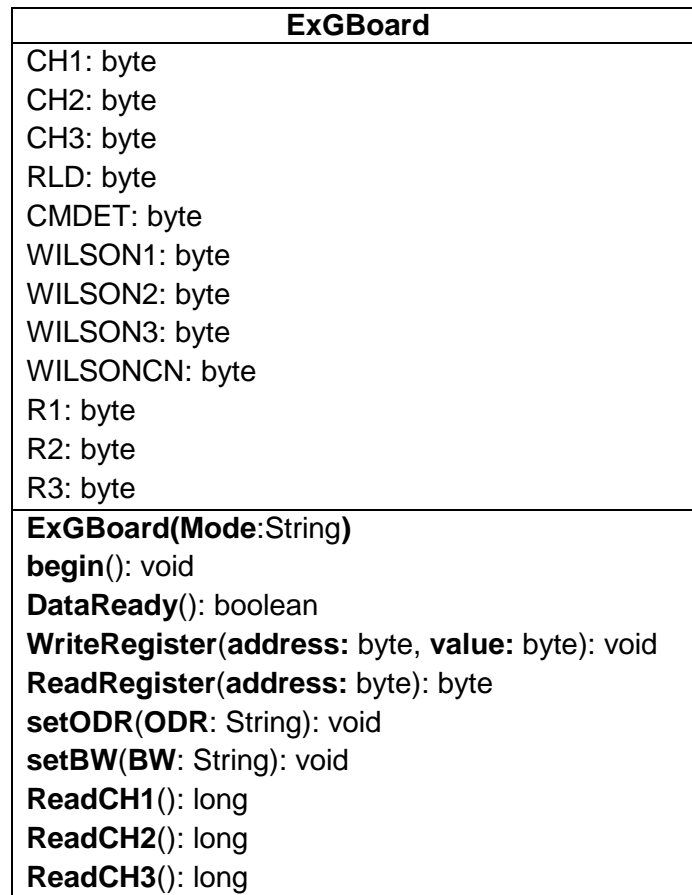


Figura 22. Diagrama de clase de sistema de adquisición de biopotenciales

Código de ejemplo para programar el sistema de adquisición

```

#include<ExGBoard.h>
#include<SPI.h>

ExGBoardmyExG("5_LEADS_ECG");

voidsetup() {
  delay(500);
  Serial.begin(115200);
  myExG.setBW("160Hz");
  myExG.begin();
}

voidloop(){
  if(myExG.DataReady()){
    Serial.println("F");
    Serial.println(myExG.ReadCH1());
    Serial.println(myExG.ReadCH2());
    Serial.println(myExG.ReadCH3());
  }
}

```

La configuración típica consiste en crear un objeto `ExGBoard` que en el ejemplo se muestra como 'myExG' y su configuración está determinada por la variable de entrada en el método constructor. Una vez creado el objeto, dependiendo de la configuración inicial, para éste caso "5_LEADS_ECG", se asignan las conexiones de las entradas de los amplificadores de instrumentación del ADS1293 y se configura la velocidad de muestreo. Es importante notar que según la hoja de características, la velocidad de muestreo luego de los filtros integrados en el ADS1293 es aproximada a 5 veces el ancho de banda de la señal. Esto se debe a la respuesta en frecuencia pasa bajas de los filtros SINC⁵, dado que su tiempo de establecimiento es igual a la duración de 5 ciclos de la velocidad de muestreo programada. Esto es una característica particular de los filtros implementados en el ADS1293 para el diezmado de la señal sobremuestreada en el modulador Delta-Sigma, del cual no se tienen detalles de su topología y su análisis se sale de los alcances de éste trabajo.

Una vez creado el objeto, la función `begin()` escribe los registros del ADS1293 según la configuración escogida e inicializa la conversión análoga digital. Finalmente las funciones

ReadCH1(), ReadCH2() y ReadCH3(), permiten leer los datos que se han convertido para luego ser enviados a través del puerto serie. Información detallada sobre las funciones y estructura de la librería se encuentran el Anexo 2 y Anexo 3.

Es importante destacar que en este informe se menciona varias veces que el sistema se configuró con 'alta resolución en los amplificadores de instrumentación'. Ésta descripción se utiliza para resumir una configuración específica del circuito integrado ADS1293 que se logra escribiendo registros específicos, con el fin de disminuir los efectos que pueda tener un diseño de circuito impreso de dos capas y obtener una señal de alta calidad. Esta configuración implica los siguientes aspectos:

- Ancho de banda aumentado para detección de voltaje en modo común.
- Modo de manejo de media-alta capacitancia en detección de voltaje en modo común.
- Ancho de banda aumentado en el circuito de la pierna derecha.
- Modo de manejo de media-alta capacitancia en el circuito de la pierna derecha.
- Modo de alta resolución en los amplificadores de instrumentación de los canales activos.
- Frecuencia de muestreo del modulador delta sigma igual a 204.8 kHz en los canales activos.

La hoja de características indica que este tipo de configuración aumenta el consumo de potencia del sistema de adquisición de biopotenciales.

3.3.2 Diseño e implementación de interfaz gráfica de usuario.

La interfaz gráfica para el sistema de adquisición de biopotenciales se diseñó en LabVIEW. El código de la interfaz está dividido en tres partes principales; La primera parte del código se encarga de la comunicación serial con el circuito como se muestra en la figura 23; Se basa en los componentes de VISA, tiene un control de caracteres de terminación y está configurada para recibir datos a una velocidad de 115200 bits por segundo.

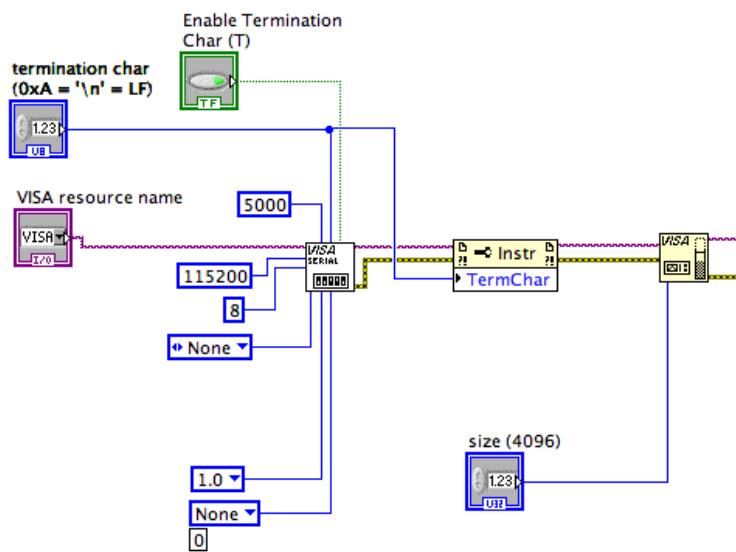


Figura 23. Configuración de comunicación serial en LabVIEW.

La segunda parte del código se muestra en la figura 24 y tiene dos funciones principales; La primera función es recibir los datos en formato de texto y convertirlos a valores de voltaje en diferentes escalas (V, mV o μ V) según la siguiente ecuación:

$$(V_{INP} - V_{INM}) = \frac{2 V_{REF}}{3.5} \left[\frac{ADC_{OUT}}{ADC_{MAX}} - \frac{1}{2} \right]$$

Ésta ecuación se encuentra en la hoja de características del ADS1293, donde el término $(V_{INP} - V_{INM})$ representa el voltaje diferencial en voltios, presente en el amplificador de instrumentación de cada canal, V_{REF} para éste caso es 2.4 V, ADC_{OUT} es el número de 24 bits que se lee del conversor análogo digital y el termino ADC_{MAX} depende de la frecuencia de muestreo programada en el sistema de adquisición y su valor se puede encontrar en la hoja de características del ADS1293 específicamente en las tablas 5,6,7 y 8 (Texas Instruments, 2013a).

La segunda función del código, que se muestra en la figura 24, es procesar la señal con un filtro digital y mostrar la respuesta en frecuencia del filtro. Los controles que se conectan al subVI de procesamiento sirven para configurar parámetros como el tipo de filtro, su tamaño, frecuencias de corte, tipo de ventana y en caso que no se desee realizar ningún tipo de procesamiento, el filtro se puede deshabilitar haciendo uso del botón "Habilitar Filtro". La figura 25 muestra en detalle el código interno del filtro digital para el procesamiento de biopotenciales.

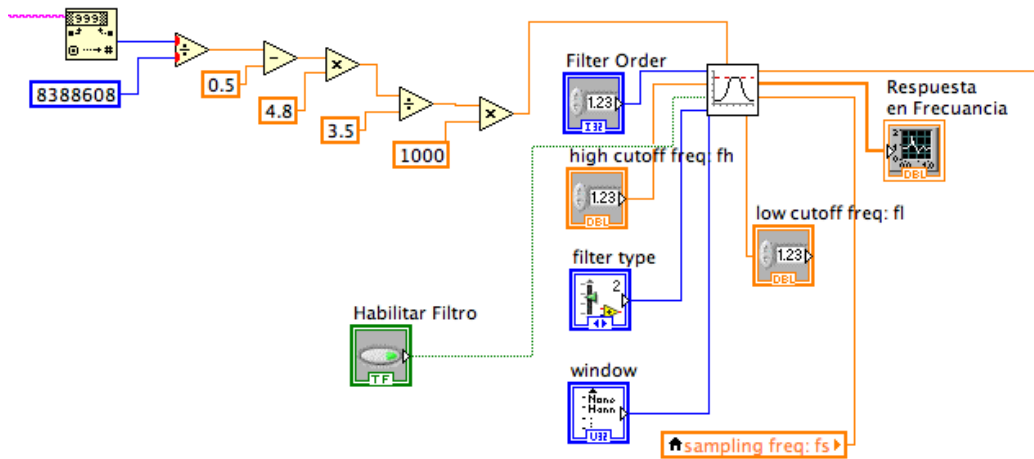


Figura 24. Código para la conversión de escala y filtrado de los biopotenciales

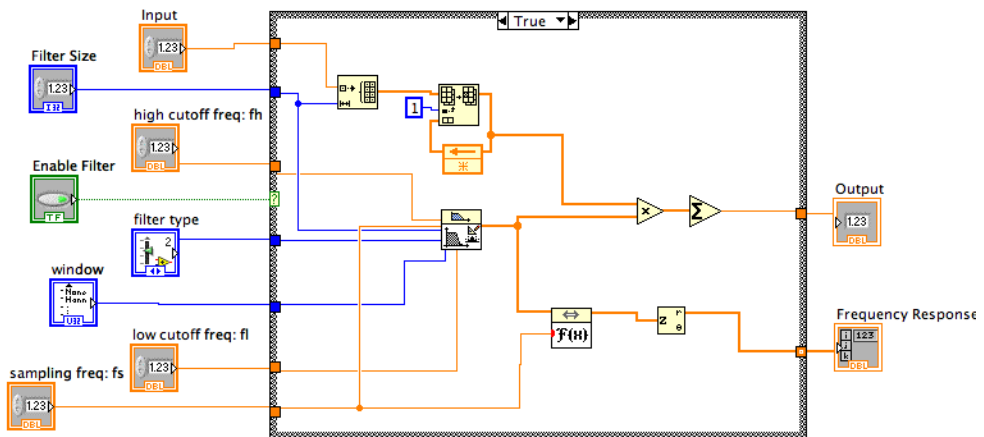


Figura 25. Filtro digital para el procesamiento de biopotenciales

La tercera y última parte del código (figura 26) se encarga de construir una señal tipo 'waveform' con los datos recibidos de la etapa de procesamiento y mostrarlos de manera gráfica.

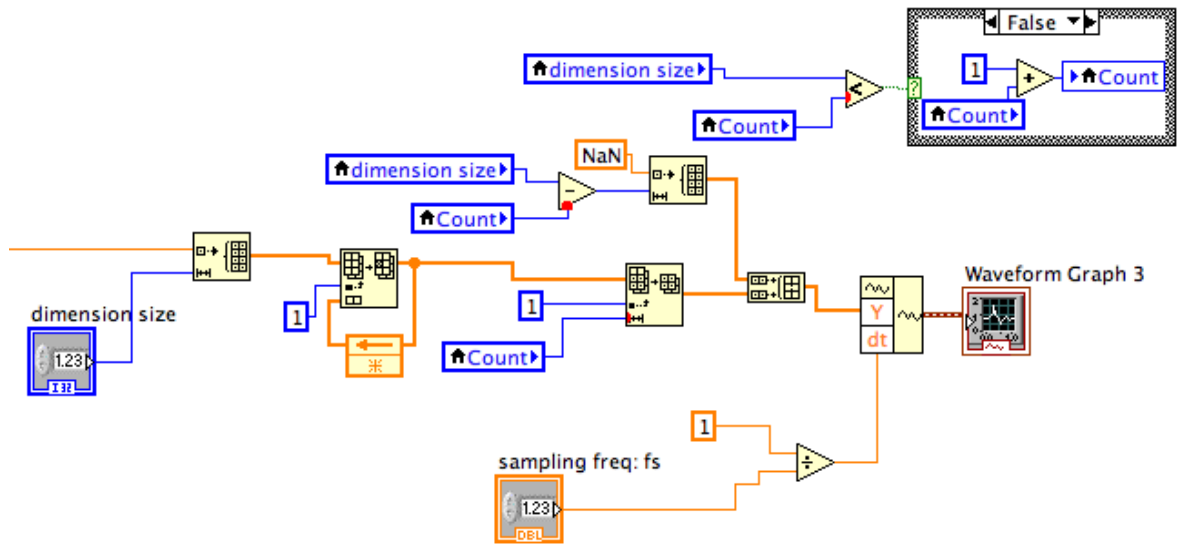


Figura 26. Código para la visualización de biopotenciales.

Cabe destacar que en ésta parte del informe solo se muestran los componentes clave del código de la interfaz gráfica de usuario para el sistema de adquisición de biopotenciales. En caso de requerir información acerca de la estructura, conexiones y demás detalles necesarios para el funcionamiento apropiado del sistema, se debe revisar el material y los archivos anexos al informe.

3.4 PRUEBAS DE DESEMPEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE BIOPOTENCIALES

3.4.1. Respuesta en frecuencia.

Con la ayuda de un generador de señales, se conectaron funciones senoidales de diferentes frecuencias en el ancho de banda de 0.5 Hz a 500 Hz y una amplitud de 1 Vpp como se muestra en la figura 27. El sistema de adquisición fue configurado con un una frecuencia de muestreo de 1067 Hz, ancho de banda de dc-215 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación.

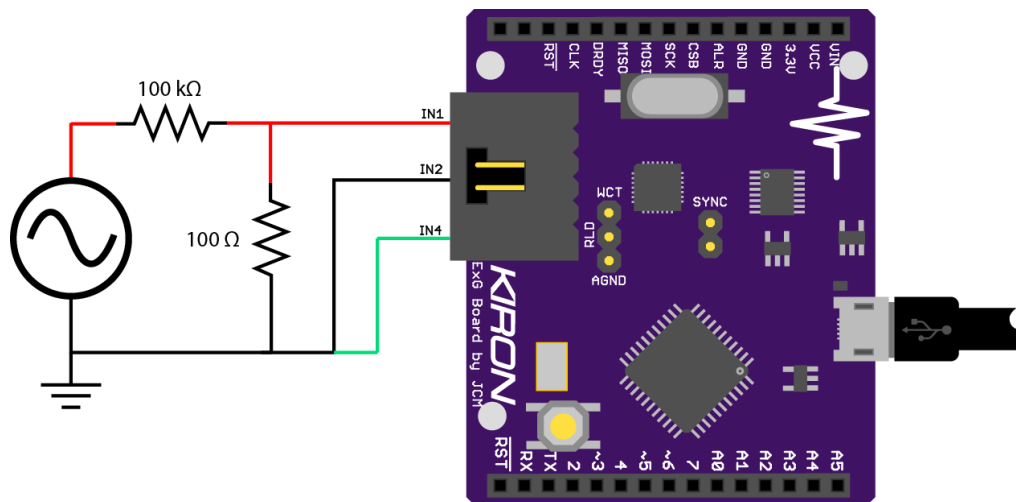


Figura 27. Circuito para la medición de la respuesta en frecuencia del sistema

En el caso de la adquisición de electrocardiografía sin fines diagnósticos, el estándar (ANSI/AAIM, 2002) indica que la atenuación no debe ser mayor a 3 dB en el ancho de banda de 0.67 a 40 Hz, teniendo como referencia la amplitud de una señal senoidal de 5 Hz. Teniendo en cuenta que las especificaciones planteadas en 3.2.1.2 requieren que el ancho de banda del sistema de adquisición sea desde la frecuencia cero o dc hasta 200 Hz, primero se verificó que el sistema cumpliera con las especificaciones del estándar y luego se verificó que la atenuación para la frecuencia de corte de 200 Hz fuera menor a 3 dB.

El proceso se repitió simulando la interfaz electrodo-piel con una resistencia de 0.62MΩ en paralelo con un capacitor de 4.7 nF, conectados en serie a una de las entradas del sistema como se muestra en la figura 28. La resistencia de 51kΩ en paralelo con el capacitor de 47 nF conectados en serie a la entrada de la pierna de derecha se utiliza para simular desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel. Para aislar cualquier tipo de interferencia que pudiera afectar las mediciones, especialmente sensibles al ruido de 60 Hz proveniente de la línea de alimentación, esta prueba se realizó con el circuito dentro de un cilindro cubierto en malla de cobre y conectado a la tierra física del generador de señales.

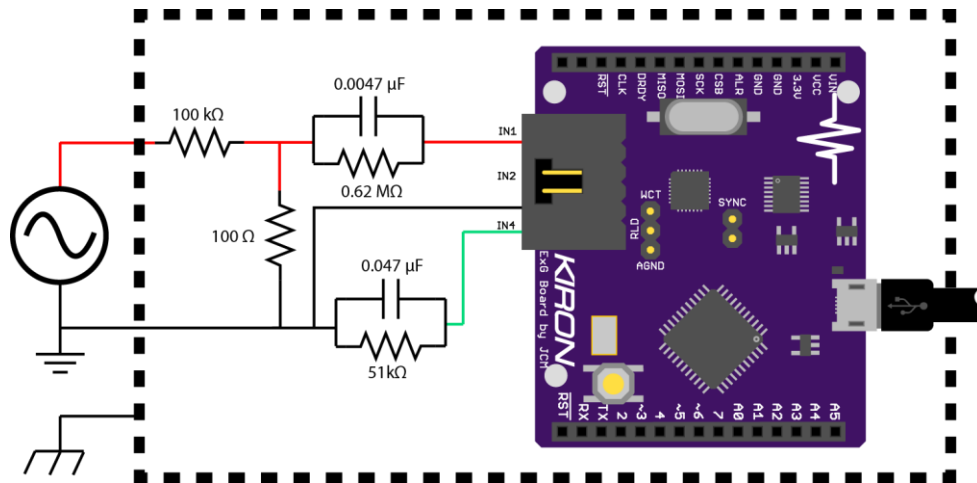


Figura 28. Circuito para la medición de la respuesta en frecuencia del sistema simulando la impedancia electrodo-piel.

3.4.2. Razón de rechazo al voltaje en modo común.

Haciendo uso de un generador de señales, se conectaron funciones senoidales de diferentes frecuencias a través de un capacitor de 100 pF, a un punto en común (punto VCM en la figura 29) donde se conectan las dos entradas de un canal del sistema junto con la entrada de la pierna derecha como se muestra en la figura 29.

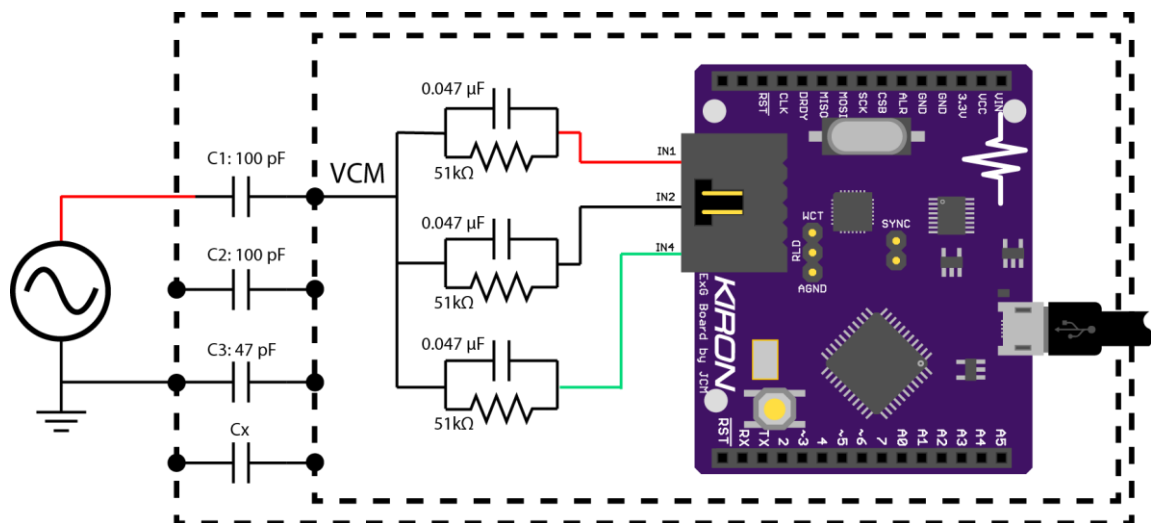


Figura 29. Circuito de prueba para la medición de la razón de rechazo al voltaje en modo común.

El circuito de prueba incluye un aislamiento interno y otro externo para eliminar artefactos no deseados en las mediciones y están representados por las líneas punteadas en la figura 29. Los capacitores C1, C2 y C3 se utilizan para modelar la capacitancia entre el cuerpo humano y la tierra con valores de 100 pF, 100 pF y 47 pF respectivamente, Cx es la capacitancia entre el aislamiento interno y externo y las resistencias de 51kΩ en paralelo con el capacitor de 47 nF conectados en serie a las entradas de los amplificadores de instrumentación y del circuito de la pierna derecha (IN4) se utilizan para simular desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel (ANSI/AAIM, 2002).

Haciendo uso de un osciloscopio para medir la amplitud del voltaje en modo común en el punto VCM (sin conectar el sistema de adquisición), se ajustó el generador de señales para asegurarse que a una frecuencia de 60 Hz, la amplitud (VCM) fuera cercana a 1Vpp y se tomaron mediciones de la amplitud del voltaje en modo común para diferentes frecuencias. El siguiente paso fue realizar las mediciones con el sistema de adquisición configurado a una frecuencia de muestreo de 1067 Hz, ancho de banda de dc-215 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación. El estándar indica que la atenuación del voltaje en modo común debe ser mayor a 83 dB y por lo tanto la señal medida con el sistema de adquisición debe ser menor a 70μVpp, en éste caso para una frecuencia de 60 Hz.

3.4.3. Ruido del sistema.

El ruido total debido a los cables y los circuitos internos del sistema no debe exceder 30 μV (pico-valle (p-v) en relación a la entrada). Para medir el ruido del sistema se conectaron todos los cables o latiguillos en serie, con una resistencia de 51kΩ en paralelo con un capacitor de 47 nF a las entradas del sistema de adquisición como se muestra en la figura 30, con el propósito de simular desequilibrios en la impedancia de la interfaz electrodo-piel. Los extremos de los cables que van al paciente, incluyendo el cable de la pierna derecha se conectaron todos juntos para que el voltaje diferencial en las entradas de los amplificadores de instrumentación fuera cero (ANSI/AAIM, 2002).

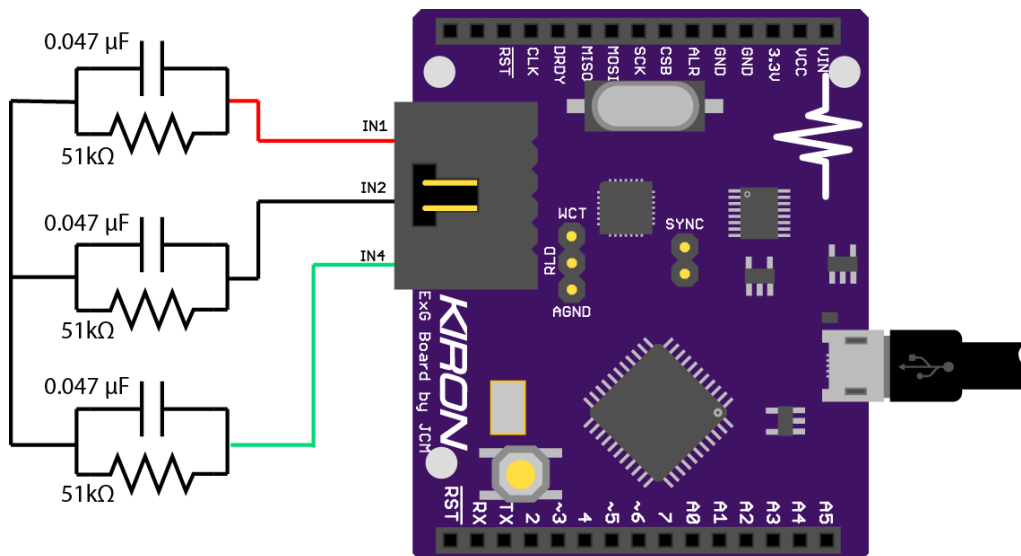


Figura 30. Circuito de prueba para la medición del ruido del sistema.

Se tomó una medición de 10 segundos en un solo canal del sistema de adquisición programado con una frecuencia de muestreo de 1067 Hz, ancho de banda de dc-215 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación. Se verificó que el ruido del sistema no excediera $30 \mu\text{Vpp}$ y se realizó un histograma del ruido para verificar su distribución y características.

3.4.4. Impedancia de entrada

La prueba de impedancia de entrada consiste en comparar las señales adquiridas en la prueba de la respuesta en frecuencia cuando se simula la interfaz electrodo-piel y cuando el generador de señales se conecta directamente al sistema. La reducción en la señal, no debe ser mayor que el 20% de la señal obtenida sin la impedancia simulada en un ancho de banda de 0.67 Hz a 40 Hz (ANSI/AAIM, 2002). Para el caso del sistema de adquisición diseñado, se verificó que la diferencia absoluta entre las dos señales no fuera mayor al 20% de la amplitud de la señal sin la simulación de la impedancia electrodo-piel en el ancho de banda de dc-200 Hz.

3.4.5. Rango de voltaje diferencial de entrada.

Con la ayuda de un generador de señales se conectó una función senoidal con una amplitud de 400 mVpp y frecuencia de 10 Hz a un canal del sistema y se verificó que la señal fuera reproducida en su totalidad. El estándar indica que rango dinámico del voltaje diferencial de

entrada debe ser ± 300 mV (ANSI/AAM, 2002). El sistema de adquisición fue programado con una frecuencia de muestreo de 1067 Hz, ancho de banda de 215 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación.

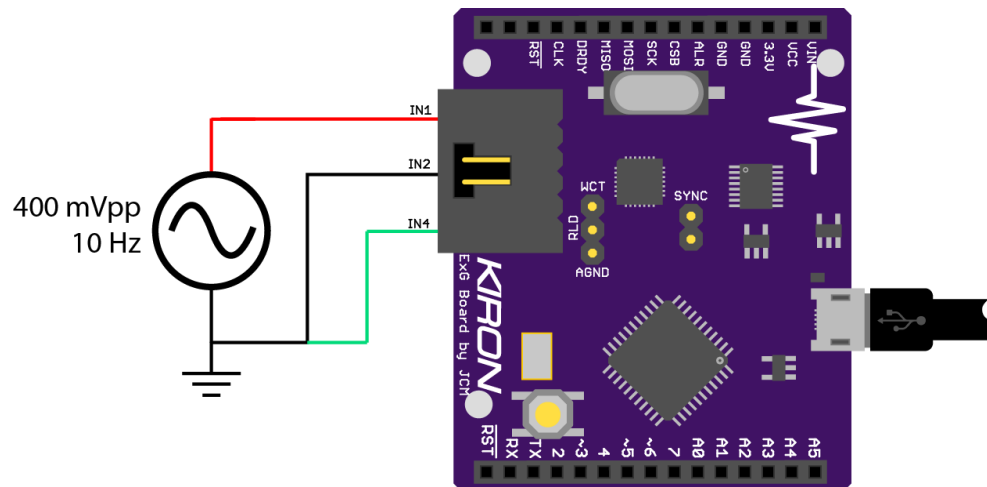


Figura 31. Circuito de prueba para el rango de voltaje diferencial.

3.4.6. Pruebas en simuladores de pacientes.

Para verificar el funcionamiento del sistema de adquisición con biopotenciales reales, se conectó el sistema al simulador de señales electrocardiográficas LionHeart 2 (BioTek, USA), se verificó que la señal fuera reproducida fielmente y que la frecuencia cardíaca correspondiera a la programada en el simulador. El sistema fue programado con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, ancho de banda de dc-40 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación.

3.4.7. Pruebas en voluntarios sanos.

Con el fin de verificar que el sistema de adquisición funcionara con personas reales y que se pudieran adquirir diferentes tipos de biopotenciales como se especifica en los requerimientos planteados en 3.2.1.2, se realizó la adquisición de tres tipos de biopotenciales (Electrocardiografía, Electromiografía de superficie y Electrooculografía) en un voluntario sano.

La prueba de Electrocardiografía consistió en adquirir cinco derivaciones a una velocidad de muestreo de 200 Hz con un ancho de banda de dc-40 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación durante 10 segundos con el paciente en posición decúbito dorsal como se muestra en la figura 32. El canal 1 del sistema fue configurado para adquirir la derivación I, el canal 2 para la derivación II y el canal 3 para la derivación V1. Por el hecho que la adquisición de la señal se realiza de manera simultanea para los tres canales, las demás derivaciones se pueden calcular con las siguientes ecuaciones:

$$III = II - I$$

$$aVR = \frac{-(I + II)}{2}$$

$$aVL = I - \frac{II}{2}$$

$$aVF = II - \frac{I}{2}$$

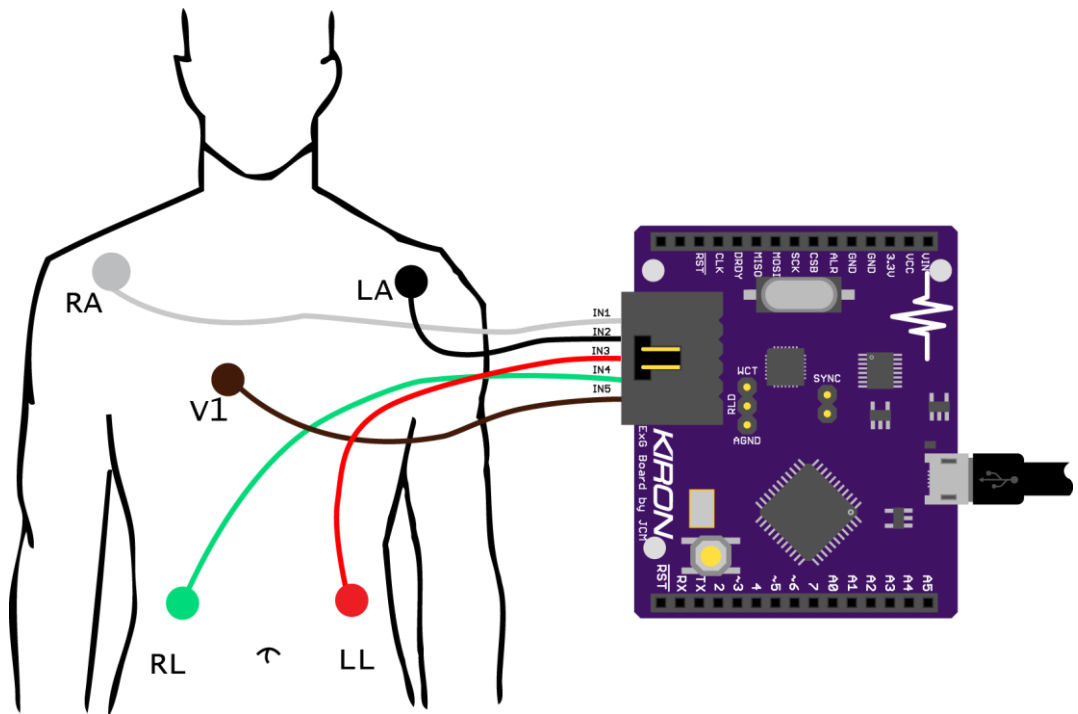


Figura 32. Diagrama del sistema para la adquisición de Electrocardiografía de 5 derivaciones.

Para la prueba de Electromiografía de superficie, el sistema se configuró con una frecuencia de muestro de 800 Hz, correspondiente a un ancho de banda de dc-160 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación. La prueba consistió en adquirir electromiografía de los músculos tibial anterior y gastrocnemio de la pierna derecha durante la marcha normal. El canal uno fue configurado para adquirir las señales del músculo gastrocnemio, el canal dos para el músculo tibial anterior y la referencia o circuito de la pierna de derecha se conecto del maléolo externo del tobillo como se muestra en la figura 33.

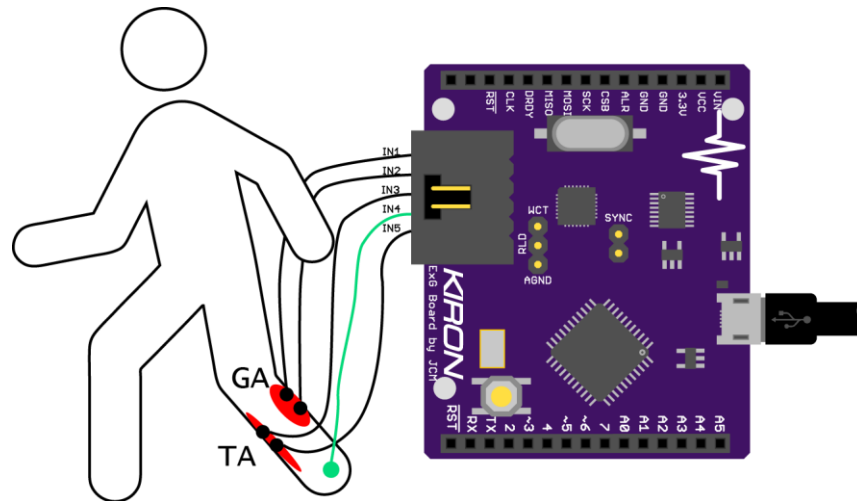


Figura 33. Electromiografía de superficie de los músculos tibial anterior y gastrocnemio.

En un archivo de texto se almacenaron 10 segundos de actividad muscular y posteriormente la señal fue procesada utilizando un filtro pasa-bandas FIR de ventana Kaiser, con 101 puntos y banda pasante entre 100 Hz y 160 Hz con el fin de obtener los componentes de alta frecuencia presentes en la señal.

Finalmente la prueba para la adquisición de Electrooculografía consistió en conectar electrodos alrededor de los ojos para medir el movimiento de éstos como se muestra en la figura 34. El sistema fue configurado con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, correspondiente a un ancho de banda de dc-20 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación. Se almacenaron 10 segundos de actividad electrooculografica donde los movimientos horizontales de los ojos se registraron con el canal 1 del sistema y los movimientos verticales con el canal 2.

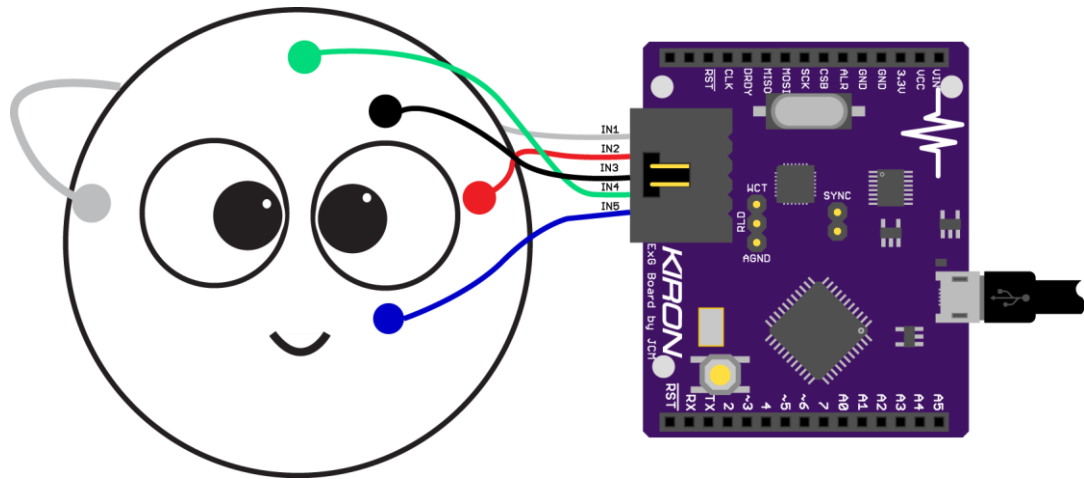


Figura 34. Ejemplo de configuración del sistema para la adquisición de Electrooculografía.

4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

4.1 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES PARA ENTORNOS ACADÉMICOS.

El resultado final del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos es una combinación de hardware y software que permite la implementación y desarrollo de aplicaciones que involucran biopotenciales, haciendo uso de herramientas del procesamiento digital de señales. El componente de hardware se muestra en las figuras 35, 36 y 37; Consiste en un circuito electrónico con dos elementos principales, el dispositivo integrado de aplicación específica ADS1293, el cual es un circuito integrado de la empresa Texas Instruments, que contiene la instrumentación necesaria para la adquisición de biopotenciales con alta resolución (24 bits). El segundo elemento principal es el microcontrolador Atmel Atmega32u4, el cual permite la comunicación de un computador con el ADS1293 para leer datos de los diferentes canales activos durante la adquisición de biopotenciales y de ésta manera poder visualizar la información y realizar diferentes tipos de procesamiento; Éste microcontrolador es programado con el bootloader del Arduino Leonardo, lo cual permite una fácil y rápida configuración desde el entorno de desarrollo Arduino y evita el uso de hardware extra para programar el sistema.

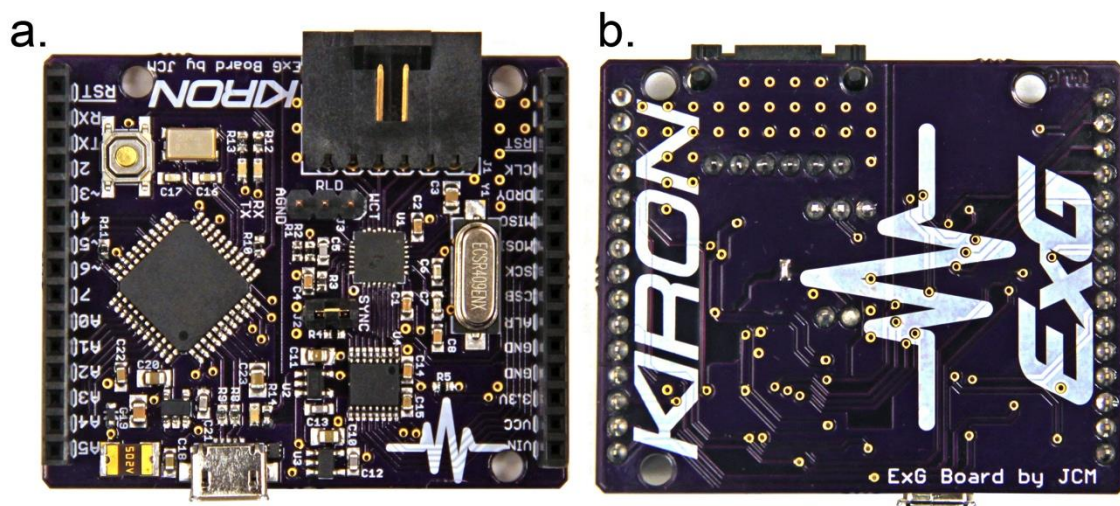


Figura 35. Hardware del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos. a) Capa superior del circuito. b) Capa inferior del circuito.

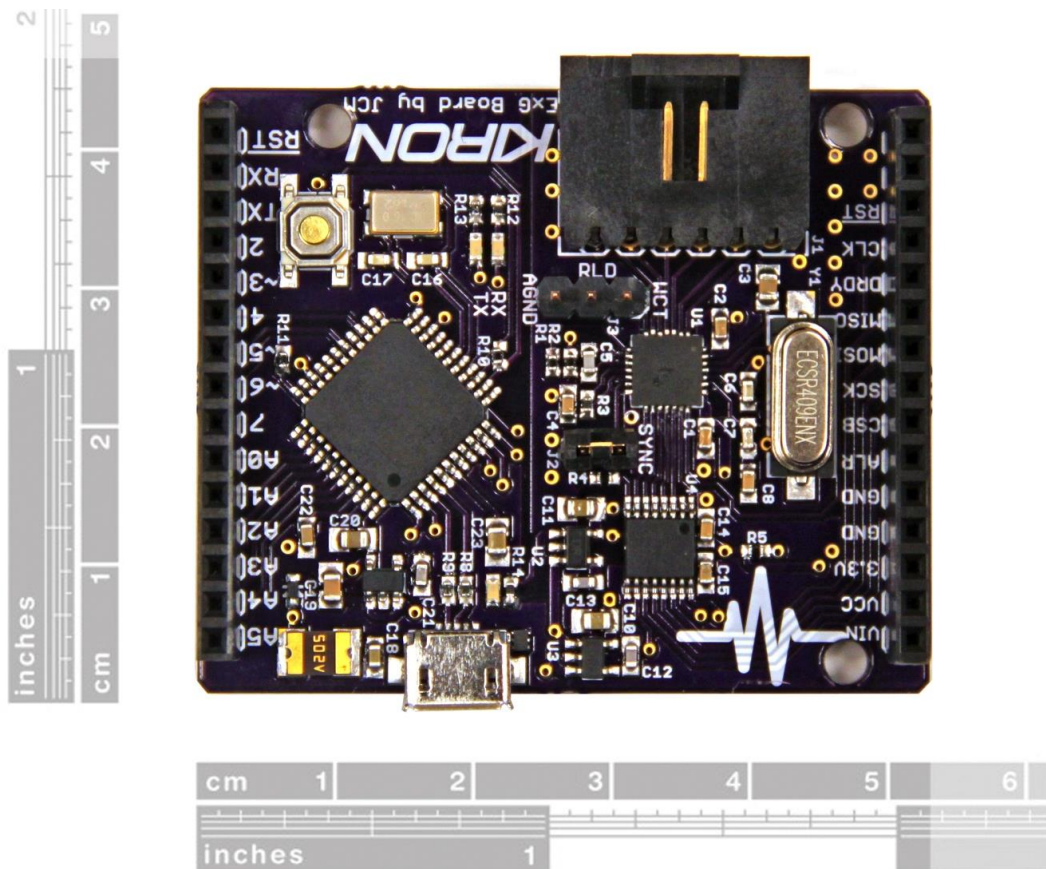


Figura 36. Capa superior del sistema del hardware del sistema y sus dimensiones.

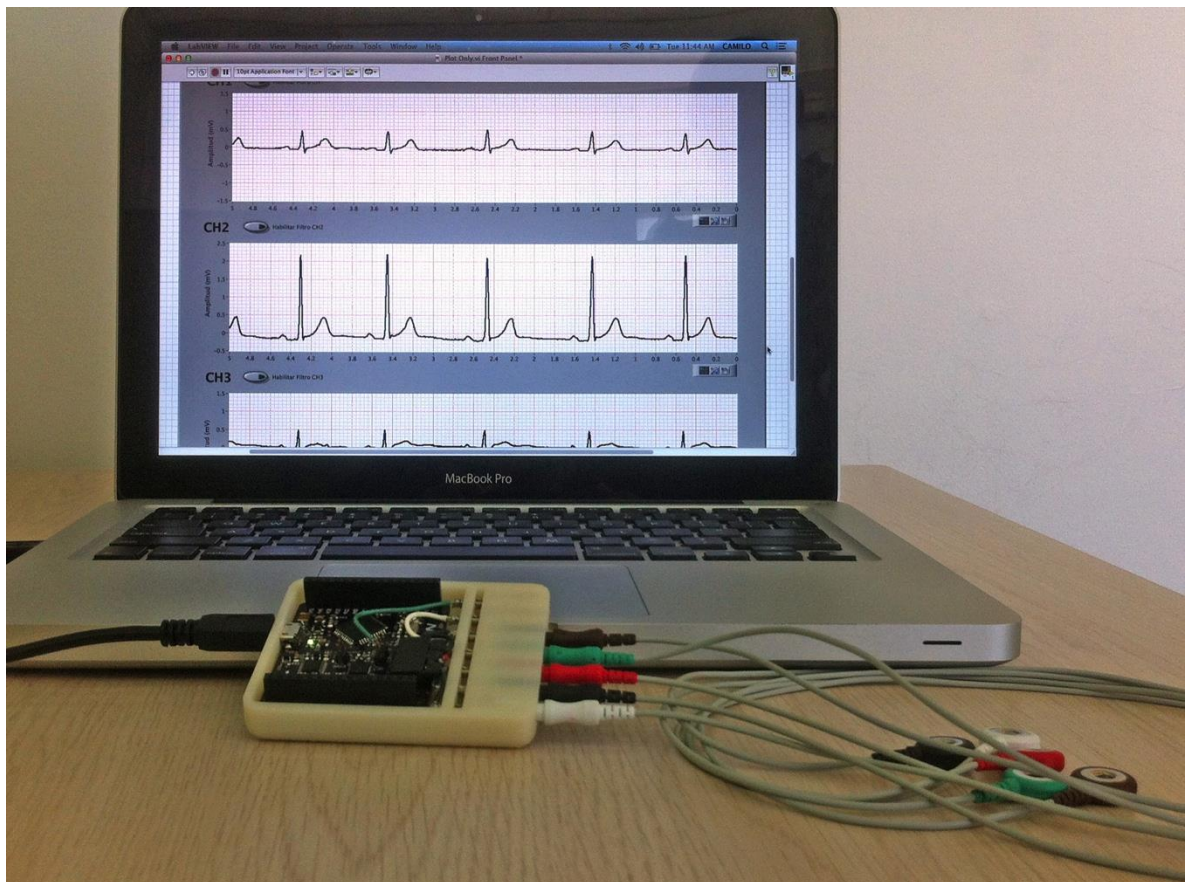


Figura 37. Hardware del sistema incluyendo la caja para contener el circuito electrónico y los conectores de los cables o latiguillos.

El componente de software del sistema de adquisición de biopotenciales está formado por una librería que resume el código y las funciones necesarias para programar el sistema y una interfaz gráfica de usuario para visualizar los biopotenciales y realizar procesamiento digital de las señales. La librería fue escrita haciendo uso herramientas del lenguaje Arduino y programación orientada a objetos; La figura 38 muestra un ejemplo del IDE de Arduino y el código necesario para programar una aplicación de adquisición de Electrocardiografía de 5 derivaciones.



```
ExGBoardExample | Arduino 1.0.5
ExGBoardExample
#include <ExGBoard.h>
#include <SPI.h>

ExGBoard myExG("5_LEADS_ECG");

void setup() {
  delay(500);
  Serial.begin(115200);
  myExG.setBW("40Hz");
  myExG.begin();
}

void loop(){
  if(myExG.DataReady()){
    Serial.println("F");
    Serial.println(myExG.ReadCH1());
    Serial.println(myExG.ReadCH2());
    Serial.println(myExG.ReadCH3());
  }
}
```

Done Saving.

1 Arduino Leonardo on /dev/tty.usbmodem411

Figura 38. IDE de Arduino con el código de ejemplo para programar la adquisición de electrocardiografía de 5 derivaciones en el sistema.

La interfaz gráfica de usuario del sistema de adquisición de biopotenciales se desarrolló en LabVIEW. Consiste en tres pestañas divididas en visualización, procesamiento y configuración. La pestaña de visualización tiene tres gráficos que muestran los biopotenciales adquiridos con cada uno de los canales del sistema; Las gráficas pueden ser programadas para adaptar la escala en el eje vertical automáticamente dependiendo de la amplitud del biopotencial o simplemente dejar una escala estática. La escala en el eje horizontal puede ser configurada para mostrar y almacenar diferentes intervalos de tiempo. Una característica importante de las gráficas es que tienen una rejilla que simula las divisiones del papel de electrocardiografía estándar como se muestra en la figura 39 y permiten hacer mediciones de frecuencia y amplitud de manera fácil y rápida.



Figura 39. Pestaña de visualización en la interfaz gráfica de usuario.

La pestaña de procesamiento se muestra en la figura 40 y consiste en varios controles que sirven para ajustar los parámetros de los filtros de cada canal, como la frecuencia de muestreo de la señal, el tamaño del filtro, las frecuencias de corte y el tipo de ventana. Las gráficas en ésta ventana muestran la respuesta en frecuencia de cada filtro.

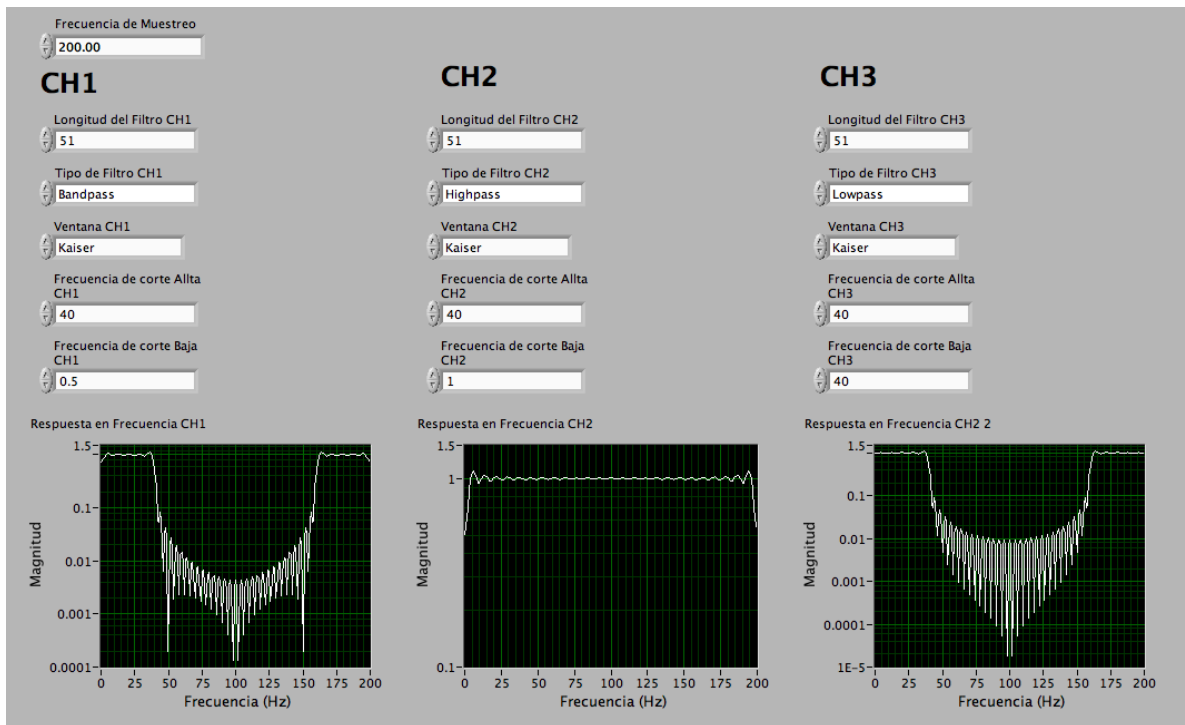


Figura 40. Pestaña de procesamiento en la interfaz gráfica de usuario.

Finalmente la pestaña de configuración sirve para ajustar los parámetros de la comunicación serial, como el puerto de entrada de datos, el número de bytes que recibe el programa, los caracteres de terminación y la velocidad de transmisión de datos.

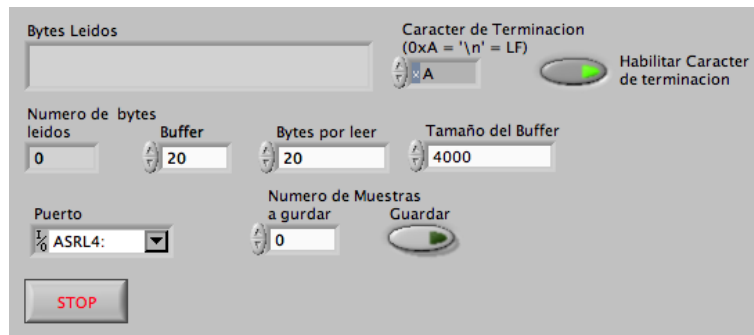


Figura 41. Pestaña de configuración de la interfaz gráfica de usuario del sistema de adquisición.

En la figura 42 se muestra una forma de adaptar la interfaz gráfica de usuario para una aplicación de electrocardiografía de 5 derivaciones en un formato similar a un monitor de signos vitales. En éste caso se adicionaron gráficos para mostrar las derivaciones restantes y se cambio la apariencia general de la interfaz. Los demás componentes como la comunicación serial y el procesamiento de las señales se mantienen invariantes.



Figura 42. Resultados de electrocardiografía de 5 derivaciones en voluntario sano.

4.2 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE DESEMPEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE BIOPOTENCIALES.

4.2.1 Prueba de respuesta en frecuencia.

La figura 43 muestra los resultados de las pruebas para determinar la respuesta en frecuencia del sistema de adquisición de biopotenciales realizadas con el método planteado en 3.4.1.

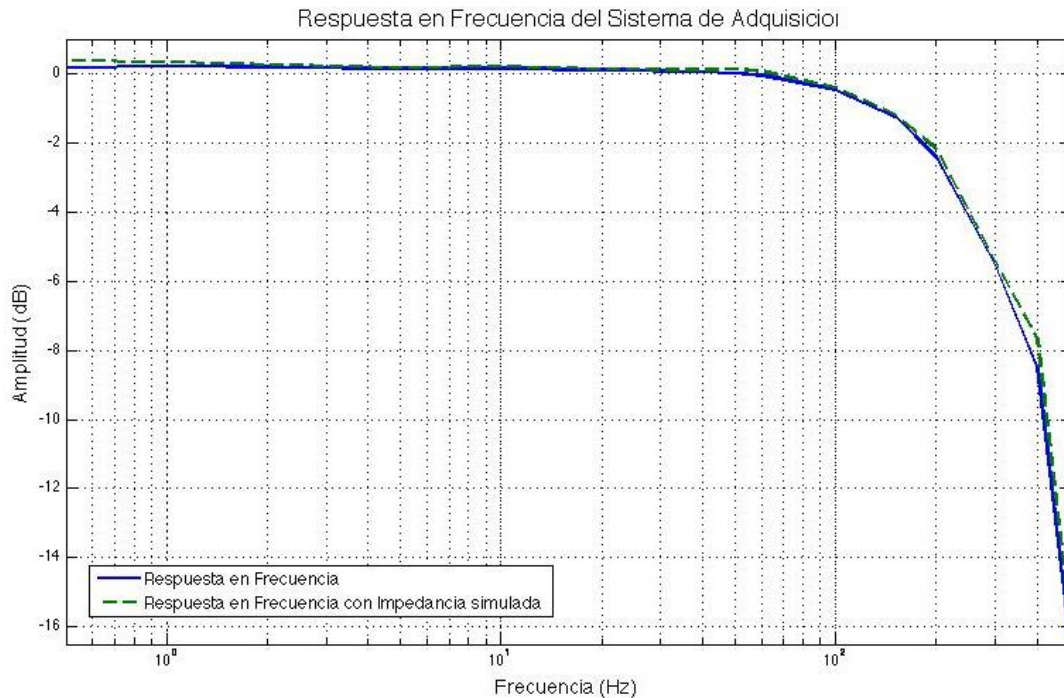


Figura 43. Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.

Se puede observar que la respuesta en frecuencia con la impedancia simulada de la interfaz electrodo-piel y los resultados obtenidos conectando directamente la fuente de la señal de prueba son muy similares y el error se puede deber fácilmente a la tolerancia de los componentes utilizados y a algún tipo de interferencia que pudo afectar la señal. También se puede observar que la atenuación en la frecuencia de corte de 200 Hz es menor a 3 dB para ambos casos.

Los resultados de la prueba para determinar la respuesta en frecuencia del sistema adquisición, indican que se cumple con la especificación número uno planteada en 3.2.1.2.

4.2.2 Pruebas para la medición de la razón de rechazo al voltaje en modo común.

Los resultados de las pruebas para la medición de la razón de rechazo al voltaje en modo común, realizadas como se explica en 3.4.2, se muestran en la figura 44. De manera general los resultados indican que se cumple con las especificaciones planteadas en 3.2.1.2, concretamente con la especificación número dos que indica que la razón de rechazo al

voltaje en modo común debe ser mayor a 83 dB. Estos resultados no concuerdan exactamente con los reportados en la hoja de características del circuito integrado ADS1293, pero se debe resaltar que las condiciones de las mediciones no fueron iguales y el diseño del circuito impreso y la simulación de los desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel pueden tener gran impacto en éstas mediciones.

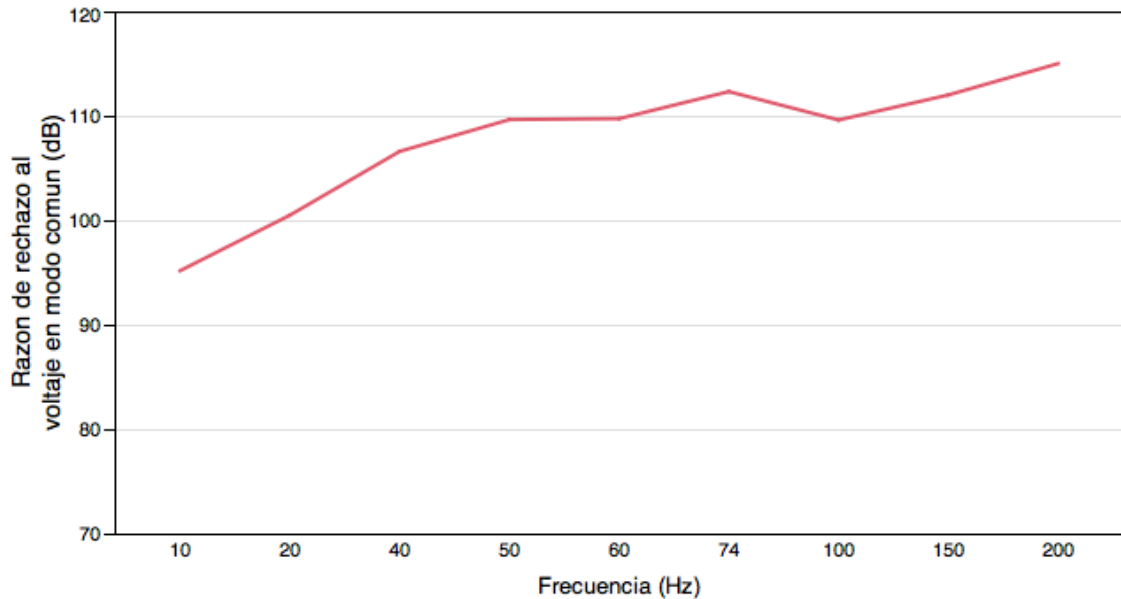


Figura 44. Razón de rechazo al voltaje en modo común del sistema de adquisición de biopotenciales.

4.2.3 Pruebas para la caracterización del ruido del sistema

Los resultados de las pruebas de caracterización del ruido del sistema de adquisición debido a la conexión de los cables o latiguillos y los circuitos internos se muestran en las figuras 45 y 46. La figura 45 muestra el comportamiento del ruido en el tiempo de 10672 muestras adquiridas durante 10 segundos a una velocidad de muestreo de 1067 Hz y alta resolución en los amplificadores de instrumentación como se plantea en 3.4.3. La gráfica por si sola no ofrece mucha información pero al realizar un histograma de los datos como se muestra en la figura 46, se observa que la distribución del ruido interno del sistema se puede aproximar con una combinación de dos distribuciones normales con los parámetros que resumen en la tabla 15. También se midió la amplitud del ruido y el resultado fue 8.7991 μV RMS (12.4438 μV p-v).

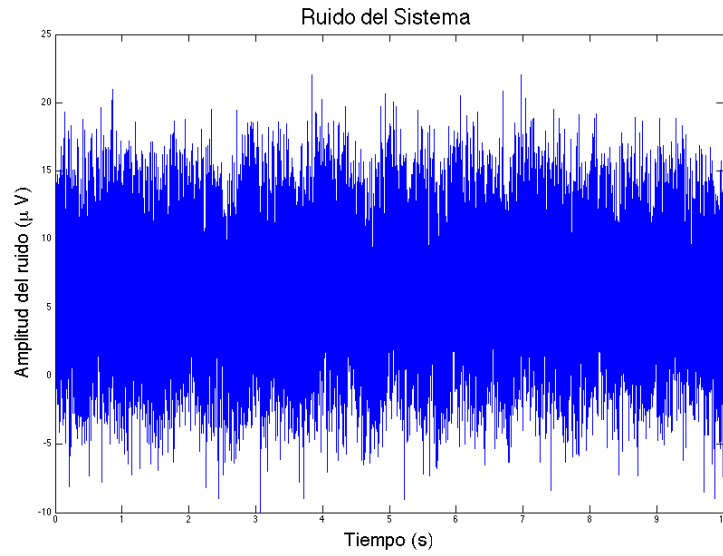


Figura 45. Ruido del sistema de adquisición de biopotenciales simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel.

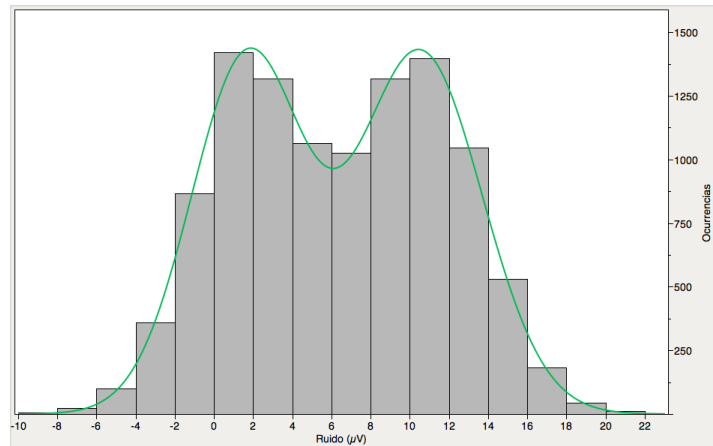


Figura 46. Histograma del ruido interno del sistema de adquisición de biopotenciales simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel.

Parámetro	Estimado	Intervalo de confianza (95%)
μ_1	1.7149	1.6358 - 1.7941
μ_2	10.5434	10.4609 - 10.6259
σ_1	2.8729	2.7949 - 2.953
σ_2	3.1529	3.0715 - 3.2365

Tabla 15. Resumen de parámetros para la distribución del ruido del sistema de adquisición simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo piel.

La hoja de características del circuito integrado ADS1293 reporta diferentes niveles de ruido para diferentes condiciones. En la sección de características eléctricas generales indica que el ruido típico para la adquisición de electrocardiografía es de 15 μVpp ($\approx 10.6 \mu\text{V RMS}$) en un ancho de banda de 0.1-215 Hz y configuración de alta resolución. En las figuras 12 y 13 de la hoja de características se muestran gráficas y mediciones del ruido interno del circuito integrado y se puede observar que para una configuración idéntica a la planteada en 3.4.3, la media del ruido es aproximada a 3 μV con una desviación estándar aproximada a 3.3 μV , asumiendo una distribución normal. La tabla 6 de la hoja de características especifica que para una velocidad de muestreo de 1067 Hz el ruido en una configuración de alta resolución debe ser 2.31 $\mu\text{V RMS}$. Debido a que las mediciones para el sistema diseñado indican que el la amplitud del ruido, simulando desbalances en la impedancia de la interfaz electrodo-piel es de 8.7991 $\mu\text{V RMS}$ (12.4438 $\mu\text{V p-v}$) y teniendo en cuenta que la distribuciones del ruido comparando la información de la hoja de características y los resultados de éstas pruebas no son iguales, se puede concluir que los resultados son comparables.

Debido a que no se conocen exactamente las condiciones de las mediciones de ruido por parte del fabricante del circuito integrado ADS1293, las pruebas se repitieron sin la simulación de la impedancia electrodo-piel. El comportamiento del ruido en el dominio del tiempo se muestran en la figura 47 y su correspondiente histograma se muestra en la figura 48. En éste caso se puede observar que la distribución del ruido se aproxima a una distribución normal con los parámetros que se resumen en la tabla 16 y la amplitud del ruido es 5.8774 $\mu\text{V RMS}$. Comparando éstos resultados con los registrados en la hoja de características del circuito integrado, se puede observar que el ruido interno del sistema diseñado es mayor, pero al analizar las distribuciones, éstas se sobreponen en rango menor a dos desviaciones estándar y se puede concluir que no existe una diferencia notable en el desempeño del sistema y los datos reportados en la hoja de características.

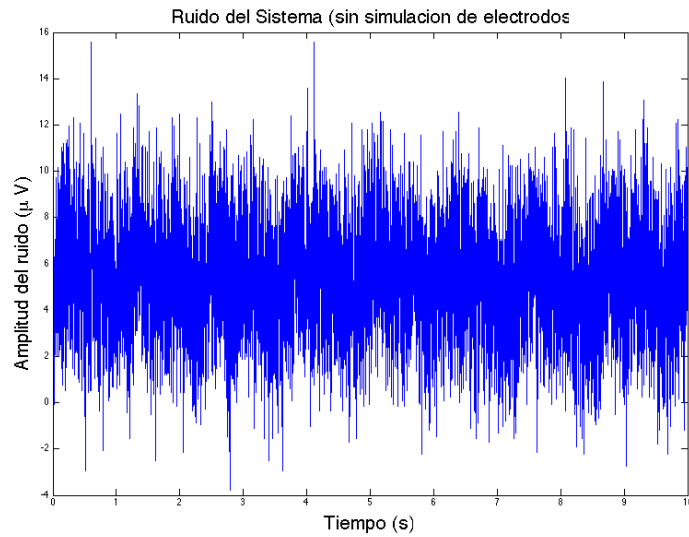


Figura 47. Ruido del sistema de adquisición de biopotenciales.

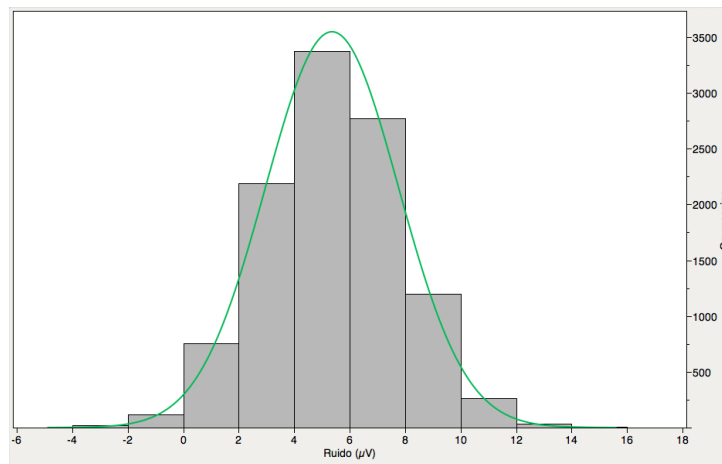


Figura 48. Histograma del ruido interno del sistema de adquisición de biopotenciales.

Parámetro	Estimado	Intervalo de confianza (95%)
μ	5.365087376	5.3195 - 5.4106
σ	2.400108678	2.3683 - 2.4327

Tabla 16. Resumen de parámetros de la distribución del ruido del sistema de adquisición de biopotenciales.

Finalmente cabe resaltar que el desempeño del ruido del sistema cumple con la especificación 3 planteada en 3.2.1.2 y cualquier diferencia con el desempeño registrado en la hoja de características del circuito integrado ADS1293, fácilmente puede deberse a las condiciones en las que se realizaron las mediciones que no necesariamente son iguales y el diseño de dos capas del circuito impreso.

4.2.4 Impedancia de Entrada

Como se plantea en 3.4.4, la prueba para determinar si la impedancia de entrada es suficientemente alta para cumplir con la especificación 9 planteada en 3.2.1.2 consiste en compara las señales adquiridas en la prueba de la respuesta en frecuencia cuando se simula la interfaz electrodo-piel y cuando el generador de señales se conecta directamente al sistema. La figura 49 muestra un resumen de la prueba y se puede observar que en ningún caso la diferencia excede el 20 % lo que indica que se cumple con las especificaciones planteadas.

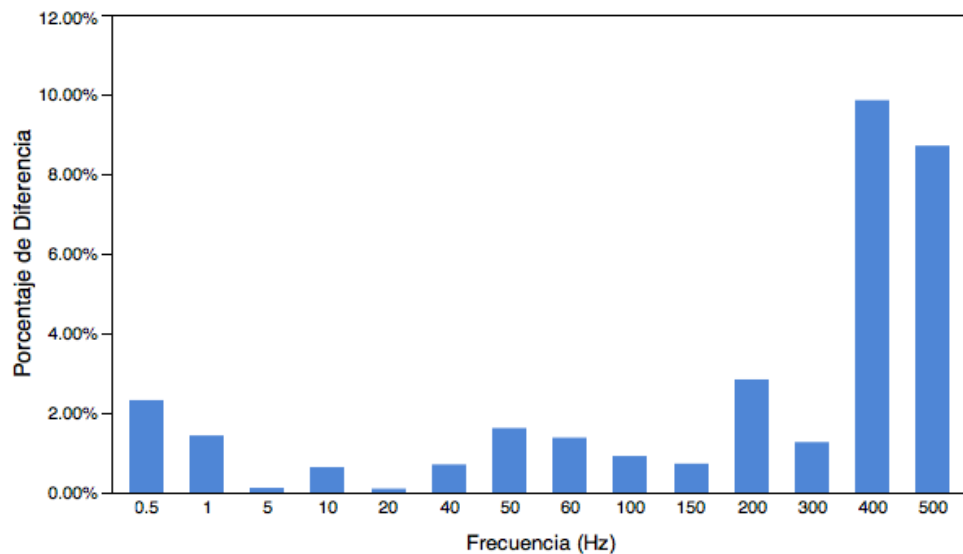


Figura 49. Porcentaje de la diferencia absoluta entre la amplitud de las señales cuando se simula la interfaz electrodo-piel y comparada cuando la señal se adquiere de manera directa.

4.2.5 Rango de voltaje diferencial de entrada.

La figura 50 muestra la gráfica de una señal senoidal con una amplitud de 400 mVpp, adquirida con el sistema diseñado. Los resultados demuestran que el sistema cumple con la especificación 8 planteada en 3.2.1.2 que indica que el rango dinámico del voltaje diferencial de entrada del sistema de adquisición debe ser al menos ± 300 mV.

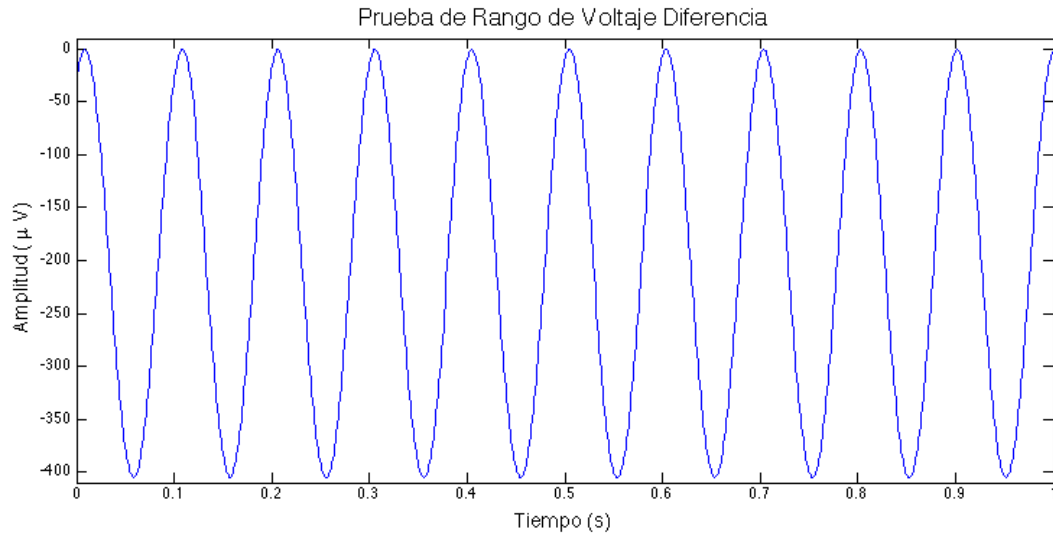


Figura 50. Señal senoidal de 400 mVpp adquirida con el sistema de diseñado.

4.2.6 Pruebas en simuladores de pacientes.

Las figuras 51, 52 y 53 muestran los resultados de la prueba de adquisición de electrocardiografía haciendo uso del simulador de pacientes LionHeart 2 (BioTek, USA). Se puede observar que la señal es reproducida fielmente y se pueden identificar con claridad las diferentes ondas de la señal electrocardiográfica. Haciendo uso de las divisiones de la simulación del papel milimetrado para la adquisición de electrocardiografía, donde cada división de tiempo corresponde a 0.04 segundos para una velocidad de 25 mm/segundo y en éste caso la distancia entre dos complejos QRS es de 18 divisiones, se puede determinar que la frecuencia cardiaca es igual a 83 latidos por minuto. El resultado de la medición de frecuencia cardiaca haciendo uso de éste método se aproxima al valor real programado en el simulador de pacientes que fue de 80 latidos por minuto.

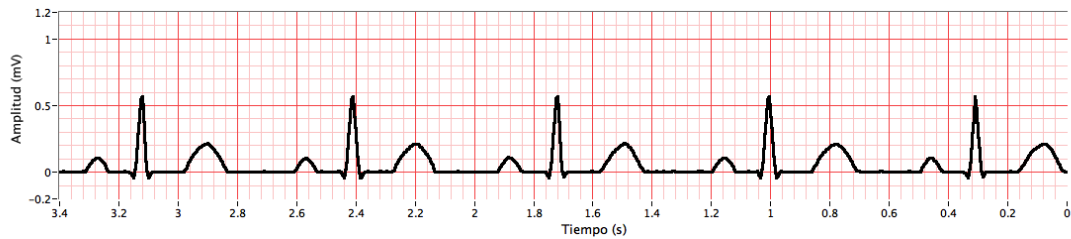


Figura 51. Canal 1 correspondiente a derivación I.

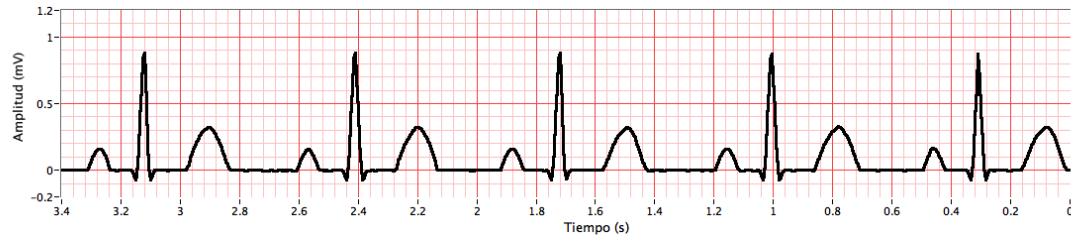


Figura 52. Canal 2 correspondiente a derivación II.

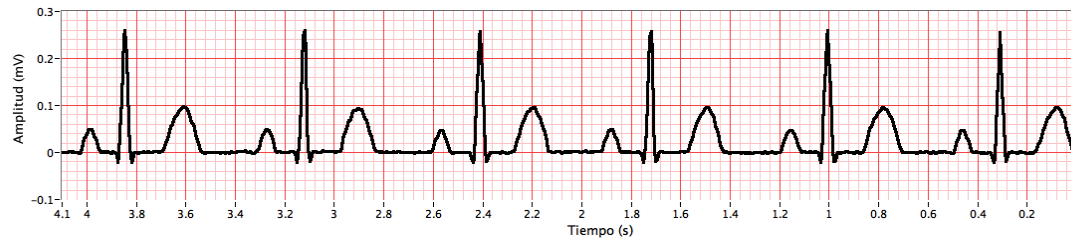


Figura 53. Canal 3 correspondiente a derivación V1.

4.2.7 Pruebas en voluntarios sanos.

Debido a los buenos resultados obtenidos en las pruebas de desempeño y en simuladores de pacientes, se procedió a realizar algunas pruebas en voluntarios sanos para verificar que el sistema funcionara con pacientes y condicione reales. La figura 54 muestra los resultados obtenidos en la adquisición de electrocardiografía de 5 derivaciones como se propone en 3.4.7. Las divisiones de la gráfica se configuraron de tal manera que la velocidad fuera de 25 mm/segundo y la amplitud fuera de 10 mm/mV. Se puede observar que la relación señal ruido para las señales calculadas a partir de las señales realmente adquiridas es alta y se reproduce con claridad el electrocardiograma de un paciente real. Haciendo una inspección de la distancia entre los complejos QRS del electrocardiograma se deduce que el paciente tiene una frecuencia cardíaca aproximada a 65 latidos por minuto.

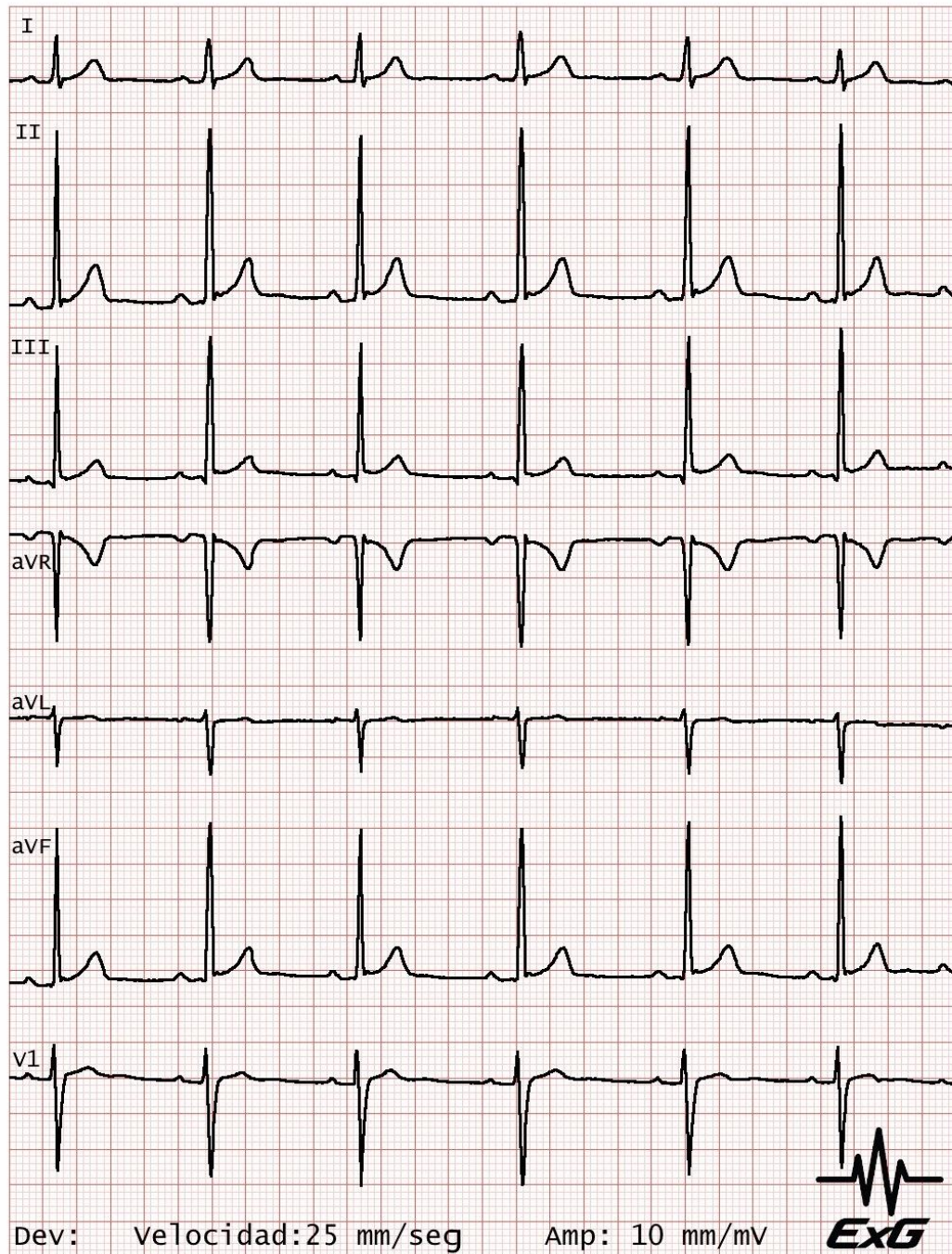


Figura 54. Electrocardiografía de 5 derivaciones en un voluntario sano.

La figura 55 muestra los resultados de la adquisición de electromiografía de superficie en un voluntario sano durante la marcha normal en los músculos tibial anterior y gastrocnemio. Específicamente se muestran los componentes de alta frecuencia de la señal en el ancho de banda de 100-160 Hz. De manera general se puede observar que la actividad electromiográfica alternada de estos dos músculos corresponde al comportamiento típico durante la marcha humana normal.

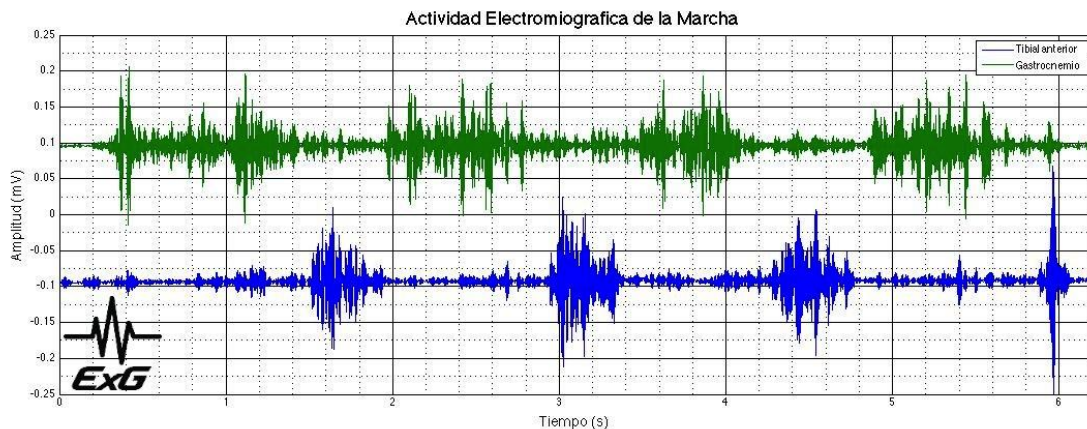


Figura 55. Electromiografía de superficie en voluntario sano durante la marcha humana normal.

Se debe notar que el sistema diseñado no está optimizado para la adquisición de electromiografía, debido a que éste biopotencial requiere unas características especiales de ancho de banda y ganancia para que la relación señal ruido sea alta y se pueda extraer información de utilidad en la señal. Aun así se puede observar que el desempeño del sistema para la adquisición de la actividad eléctrica de los músculos es bueno.

Finalmente la figura 56 muestra los resultados de la adquisición de electrooculografía como se plantea en 3.4.7. Generalmente las aplicaciones de éste biopotencial se limitan a estudios de polisomnografía, otros usos clínicos o en áreas como el entretenimiento que no han sido muy exploradas. Aunque las características de la electrooculografía no están bien definidas en la literatura, es fácil notar en las gráficas, los cambios en la señal producto de los movimientos horizontales y verticales de los ojos y también cuando el voluntario parpadea; Por ejemplo en el intervalo de tiempo, de cero a 4 segundos, se pueden observar movimientos horizontales rápidos (línea azul), seguidos de un proceso de fijación a un objeto (la meseta en la señal) mientras que en la gráfica de color verde que representa los movimientos verticales de los ojos se observan solo pequeños cambios. Cuando la señal es positiva en relación a la línea base, ésta representa un movimiento de los ojos hacia la derecha en el caso horizontal y un movimiento de los ojos hacia arriba en el caso de movimientos verticales; de igual manera en las señales negativas en relación a la línea base, representan movimientos de los ojos hacia la izquierda en el caso horizontal o hacia abajo en el caso vertical. En el intervalo de 8 a 12 segundos se pueden observar

movimientos rápidos en el plano horizontal y en el intervalo de 16 a 20 segundos se pueden observar parpadeos en la señal correspondiente a movimientos verticales de los ojos.

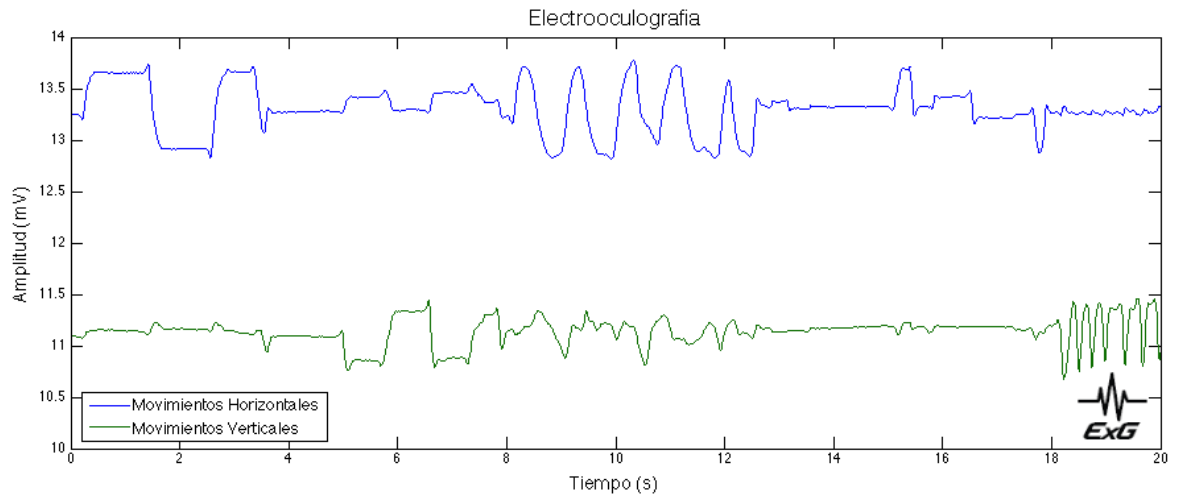


Figura 56. Resultados de la adquisición de electrooculografía.

4.2.8 Resumen de las especificaciones del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.

En la tabla 17 se muestra un resumen de las especificaciones del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos y su comparación con los requerimientos planteados en 3.2.1.2. Se puede observar que se cubrieron todas las especificaciones planteadas aunque existan aspectos que requieran mediciones mas sofisticadas y precisas; En las observaciones de la tabla discuten algunos de éstos.

Numero	Descripción de especificación	Min/Max	Unidades	Especificación planteada	Especificación Real
1	Rango dinámico en frecuencia	Rango	Hz	dc-200	dc-200
2	Razón de rechazo al voltaje en modo común	Min	dB	83	>95
3	Ruido del sistema	Max	$\mu\text{V p-v RTI}$	30	12.4428
4	Tamaño	Max	cm^2	25	22.36
5	Costo	Max	Pesos	200.000	$\approx 100.000^{(1)}$

6	Líneas de código para adquisición de ECG	Max	Líneas	200	<20
7	Tiempo de preparación y configuración para adquisición de ECG	Max	Horas	1	<1 ⁽²⁾
8	Rango de voltaje diferencial de entrada	Rango	mV	±300	±400
9	Impedancia de entrada	Min	MΩ	10	>10
10	Circuito de la pierna derecha	Si/no		Si	Si
11	Componentes activos en interfaz grafica	Min	Componentes	6	>20
12	Numero efectivo de bits para ECG	Min	bits	16	17.8-24
13	Voltaje de alimentación	Rango	V	0 a 5	5
14	Numero de canales	Min	Canales	3	3
15	Numero de documentos o artículos de referencia	Min	Documentos	5	>5
16	Corrientes de fuga	Max	μA	0.1	0.008 ⁽³⁾
17	Cantidad de anchos de banda programables	Min		4	>4
18	Cantidad de biopotenciales que se pueden adquirir	Min		3	3 ⁽⁴⁾
19	Sistemas operativos compatibles	Min		2	2
20	Apariencia		Subjetivo	3	5

Tabla 17. Resumen de las especificaciones del sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos y su comparación con los requerimientos planteados en 3.2.1.2.

⁽¹⁾ El valor reportado es una estimado del costo del circuito impreso y sus componentes. No se incluyen los costos de licencias de software, hardware adicional necesario para el funcionamiento del sistema (ej. Computador y cables) y los costos de la caja que contiene el circuito. Cabe destacar que para una producción a mayor escala los costos se reducen significativamente.

⁽²⁾ El tiempo de preparación y configuración no fue medido directamente y es un estimado basado en los resultados del proyecto y la experiencia personal con el dispositivo.

⁽³⁾ Las corrientes de fuga no fueron medidas directamente por la falta de instrumentos suficientemente sensibles para medir este orden de magnitud y el valor esta basado en las corrientes programables en el circuito integrado ADS1293 para la detección de la caída de un electrodo.

⁽⁴⁾ El número de biopotenciales que se pueden adquirir está basado en los resultados de presentados en este informe. Es posible que el sistema sirva para adquirir más cantidad de biopotenciales (ej. EEG).

5. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

En el desarrollo de este proyecto se diseñó e implementó exitosamente un sistema de adquisición de biopotenciales, basado en dispositivos integrados de aplicación específica del estado del arte y con especificaciones que lo hacen especial para ser utilizado en entornos académicos.

En la primera etapa del proyecto se analizaron los factores críticos para su éxito y utilizando una metodología de diseño conceptual, se planteó una solución que respondió a las necesidades identificadas y resolvió el problema formulado. En esta etapa también se diseñó y construyó exitosamente un circuito electrónico para la adquisición de biopotenciales.

En la segunda etapa del proyecto se programó una librería que permite controlar y configurar el sistema de adquisición y una interfaz gráfica que permite visualizar los datos adquiridos y realizar procesamiento digital de las señales.

Finalmente, las pruebas realizadas demostraron que el sistema de adquisición diseñado, cumple con las especificaciones concebidas en la etapa de diseño conceptual. Las pruebas realizadas en simuladores de pacientes y voluntarios sanos indican que el desempeño del sistema para la adquisición de biopotenciales en condiciones reales es muy bueno y cuenta con las características necesarias para adaptarse a diferentes condiciones dependiendo del tipo de biopotencial que se quiera adquirir.

Cada etapa del proyecto representó un nuevo desarrollo que por sí solo puede ser adaptado a diferentes tipos de aplicaciones que no necesariamente involucran la adquisición de biopotenciales pero todos estos factores al ser combinados, integran un sistema portable, económico, reconfigurable, con excelente desempeño y sobre todo fácil de manejar. Si se quiere, se puede ver el dispositivo diseñado, como un sistema de adquisición de alta resolución para señales con un voltaje diferencial máximo de ± 400 mV y características que lo hacen apto para la adquisición de biopotenciales.

Éste trabajo representa solo el comienzo o la base de una generación de dispositivos con alto potencial de ser implementados en la vida real, que pueden tener alto impacto en la comunidad académica y en la calidad de vida de las personas. En el futuro los esfuerzos serán destinados al mejoramiento de las prestaciones del sistema, tanto en el hardware como en el software y a diseñar aplicaciones innovadoras; por ejemplo considerando un diseño adecuado respecto al consumo de energía y un tamaño aun más reducido, éste sistema tiene un gran potencial de ser utilizado en aplicaciones móviles que puedan almacenar datos en una memoria o transmitirlos inalámbricamente a otro dispositivo, contando con autonomía de días o incluso semanas.

Otra aplicación interesante en la que se puede utilizar el dispositivo es el control de sistemas mecánicos y condiciones del ambiente mediante biopotenciales, por ejemplo un

prótesis mioeléctrica o una interfaz cerebro computador sencilla. Cabe destacar que en el trabajo se presenta el dispositivo como una herramienta principalmente para ser usada en cursos introductorios al procesamiento digital de señales, pero la realidad es que las aplicaciones en éste campo son muchas y el sistema puede representar un elemento valioso para desarrollos con conceptos avanzados del procesamiento de señales, las ciencias de la computación y en general para la investigación de alto nivel en diferentes campos de la ingeniería.

Por su poderío y sencillez, realizando pequeños cambios, éste sistema de adquisición puede ser utilizado por profesionales y estudiantes en otras áreas o campos de la salud, por ejemplo en el aula de clase para estudiantes de medicina y fisioterapia, en investigación con animales para el campo de la medicina veterinaria y para la recolección de datos en estudios de diferentes enfermedades.

Finalmente se dejan las puertas abiertas para que otras personas hagan uso del sistema de adquisición diseñado y aprovechen sus habilidades y conocimiento en campos de la salud y la ingeniería para desarrollar aplicaciones que eduquen a las nuevas generaciones, que revelen los enigmas del cuerpo humano y muy importante que permitan salvar vidas.

BIBLIOGRAFIA

- Advancer Technologies. (2013). Muscle Sensor V3: Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications . *Product datasheet*.
- Morales, D. P., García, A., Castillo, E., Carvajal, M. A., Banqueri, J., & Palma, A. J. (2011). Flexible ECG acquisition system based on analog and digital reconfigurable devices. *Sensors and Actuators* , 165, 261–270 .
- Gómez-Clapers, J., & Casanella, R. (2012). A Fast and Easy-to-Use ECG Acquisition and Heart Rate Monitoring System Using a Wireless Steering Wheel. *IEEE Sensors Journal* , 12, 610-616.
- Ulrich, K., & Eppinger, S. (2008). *Product Design and Development* (4th Edition ed.). McGraw-Hill.
- Zuo, C., Yang, X., Wang, Y., Li, A. L., Peng, Y. B., & Chiao, J. C. (2012). A Wearable Telemetric Neural/EMG/ECOG Activity Acquisition Platform for Small Freely Moving Animals. *Proceedings of APMC*, (págs. 43-45).
- Joshi, A., Ravindran, S., & Miller, A. (2011). *EKG-Based Heart-Rate Monitor Implementation on the LaunchPad Using MSP430G2xx (Application Report)* . Texas Instruments.
- Wang, W. S., Huang, H. Y., Wu, Z. C., Chen, S. C., Wang, W. F., Wu, C. F., y otros. (2011). Wireless biopotential acquisition system for portable healthcare monitoring . *Journal of Medical Engineering & Technology* , 35, 254–261 .
- Webster, J. G. (2009). *Medical Instrumentation: Application and Design* (4th Edition ed.). New York: Wiley.
- Yazicioglu, R. F., Hoof, C. V., & Puers, R. (2009b). *Biopotential Readout Circuits for Portable Acquisition Systems*. New York: Springer.
- Yazicioglu, R. F., Torfs, T., Penders, J., Romero, I., Kim, H., Merken, P., y otros. (2009c). Ultra-Low-Power Wearable Biopotential Sensor Nodes. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, (págs. 3205-3208).
- ANSI/AAIM. (2002). *EC13: Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms* . Arlington, VA.
- Arduino. (2013). *Arduino Leonardo Schematic Rev3b*. Obtenido de http://arduino.cc/en/uploads/Main/arduino-leonardo-schematic_3b.pdf
- Banzi, M. (2008). *Getting Started with Arduino* (1st Edition ed.). O'Reilly.

- Barone, U., & Merletti, R. (2013). Design of a portable, intrinsically safe multi-channel acquisition system for high resolution, real time processing HD-sEMG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60, 2242 - 2252.
- Bifulco, P., Cesarelli, M., Fratini, A., Ruffo, M., Pasquariello, G., & Gargiulo, G. (2011). A wearable device for recording of biopotentials and body movements. *IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA)*, (págs. 469 - 472).
- Chang, C. L., Chang, C. W., Huang, H. Y., Hsu, C. M., Huang, C. H., Chiou, J. C., y otros. (2010). Power-Efficient Bio-Potential Acquisition Device with DS-MDE Sensors for Long-Term Healthcare Monitoring Applications. *Sensors*, 10, 4777-4793.
- Chen, C. Y., Chang, C. L., Chang, C. W., Lai, S. C., Chien, T. F., Huang, H. Y., y otros. (2013). A Low-Power Bio-Potential Acquisition System with Flexible PDMS Dry Electrodes for Portable Ubiquitous Healthcare Applications. *Sensors*, 13, 3077-3091.
- COR Science. (2013). EMB1: ECG Micro Board. *Product Catalog*.
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography* (2nd Edition ed.). Sudbury, Massachusetts: Jones and Bartlett.
- EMOTIV. (2012). EPOC: High resolution, multi-channel, wireless neuroheadset. *Product Specifications*, 1-4.
- Diasa, N. S., Carmoc, J. P., Mendesc, P. M., & Correiac, J. H. (2012). Wireless instrumentation system based on dry electrodes for acquiring EEG signals. *Medical Engineering & Physics*, 34, 972-981.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *Tratado de Fisiología Médica* (11th Edition ed.). Barcelona: Elsevier.
- Guerrero, J. F., Bataller, M., Soria, E., & Magdalena, R. (2007). BioLab: An Educational Tool for Signal Processing Training in Biomedical Engineering. *IEEE TRANSACTIONS ON EDUCATION*, 50, 34-40.
- Ghoshdastider, U., Lange, C., Viga, R., & Grabmaier, A. (2012). A Modular and Wireless ExG Signal Acquisition System with a Dense Array of Dry Electrodes. *IEEE Sensors*, (págs. 1-4).
- Hodges, S., Villar, N., Scott, J., & Schmidt, A. (2012). A New Era for Ubicomp Development. *Pervasive Computing, IEEE*, 11, 5-9.
- Nagel, J. H. (2000). Biopotential Amplifiers. En J. D. Bronzino (Ed.), *The Biomedical Engineering Handbook* (2nd Edition ed.). Boca Raton: CRC Press.

NeuroScan. (2008). *SynAmps RT: 70 channel amplifier system with dedicated 24 bit Analog to digital converter converter*. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.neuroscan.com/synamps.cfm>

Massachusetts Institute of Technology. (2013). *MIT OpenCourseWare*. Recuperado el Sept de 2013, de Digital Signal Processing: <http://ocw.mit.edu/>

McKee , J. J., Evans , N. E., & Wallace , D. (1996). Sigma-Delta Analogue-to-Digital Converters for ECG Signal Acquisition. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* , 19-20.

Ming, H., Yajun, Z., & Xiaoping , H. (2008). Portable ECG Measurement Device based on MSP430 MCU. *International Conference on BioMedical engineering and informatics*, (págs. 667-671).

Oppenheim, A. V., & Schafer, R. W. (2009). *Discrete-Time Signal Processing* (3rd Edition ed.). New Jersey: Prentice Hall.

Pu, X., Wan, L., Sheng, Y., Chiang, P., Qin, Y., & Hong, Z. (2012). A Wireless 8-Channel ECG Biopotential Acquisition System for Dry Electrodes. *IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT)*, (págs. 1-5).

Prutchi, D., & Norris, M. (2005). *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.

Sanei , S., & Chambers , J. A. (2007). *EEG Signal Processing*. Wiley.

Sandham, W. A., & Hamilton , D. J. (2010). Pedagogical Issues for Effective Teaching of Biosignal Processing and Analysis . *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS* , 2947-2950.

Scolaro, G. R., Azevedo, F. M., Rathke, J. E., Possa, P. R., Andrighetto, E., Adur, R., y otros. (2009). Development of a Didactic Platform for Acquisition and Processing of Biomedical Signals for the practice in Biomedical Engineering. *The Ninth International Conference on Electronic Measurement & Instruments*, (págs. 1-4).

Smith, J. M. (2011). The Doctor Will See You ALWAYS. *IEEE Spectrum* , 57-62.

Soundarapandian , K., & Berarducci, M. (2010). *Analog Front-End Design for ECG Systems Using Delta-Sigma ADCs. (Application Report)*. Texas Instruments.

Rivera, M., Cajavilca , C., & Varon , J. (2008). Einthoven's String Galvanometer . *Texas Heart Institute Journal* , 35, 174-178.

Richardson , M., & Wallace , S. (2012). *Getting Started with Raspberry Pi* (1st Edition ed.). O'Reilly .

Texas Instruments. (2013a). ADS1293: Low Power, 3 Channel, 24-bit Analog Front End for Biopotential Measurements. *Product datasheet SNAS602B* .

Texas Instruments. (2013b). ADS1293EVM evaluation module. *User's Guide SNAU138 , RevB*.

Texas Instruments. (2010). ADS1298: Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. Product datasheet SBAS459I.

Texas Instruments. (2013c). LP2985-N: Micropower 150 mA Low-Noise Ultra Low-Dropout Regulator. *Product datasheet SNVS018V* .

Texas Instruments. (2013). *TI HealthTech Applications Guide*. Obtenido de www.ti.com/healthtech

Tompkins, W. J. (2009). Evolution of microcomputer-based medical instrumentation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* , 6590-6593.

Tsai, T. H., Hong, J. H., Wang, L. H., & Lee, S. Y. (2012). Low-Power Analog Integrated Circuits for Wireless ECG Acquisition Systems. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* , 16, 907-917.

ANEXOS

Anexo 1. Formatos de entrevistas a profesores y estudiantes.

Entrevista a profesores.

NOMBRE:

OCUPACION:

INTRODUCCION: se quiere desarrollar un sistema para la adquisición de diferentes tipos de biopotenciales, el cual puede ser adaptado a otros sistemas o conectado a un computador para realizar el procesamiento de éstas señales. La finalidad del sistema es facilitar el aprendizaje de materias como bioinstrumentación y procesamiento digital de señales y motivar a los estudiantes para que desarrollen aplicaciones relacionadas con biopotenciales.

1. ¿Cual es la importancia de materias como bioinstrumentación y procesamiento digital de señales? ¿Cual cree usted que es el alcance de éstas materias? ¿Para que sirven?
2. ¿Cual es la mayor dificultad que se presenta en los estudiantes en éstas materias? ¿Cree usted que los estudiantes disfrutan de éstas clases? ¿Cree usted que los estudiantes tienen las herramientas suficientes para aprovechar los conocimientos adquiridos al máximo?
3. ¿Que cree usted que se podría desarrollar para motivar el aprendizaje de los estudiantes?
4. ¿Qué cree usted que es mejor, el procesamiento digital o el procesamiento análogo de las señales?
5. ¿Qué aplicaciones no clínicas cree usted que se podrían desarrollar con biopotenciales (ej. Interfaz Cerebro-Computador, videojuegos)?
6. ¿Cuántos canales o derivaciones cree usted que sería importante tener?
7. ¿Que características cree usted que debería tener éste dispositivo?
8. ¿Conoce algún dispositivo similar a éste? ¿cuales? ¿En donde los ha visto?

9. ¿Que valor agregado cree que podría tener éste dispositivo?

Recomendaciones:

Entrevista a estudiantes.

NOMBRE:

OCUPACIÓN:

INTRODUCCION: Se quiere desarrollar un sistema para la adquisición de diferentes tipos de biopotenciales, el cual puede ser adaptado a otros sistemas o conectado a un computador para realizar el procesamiento de éstas señales. La finalidad del sistema es facilitar el aprendizaje de materias como bioinstrumentación y procesamiento digital de señales y motivar a los estudiantes para que desarrollen aplicaciones relacionadas con biopotenciales.

1. ¿Qué importancia le ve usted a materias como bioinstrumentación y procesamiento digital de señales? ¿Para que cree que sirven? ¿Basándose en los conocimientos adquiridos en ésta materia, que proyectos cree usted que podría desarrollar?
2. ¿Qué es lo que más se le dificulta para entender en éstas materias? ¿Disfruta de ésta clase, o por el contrario lo aburre y estresa un poco? ¿Por qué? (porque disfruta la clase, o porque lo estresa la clase) ¿Cree usted que cuenta con las herramientas suficientes para aprovechar al máximo los conocimientos adquiridos?
3. ¿Que cree usted que se podría desarrollar para motivar su aprendizaje?
4. ¿Qué cree usted que es mejor, el procesamiento digital o el procesamiento análogo de las señales?
5. ¿Qué aplicaciones no clínicas cree usted que se podrían desarrollar con biopotenciales (ej. Interfaz Cerebro-Computador, videojuegos)?
6. ¿Cuántos canales o derivaciones cree usted que sería importante tener?
7. ¿Que características cree usted que debería tener éste dispositivo?
8. ¿Conoce algún dispositivo similar a éste? ¿cuales? ¿En donde los ha visto?
9. ¿Que valor agregado cree que podría tener éste dispositivo?

Anexo 2. Archivo header de la librería para configurar el sistema de adquisición (ExGBoard.h).


```

#ifndef ExGBoard_h
#define ExGBoard_h

#include "Arduino.h"
#include "SPI.h"

//ADS1293 Registers
//=====

//Operation Mode Register
#define CONFIG 0x00

//Input Channel selection
#define FLEX_CH1_CN 0x01
#define FLEX_CH2_CN 0x02
#define FLEX_CH3_CN 0x03

//Common Mode and RLD CM Feedback Control
#define CMDET_EN 0x0A //Common-Mode Detect Enable
#define CMDET_CN 0x0B //Common-Mode Detect Control
#define RLD_CN 0x0C // Right Leg Drive Control

//Wilson Control Registers
#define WILSON_EN1 0x0D //wilson Reference Input One Selection
#define WILSON_EN2 0x0E //wilson Reference Input Two Selection
#define WILSON_EN3 0x0F //wilson Reference Input Three Selection
#define WILSON_CN 0x10 //wilson Reference Control

//OSC Control Registers
#define OSC_CN 0x12 //Clock Source and Output Source Control

//AFE Control Registers
#define AFE_RES 0x13 //AFE Frequency and Resolution
#define AFE_SHDN_CN 0x14 //AFE Shutdown Control

//ERROR Status Registers
#define ERROR_STATUS 0x19

//Digital Registers
#define R2_RATE 0x21
#define R3_RATE_CH1 0x22
#define R3_RATE_CH2 0x23
#define R3_RATE_CH3 0x24
#define R1_RATE 0x25

#define DRDYB_SRC 0x27 //Data Ready Pin Source
#define CH_CNFG 0x2F // Configure Channel for loop read Back

//ECG Data Read Back Registers
#define DATA_STATUS 0x30

#define DATA_CH1_ECG_H 0x37

```

```

#define DATA_CH1_ECG_M 0x38
#define DATA_CH1_ECG_L 0x39

#define DATA_CH2_ECG_H 0x3A
#define DATA_CH2_ECG_M 0x3B
#define DATA_CH2_ECG_L 0x3C

#define DATA_CH3_ECG_H 0x3D
#define DATA_CH3_ECG_M 0x3E
#define DATA_CH3_ECG_L 0x3F

//=====

#define chipselectPin 11

class ExGBoard
{
public:
    ExGBoard(String Mode);
    void begin(); // ADS1293 Initial Configuration
    boolean DataReady(); // True if data is ready for
    specified channel
    void writeRegister(byte address,byte value); //writes ADS1293
    Register
    byte ReadRegister(byte address); //Reads ADS1293 Register
    void setODR(String ODR);
    void setBW(String BW);
    long ReadCH1();
    long ReadCH2();
    long ReadCH3();

private:
    byte _CH1;
    byte _CH2;
    byte _CH3;
    byte _RLD;
    byte _CMDET;
    byte _WILSON1;
    byte _WILSON2;
    byte _WILSON3;
    byte _WILSONCN;
    byte _R1;
    byte _R2;
    byte _R3;

};

#endif

```

Anexo 3. Archivo de código fuente de la librería para configurar el sistema de adquisición (ExGBoard.cpp)

```
#include "Arduino.h"
#include "SPI.h"
#include "ExGBoard.h"

ExGBoard::ExGBoard(String Mode){

    if(Mode=="5_LEADS_ECG"){

        _CH1=0x11;//Connects Channel 1 IN+ to IN2 and IN- to IN1
        _CH2=0x19; //Connects Channel 2 IN+ to IN3 and IN- to IN1
        _CH3=0x2E; //Connects Channel 3 IN+ to IN5 and IN- to IN6
        _RLD=0x34; //Connects RLD to IN4 and High cap-drive mode
        _CMDET=0x07;//Enables Common Mode Detection on IN1,IN2,IN3

        _WILSON1=0x01; //Connects first Buffer to IN1
        _WILSON2=0x02; //Connects first Buffer to IN2
        _WILSON3=0x03; //Connects first Buffer to IN3
        _WILSONCN=0x01; //Connects wilson Output to IN6 (Internally)

        setBW("40Hz");
    }
}

void ExGBoard::setODR(String ODR){

}

void ExGBoard::setBW(String BW){

    if(BW=="640Hz"){

        _R2=0x01;
        _R3=0x01;

    }else if(BW=="430Hz"){

        _R2=0x01;
        _R3=0x02;

    }else if(BW=="325Hz"){

        _R2=0x01;
        _R3=0x04;

    }else if(BW=="215Hz"){

        _R2=0x01;
        _R3=0x08;

    }

}
```

```

}else if(BW=="160Hz"){
    _R2=0x01;
    _R3=0x10;
}else if(BW=="80Hz"){
    _R2=0x01;
    _R3=0x20;
}else if(BW=="40Hz"){
    _R2=0x01;
    _R3=0x40;
}else if(BW=="20Hz"){
    _R2=0x01;
    _R3=0x80;
}else if(BW=="520Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x01;
}else if(BW=="350Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x02;
}else if(BW=="260Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x04;
}else if(BW=="170Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x08;
}else if(BW=="130Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x10;
}else if(BW=="65Hz"){
    _R2=0x02;
    _R3=0x20;
}else if(BW=="32Hz"){
    _R2=0x02;

```

```

        _R3=0x40;
    }else if(BW=="15Hz"){
        _R2=0x02;
        _R3=0x80;
    }else if(BW=="290Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x02;
    }else if(BW=="140Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x08;
    }else if(BW=="110Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x10;
    }else if(BW=="55Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x20;
    }else if(BW=="27Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x40;
    }else if(BW=="13Hz"){
        _R2=0x04;
        _R3=0x80;
    }else if(BW=="105Hz"){
        _R2=0x08;
        _R3=0x08;
    }else if(BW=="10Hz"){
        _R2=0x08;
        _R3=0x80;
    }else{
        _R2=0x01;
        _R3=0x40;
    }
}

```

```

void ExGBoard::begin(){
    SPI.begin();

    SPI.setDataMode(SPI_MODE0);
    SPI.setBitOrder(MSBFIRST);
    SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV2);

    pinMode(chipSelectPin, OUTPUT);
    digitalWrite(chipSelectPin,HIGH);

    writeRegister(FLEX_CH1_CN,_CH1);
    writeRegister(FLEX_CH2_CN,_CH2);
    writeRegister(FLEX_CH3_CN,_CH2);

    writeRegister(WILSON_EN1,_WILSON1);
    writeRegister(WILSON_EN2,_WILSON2);
    writeRegister(WILSON_EN3,_WILSON3);
    writeRegister(WILSON_CN,_WILSONCN);

    writeRegister(CMDET_EN,_CMDET);
    writeRegister(RLD_CN,_RLD);

    writeRegister(CMDET_CN,0x03);
    writeRegister(OSC_CN,0x04);

    writeRegister(AFE_RES,0x3F);

    writeRegister(R2_RATE,_R2);
    writeRegister(R3_RATE_CH1,_R3);
    writeRegister(R3_RATE_CH2,_R3);
    writeRegister(R3_RATE_CH3,_R3);

    writeRegister(DRDYB_SRC,0x08);

    writeRegister(CH_CNFG,0x10);

    writeRegister(CONFIG,0x01);

    delay(500);
}

boolean ExGBoard::DataReady(){
    if(ReadRegister(DATA_STATUS) == 0xFE){
        return true;
    }else{
        return false;
    }
}

```

```

long EXGBoard::ReadCH1(){
    long DATA;
    DATA= ReadRegister(DATA_CH1_ECG_H)<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH1_ECG_M);
    DATA=DATA<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH1_ECG_L);
    return DATA;
}

long EXGBoard::ReadCH2(){
    long DATA;
    DATA= ReadRegister(DATA_CH2_ECG_H)<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH2_ECG_M);
    DATA=DATA<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH2_ECG_L);
    return DATA;
}

long EXGBoard::ReadCH3(){
    long DATA;
    DATA= ReadRegister(DATA_CH3_ECG_H)<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH3_ECG_M);
    DATA=DATA<<8;
    DATA=DATA | ReadRegister(DATA_CH3_ECG_L);
    return DATA;
}

byte EXGBoard::ReadRegister(byte address){
    byte value;
    digitalWrite(chipSelectPin,LOW);

```

```
SPI.transfer(address^=128);
value=SPI.transfer(0x00);

digitalWrite(chipSelectPin,HIGH);

return value;
}

void ExGBoard::WriteRegister(byte address, byte value){
    digitalWrite(chipSelectPin,LOW);

    SPI.transfer(address);
    SPI.transfer(value);

    digitalWrite(chipSelectPin,HIGH);
}
```

Anexo 4. Diagramas esquemáticos del sistema de adquisición de biopotenciales.

Anexo 5. Diseño de detalle de la caja para contener el circuito electrónico.



ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA

ACTA DE EVALUACIÓN FINAL DE TRABAJO DE GRADO

Fecha: (dd/mm/aa)	21 / 11 / 2013								
Nombre del proyecto:	Sistema de adquisición de biopotenciales para entornos académicos.								
Director del proyecto:	Robinson Alberto Torres Villa								
<table border="1"> <tr> <td>Nombre del estudiante</td> <td>Programa académico</td> </tr> <tr> <td>Juan Camilo Montoya Cardona</td> <td>Ingeniería Biomédica</td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> </table>		Nombre del estudiante	Programa académico	Juan Camilo Montoya Cardona	Ingeniería Biomédica				
Nombre del estudiante	Programa académico								
Juan Camilo Montoya Cardona	Ingeniería Biomédica								
Nombre del Jurado:	<i>Daniel Esteban Ayudelo D.</i>								
Evaluación del proyecto: Espacio exclusivo para jurado									
<input type="checkbox"/> No aprobado <input type="checkbox"/> Aprobado sin mención <input checked="" type="checkbox"/> con Mención Pública <input type="checkbox"/> con Mención honorífica <input type="checkbox"/> Trabajo laureado									
Justificación del reconocimiento: (Artículo 28 del Acuerdo 11: "El director del Programa presentará el acta final de evaluación al Consejo Académico, donde consta la solicitud de mención especial debidamente justificada y el Consejo determinará si se otorga o no") <i>El trabajo presenta un buen aporte electrónico para un trabajo académico con fines de investigación. Deja abierta una puerta para futuros desarrollos y avances en dispositivos asist.</i>									

Robinson Alberto Torres Villa
 DIRECTOR DEL PROGRAMA (E)

Daniel Esteban Ayudelo D.
 DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO

Juan Camilo Montoya Cardona
 JURADO (Si lo hubo)

