

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE CUENCA**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

*Trabajo de titulación previo  
a la obtención del título  
de Ingeniero Electrónico*

**PROYECTO TÉCNICO CON ENFOQUE INVESTIGATIVO**

**SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE  
SUPERFICIE MULTICANAL PARA PRÓTESIS DE  
MIEMBRO SUPERIOR**

**AUTOR:**

DANIEL DAVID PROAÑO GUEVARA

**TUTORA:**

ING. ANA CECILIA VILLA PARRA, MSc. PhD.

CUENCA - ECUADOR

2019

## CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, Daniel David Proaño Guevara con documento de identificación N° 0603935628, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación: **SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE SUPERFICIE MULTICANAL PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2019



Daniel David Proaño Guevara

C.I.: 0603935628

## CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE SUPERFICIE MULTICANAL PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**, realizado por Daniel David Proaño Guevara, obteniendo el *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2019

A handwritten signature in blue ink, enclosed in a light blue oval. The signature appears to read 'Ana Cecilia Villa Parra'.

Ing. Ana Cecilia Villa Parra, MSc. PhD.

C.I.: 0103874194

## **DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, Daniel David Proaño Guevara con documento de identificación N° 0603935628, autor del trabajo de titulación: **SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE SUPERFICIE MULTICANAL PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**, certifico que el total contenido del *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* es de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, julio del 2019



Daniel David Proaño Guevara

C.I.: 0603935628

# AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecerle a mi tutora, Dra. Ana Cecilia por haberme ayudado a culminar este trabajo de titulación y guiarme adecuadamente para llevarlo a feliz término, al Dr. Diego Cabrera, con quien iniciamos en esta travesía y me dio los ánimos para emprenderla, al Ing. Luis Serpa quien siempre ha confiado en mí y me ha apoyado con las ideas que para muchos fueron descabelladas e inalcanzables. Así mismo al GIIB y a todos sus integrantes por sus consejos y haberme ayudado incondicionalmente.

A mis padres, mi familia, a Marcelo por no haber perdido la fe en mí y tenerme infinita paciencia a lo largo de todos estos años de carrera.

A mis amigos, Boanerges, Miguel, Jonathan, por haberme apoyado en todas mis etapas, haberme comprendido y aconsejado siempre en salir adelante. También a la Rama estudiantil IEEE de la Universidad Politécnica Salesiana, que siempre fue un segundo hogar para mí y mis ideas.

*Daniel David Proaño Guevara*

# **DEDICATORIA**

Este trabajo quiero dedicárselo a mi padre, quien creó en mí la intriga de conocer el mundo a través de la ciencia, a mi madre, por la paciencia y cariño que siempre me ha demostrado y ha buscado en mi un hombre de bien, a mi abuela y mi tía Rosa, por todo el apoyo incondicional que han representado en mi vida.

**Daniel David Proaño Guevara**

# ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos .....	I
Dedicatoria .....	II
Índice General .....	III
Índice de Figuras .....	V
Índice de Tablas .....	VIII
Resumen.....	IX
Introducción .....	X
Antecedentes del Problema de Estudio .....	XI
Justificación (Importancia y Alcances).....	XIII
Objetivos .....	XIV
OBJETIVO GENERAL.....	XIV
OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	XIV
Capítulo 1: Fundamentación Teórica o Estado del Arte .....	1
1.1 Prótesis .....	1
1.1.1 Prótesis mioeléctricas.....	1
1.2 Electromiografía.....	2
1.3 Instrumentación para EMG .....	3
1.3.1 Electrodo DE SUPERFICIE.....	3
1.4 procedimientos de ubicación del sensor.....	4
1.5 Protocolo de adquisición de señales EMG.....	5
1.6 Validación de lecturas EMG .....	6
1.6.1 Prueba de validación de la señal EMG .....	6
1.6.2 Análisis de la distribución de frecuencia .....	7
1.7 Requerimientos en hardware para LA adquisición de EMG .....	7
1.8 Normativas para prótesis.....	9
Capítulo 2: Diseño e Implementación del Sistema de Adquisición de Señales EMG de Superficie Multicanal .....	11
2.1 Interfaz de adquisición analógica.....	12
2.1.1 Aislamiento y protección al usuario.....	13

2.1.2	Interfaz de Amplificación inicial .....	13
2.1.3	Etapa de Filtrado .....	16
2.1.4	Etapa de diferencialización de señal .....	18
2.1	Interfaz de digitalización .....	21
2.2.1	Interfaz de datos .....	22
2.2.2	Fuentes .....	23
2.2.3	Fuentes de Referencia .....	23
2.2.4	Diseño de PCB .....	24
2.3	Sistema de procesamiento HDL .....	27
2.4	lógica de comportamiento del sistema operativo .....	34
2.5	Arquitectura de red .....	38
2.6	algoritmo de visualización.....	40
2.7	protocolo bioético.....	42
2.8	Protocolo de Adquisición y pruebas de señales EMGs.....	42
Capítulo 3: Resultados y Análisis .....		45
Capítulo 4: Conclusiones y Recomendaciones .....		61
Referencias Bibliográficas .....		65
Apéndices.....		71
APÉNDICE A: DIAGRAMAS Y CÓDIGOS .....		72
APÉNDICE B: PROCESO DE ENSAMBLAJE DE PCB .....		73
APÉNDICE C: PROTOCOLO BIOÉTICO .....		77
APÉNDICE D: CONSENTIMIENTO INFORMADO FIRMADO POR SUJETO DE PRUEBAS .		91



# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Señal electromiográfica. ....	2
Figura 2: Esquema básico de un microcontrolador. ....	8
Figura 3: Modelo simplificado de un SoC ZYNQ de Xilinx©. ....	9
Figura 4: Esquema lógico de la metodología aplicada. ....	12
Figura 5: Etapas de la interfaz analógica desarrollada. ....	12
Figura 6: Interfaz de protección al usuario. ....	13
Figura 7: Amplificador de instrumentación con filtro antialias. ....	15
Figura 8: Filtro pasa banda para EMG. ....	16
Figura 9: Filtro paso bajo 500Hz. ....	17
Figura 10: Filtro paso alto 20Hz. ....	17
Figura 11: Convertidor a señal diferencial. ....	19
Figura 12: Convertidor a señal diferencial con filtros de alta frecuencia. ....	20
Figura 13: PCB Analógico Ensamblado. ....	21
Figura 14: Descripción de la interfaz de digitalización. ....	22
Figura 15: Fuentes de alimentación. ....	23
Figura 16: Fuente estable de referencia. ....	23
Figura 17: Capa superior de PCB. ....	24
Figura 18: Plano intermedio 1. ....	25
Figura 19: Plano intermedio 2. ....	25
Figura 20: PCB de digitalización de señales. ....	26
Figura 21: Descripción de la lógica de hardware. ....	27
Figura 22: Sistema embebido PYNQ-Z1. ....	28
Figura 23: Bloques de hardware Shift Register. ....	29
Figura 24: Interfaz de Hardware. ....	30
Figura 25: Bloques de entrada. ....	31
Figura 26: Sistema central de procesamiento. ....	31
Figura 27: Multiplexor de comunicaciones SPI. ....	32
Figura 28: Gestión de datos de salida y comunicaciones SPI. ....	33
Figura 29: Descripción de la lógica de ejecución. ....	34
Figura 30: Inicialización de librerías. ....	35
Figura 31: Interfaz de Red. ....	35

Figura 32: Comunicación SPI.....	36
Figura 33: Envío de datos por interrupciones con cliente socket.....	37
Figura 34: Esquema lógico de la arquitectura de red.....	38
Figura 35: Arquitectura de Red.....	39
Figura 36: Diagrama de flujo del algoritmo de visualización.....	40
Figura 37: Vista frontal del atlas anatómico para la ubicación de electrodos bipolares. Fuente: [33].....	43
Figura 38: Vista posterior del atlas anatómico para la ubicación de electrodos bipolares. Fuente: [33].....	43
Figura 39: Puntos de referencia anatómicos para la adquisición de biopotenciales. Fuente: [33].....	43
Figura 40: Protocolo de limpieza y ubicación de los electrodos en las marcas sugeridas por los atlas anatómicos.....	44
Figura 41: Pruebas de adquisición de 1 canal.....	45
Figura 42: Lectura de señal de reloj proporcionada por el ADC.....	46
Figura 43: Lectura del patrón de señales generado por el ADC.....	46
Figura 44: Descripción de los módulos de hardware disponibles en el Overlay.....	47
Figura 45: Patrón de señales generado para la comprobación de funcionamiento de los bloques de Hardware.....	48
Figura 46: Adquisición de valores procesados por los bloques de hardware.....	48
Figura 47: Configuración de interfaz de red con comandos Linux.....	49
Figura 48: Búsqueda de redes disponibles y conexión a las mismas.....	50
Figura 49: Conexión establecida desde el servidor Switch.....	50
Figura 50: Interfaz del router casero que hace de intermediario en la red, con las direcciones del servidor y del cliente.....	51
Figura 51: Pruebas de adquisición multicanal en tiempo real.....	52
Figura 52: Sujeto de pruebas con los electrodos ubicados.....	53
Figura 53: Segmento de adquisición de señales EMGS con el instrumento Biopac.....	54
Figura 54: Segmentación de señales adquiridas por músculo activado.....	55
Figura 55: Espectro de frecuencia de las señales tomadas con el instrumento Biopac. .....	56
Figura 56: Segmentación de señales adquiridas por el sistema propuesto según músculo activado.....	57

Figura 57: Espectro de frecuencias de las señales adquiridas por el sistema propuesto.  
..... 58

# ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Tipos de artefactos que pueden afectar la lectura de EMG .....	6
Tabla 2: Recomendaciones para rangos de impedancia piel/ electrodo [33] .....	6
Tabla 3: Cálculo de los filtros paso bajo y paso alto de la interfaz de adquisición analógica .....	18
Tabla 4: Registros y Direcciones del Módulo AXI-SPI [62] .....	36
Tabla 5: Medición de impedancia y tensión base .....	53

# RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño de una interfaz de adquisición de señales electromiográficas de superficie (EMGs) para un sistema protésico de miembro superior. La misma combina el proceso de diseño en una interfaz física y de digitalización, mostrando todas las etapas necesarias para conseguir la digitalización de las señales EMGs para su presentación visual en un terminal. Se presenta el desarrollo de una interfaz analógica con las características de instrumentación, amplificación y filtrado adecuadas para el tratamiento de las señales EMGs adquiridas en configuración bipolar. Se describe el desarrollo de una interfaz de digitalización de alta velocidad y resolución, la interpretación de los datos a través de bloques en HDL y el envío de esta información por medio de sockets implementados con base a una comunicación TCP-IP inalámbrica. Todo lo anterior está gestionado en la lógica de programación basada en Python del sistema embebido PYNQ. Finalmente se presenta en un terminal de Python la información con gráficos en tiempo real. Esto permite la validación de las señales adquiridas dada la ineficiencia de las técnicas estadísticas en estas señales de características estocásticas.

Los resultados obtenidos con base a simulaciones y a adquisiciones sobre un sujeto de pruebas validaron el funcionamiento del dispositivo, y dan pie al desarrollo de las siguientes etapas del proyecto de investigación “Diseño, construcción e implementación de prótesis biomimética transhumeral” del cual este proyecto es parte en la etapa de desarrollo de hardware.

# INTRODUCCIÓN

A pesar del avance de la tecnología, se estima que entre el 50% y 60% de personas con pérdida de extremidades superiores no usan ningún tipo de dispositivos protésicos. Si bien la mayoría de las prótesis disponibles reemplazan la extremidad perdida y consiguen reflejar los movimientos necesarios, se trata de dispositivos con peso y tamaño considerables, además de poseer una complejidad que impide a los usuarios manipularlos fácilmente [1]–[3]. Esto puede causar que el dispositivo caiga en el llamado Uncanny Valley (Valle de la extrañeza), que puede definirse como un sentimiento de extrañeza y de no pertenencia que los usuarios tienen cuando ven o usan un dispositivo muy similar a algo humano pero que se comporta de manera no prevista. Este efecto puede ser reducido con un diseño adecuado de los dispositivos protésicos que incluya las características antropométricas, fisiológicas y psicológicas de los usuarios [4]. De ahí que el diseño y posterior control de dispositivos protésicos de extremidad superior que permitan a los usuarios tener la misma destreza que con una extremidad natural es un gran reto. Las principales formas de adquisición de señales y control de dispositivos se realizan a través de la electromiografía superficial (EMGs) [5]. Actualmente los comandos basados en la intención de movimiento de los usuarios no siempre permiten el manejo correcto de la mayoría de prótesis avanzadas [6], y la limitada fuente de señales biométricas exige realizar movimientos incómodos para activar acciones de estos dispositivos con sistemas de reconocimiento de la intención de movimiento [7].

En este contexto, el presente proyecto propone un sistema de adquisición multicanal de señales EMGs, que pueda ser utilizado en el desarrollo de sistemas de control de una prótesis de extremidad superior, como parte del proyecto de investigación "Diseño, construcción e implementación de prótesis biomimética transhumeral"

# ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

La pérdida de una extremidad significa un gran cambio para el afectado, debido a que el cuerpo debe adaptarse al hecho de continuar con sus actividades de la vida diaria, reduciendo su calidad de vida. Con el objetivo de suplir esta deficiencia los afectados emplean dispositivos protésicos [8]. La tecnología ha aportado grandemente en el desarrollo de prótesis y actualmente se cuenta con dispositivos prótesis con sensores y actuadores con mayor funcionalidad que las prótesis tradicionales. Entre las señales empleadas para el control de las prótesis activas están las señales biológicas, como EMG, electroencefalografía (EEG), electroculografía (ECoG), siendo el EMG la señal más utilizada [8]. Se prefiere el EMGs debido a la facilidad de uso para la adquisición de la señal muscular y porque que no es una técnica invasiva. El control mioeléctrico utiliza señales que son adquiridas de los músculos residuales del miembro para controlar los grados de libertad (DOF) de los dispositivos protésicos activos utilizados por amputados [9], [10].

Las últimas prótesis desarrolladas por DEKA [5] que han sido aprobadas para su comercialización por la FDA, son controladas principalmente por señales EMGs, aunque también se comandan con una combinación de controles en los pies, vejigas neumáticas y otros dispositivos de entrada [11].

A nivel nacional, se han desarrollado sistemas de entrenamiento para prótesis basados en señales EMG [12], prótesis y órtesis controladas por EMG [13]-[15], módulos de adquisición de señales biométricas [16], [17] y control de dispositivos robóticos [18], [19]. Específicamente en la Universidad Politécnica Salesiana, se desarrolló una prótesis de mano [20], un módulo de adquisición de señales biométricas [21], y un sistema de monitoreo EMG para pacientes con parálisis cerebral infantil [22]. Para el desarrollo de sistemas ortésicos, protésicos y sus componentes; en Ecuador se sugiere el cumplimiento de la Norma Técnica 121 del INEN [23], ISO 22523 “Prótesis de miembros externos y órtesis externos. Requisitos y métodos de ensayo” y la norma ISO 9999 “Productos de apoyo para personas con discapacidad, Clasificación y terminología” .

Debido a que la amputación provoca la pérdida de los músculos del miembro afectado la extracción de la señal EMG se dificulta. En varios casos es necesario la

adquisición de varios canales de señales para controlar el movimiento de las articulaciones. De ahí que las necesidades de hardware para el tratamiento y adquisición de señales EMG se incrementan. Muchos de los dispositivos en su intento de funcionar autónomamente, no consideran el costo computacional de los algoritmos que desean implementar, sea para el tratamiento de la señal o para los clasificadores, aplicando estos algoritmos en microcontroladores que pueden comprometer la velocidad, la eficiencia y el tamaño de los sistemas de control.

Durante la adquisición de las señales de EMG superficial también deben considerarse las dificultades en la localización y reposicionamiento de los electrodos, que puede generar ruido e interferencias, conocidos como artefactos.



## **JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)**

Las amputaciones de miembro superior son una importante causa de discapacidad en el mundo. Aproximadamente 25000 personas en los Estados Unidos tienen severa pérdida de extremidad superior, de este grupo, alrededor del 80 % eligen utilizar una prótesis a diario 40 % son amputaciones transhumerales [24], [25].

En el caso de Ecuador, el 46,65% de discapacidades son físicas, afectando principalmente a personas entre 30 y 65 años (prevalencia del 52,84%) principalmente del género masculino con un 56,69 %. Azuay es la cuarta provincia más afectada registrando un 7,13 % de la población de personas con discapacidad del país [26]. Se ha publicado que en nuestro país existen 4606 personas con necesidades protésicas [27]. La necesidad de dispositivos protésicos que permitan a los afectados insertarse a la sociedad es clara, de ahí que en la Universidad Politécnica Salesiana varios grupos de investigación han planteado proyectos que permitan contar con tecnología orientada a solventar los problemas de la población con discapacidad.

Entre los proyectos que se encuentra desarrollando el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB está el intitulado "Diseño, construcción e implementación de prótesis biomimética transhumeral" y el presente trabajo representa la primera etapa del objetivo específico 4: "Diseñar un sistema de control electrónico para la prótesis" del mencionado proyecto.

En este contexto, se presenta el diseño y desarrollo de un Sistema de Adquisición de Señales EMG de Superficie Multicanal para Prótesis de Miembro Superior. El sistema electrónico propuesto es modular y puede integrarse a diversos sistemas de procesamiento. Se realizó el procesamiento en el sistema embebido PYNQ de Xilinx, que está basado en el SOC ZQNQ que permite el cálculo en paralelo, mejorando la velocidad de trabajo y ofrece mejores prestaciones que los equipos diseñados previamente en la universidad para estos fines. Para el SoC se diseñaron dos tarjetas de expansión con comunicación SPI, un ADC síncrono multicanal, sensores y amplificadores de instrumentación de baja potencia con etapas de pre-amplificación, filtrado analógico y conversión a señal diferencial.

# OBJETIVOS

## OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un sistema de adquisición de señales electromiográficas de superficie multicanal para prótesis de miembro superior.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar una tarjeta de expansión de adquisición de señales multicanal síncrono para el sistema embebido PYNQ, capaz de capturar señales mioeléctricas de superficie en tiempo real.
- Diseñar e implementar un algoritmo de adquisición de señales en el sistema embebido PYNQ para la presentación (visualización) de señales.
- Evaluar el sistema mediante comparación con un electromiógrafo médico comercial buscando evidenciar la utilidad del dispositivo diseñado.

# **CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE**

## **1.1 PRÓTESIS**

Una prótesis es un dispositivo diseñado para suplir una parte faltante del cuerpo [28]. Son una herramienta que le permite a la persona afectada desarrollar de manera autónoma las actividades de la vida diaria que la pérdida de la extremidad afectó., mejorando su calidad de vida y proporcionando la posibilidad de una nueva reinserción laboral [25], [26]. En función de la tecnología con la que es construida, las prótesis pueden clasificarse en prótesis pasivas y activas.

Las prótesis activas son prótesis funcionales que se han desarrollado principalmente con sistemas mecánicos que proporcionan movimientos a partir de sistemas actuados (hidráulicos, neumáticos o eléctricos) [1], [25], [29]. Muchos de estos dispositivos pueden incluir sistemas de control a partir de señales mioeléctricas.

### **1.1.1 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS**

Las prótesis mioeléctricas permiten el movimiento del miembro artificial sin necesidad de pulsar ningún botón, de una manera más natural y pueden operar a mayores rangos de movimiento, lo que permite acceder a una mayor área de trabajo [5], [30].

Estas prótesis poseen sistemas de control que extraen información de las señales del músculo con base a una evaluación de la amplitud o la velocidad de cambio de la señal, lo que permite la ejecución del movimiento [31], [32]. Las señales EMG son captadas por electrodos en la superficie de la piel y son generadas por la

contracción de los músculos, oscilan entre 5 a 20 mV, y requieren un sistema de filtrado y amplificación de la señal [31].

## 1.2 ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es una técnica experimental dedicada al desarrollo, registro y análisis de las señales mioeléctricas (Figura 1) que permiten evaluar las variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares [33]. Esta técnica prueba la integridad del sistema motor entero, que consiste en las motoneuronas superiores e inferiores, unión neuromuscular y el músculo [34].

Las señales EMGS son fáciles de medir, sin embargo, exigen sistemas robustos para su interpretación cuantitativa [35] para buscar la repetibilidad de las mediciones con base a la patronización de la adquisición. Para la medición de EMG, generalmente se utiliza una configuración bipolar de electrodos de superficie junto con sistemas de amplificación diferencial en pruebas kinesiológicas [33]. Los electrodos sobre la piel del objetivo registran la actividad eléctrica sumada de varios músculos o fibras nerviosas.



**Figura 1: Señal electromiográfica.**

Fuente: [33]

Cuando el músculo está relajado, se puede ver una línea base EMG más o menos libre de ruido. El ruido de la línea base del EMG crudo depende de factores como la calidad del amplificador EMG, el ruido ambiental y la calidad de las condiciones de detección. El promedio de la línea base debe ser de 3 a 5  $\mu\text{V}$  [33]. La amplitud de una señal EMG superficial cruda está entre +/- 5000  $\mu\text{V}$  (atletas) y típicamente los contenidos de frecuencia están entre 6 y 500Hz, mostrando mayor potencia en frecuencia entre ~20 y 150Hz [33].

Los picos del EMG crudo tienen forma aleatoria y los contenidos no reproducibles de la señal pueden ser eliminados o al menos minimizados aplicando

un algoritmo de suavizado (moving average) o seleccionando un parámetro adecuado de amplitud (área bajo la curva rectificadas) [33].

### **1.3 INSTRUMENTACIÓN PARA EMG**

Como resultado de varios grupos para la estandarización de los procesos de adquisición de señales EMG [36], la SENIAM (Electromiografía de superficie para una evaluación no invasiva de los músculos) por sus siglas en inglés inició en 1996; para formular recomendaciones para proyectos que estudian señales EMG. Estas consisten en información sobre los tipos de sensores, ubicación de los mismos, procesamiento de las señales y modelado de curvas características [35][36]. Para la adquisición de señales EMGS se debe considerar la configuración de los sensores, material, forma y tamaño de los electrodos, la Distancia Inter-Electrodos (IED), preparación de la piel, orientación y ubicación del sensor en el músculo, fijación en la piel y ubicación correcta del electrodo de referencia [36]

#### **1.3.1 ELECTRODOS DE SUPERFICIE**

Para la adquisición de señales EMG, el método menos invasivo es a partir de electrodos de superficie. Estos son los mejores para monitorear las contracciones musculares voluntarias en estudios kinesiológicos, pero no para estudiar MUPs con componentes de alta frecuencia ya que no son detectables por este método. Los electrodos de gel húmedo ofrecen los mejores resultados en la impedancia de la piel [33]. El gel es utilizado para reducir la impedancia de la piel. Una baja impedancia ofrece lecturas estables y bajos niveles de ruido en el electrodo [35][24] [37] [36].

Incrementando el tamaño del electrodo se tiende a disminuir la amplitud de CMAP, ya que los potenciales registrados por unidad son más pequeños con radios de registro más grandes. Por esto se recomienda utilizar electrodos pequeños para incrementar la selectividad de las mediciones (evitar la diafonía) y colocarlos a una distancia inter-electrodos de 2cm (de punto central a punto central) [33].

Al limpiar la piel con alcohol, desbastar las superficies callosas y al aplicar crema electrolítica debajo del electrodo se reduce la impedancia [34].

El cable de los electrodos debe tener un pin protegido para prevenir conexiones inesperadas a una fuente de poder, causando shock, quemaduras o electrocuciones [34], [36].

El término sensor, en vez de electrodo, es utilizado para remarcar el hecho de que cada medición EMGS necesita un arreglo de al menos 2 electrodos individuales, muchas veces empaquetados juntos, donde un preamplificador puede ser integrado en el empaquetado [35], [36].

Se recomienda que el tamaño de los electrodos en la dirección de las fibras musculares no exceda los 10 mm, por lo que el inventario europeo recomienda electrodos circulares con este diámetro [35], [24], [36].

#### **1.4 PROCEDIMIENTOS DE UBICACIÓN DEL SENSOR**

La ubicación adecuada de los sensores es crítica para una detección de calidad de las señales EMG de superficie. Es necesario consultar un atlas anatómico para determinar la ubicación precisa, origen, inserción y función del músculo estudiado, así como músculos cercanos que pueden producir ruido indeseable [38]. Muchas de las recomendaciones para aplicaciones de electrodos funcionan con sistema de referencia anatómicas, basado en áreas óseas dominantes y prominencias u otras estructuras que pueden ser palpadas [33], [36]. Al menos un electrodo de referencia neutral por sujeto debe ser posicionado [33]. En un protocolo para la adquisición de las señales EMG recomienda lo siguiente [35], [36]:

- Ubicar los sensores a lo largo de la línea media longitudinal del músculo deseado
- No ubicar el sensor fuera de los bordes del músculo. En esta región, el sensor es susceptible para detectar interferencias de músculos adyacentes
- Ubique el sensor entre un punto motor (zona de innervación) y un tendón de inserción, o entre dos puntos motores
- No ubicar el sensor encima o cerca del punto motor. Puede producir interferencia o cancelar las señales generadas
- No ubicar el sensor encima o cerca de un tendón muscular. Mientras las fibras musculares se acercan al tendón, las fibras musculares se hacen más delgadas y escasas en número, lo que reduce la amplitud de la señal EMG
- Una vez que la ubicación general del sensor se ha determinado, se deben producir contracciones musculares para asegurar la calidad de las señales detectadas.

## 1.5 PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG

En la práctica, lo que más limita el uso de EMG es el cambio de los electrodos, variaciones de fuerza y la activación involuntaria de los músculos [39]. Uno de los principales problemas es la localización y reposicionamiento de los electrodos, que se puede resolver analizando las distribuciones y configuraciones más comunes de electrodos y repensando su diseño para que sean más cómodos para el paciente. Por tanto, la calidad de las lecturas EMG dependen fuertemente en una adecuada preparación de la piel y la ubicación de los electrodos [33].

En las prótesis comerciales, los electrodos activos o pasivos se encuentran embebidos en el socket de la prótesis para su adecuada adquisición mientras que en las pruebas experimentales se utilizan electrodos desechables [1],[13],[14],[15],[17],[25],[37] En los trabajos relacionados con adquisición de señales mioeléctricas en Ecuador, se ha encontrado como más cercano a un protocolo de adquisición, la declaración de cumplimiento con las normas del SENIAM para la ubicación, tamaño y características eléctricas de los electrodos [12]. En [16], además de la declaratoria de cumplimiento de las normas de SENIAM, se explica la construcción de los electrodos secos, los cuales fueron construidos con plata. Las dimensiones del primer modelo de electrodo son 15mm x 12mm x 1mm y del segundo electrodo 10mm x 10mm x 1,5mm obteniendo mejores resultados con los primeros. Para acoplar la impedancia de la piel buscando llegar al orden de  $10^{12}$  ohm se utilizan circuitos seguidores de tensión.

Para la preparación de la piel, se emplean pastas especiales de limpieza abrasivas y conductoras que remueven las células muertas (producen alta impedancia) y limpian la piel de la suciedad y sudor [33]. En algunos casos puede ser necesario usar un papel de lija muy fino con una aplicación de alcohol [33].

Como procedimiento para la ubicación de los electrodos se recomienda [36]:

1. Selección del sensor EMGs
2. Preparación de la piel
3. Posicionamiento del paciente en una posición de inicio
4. Determinación de la ubicación de los sensores
5. Ubicación y fijación de los sensores
6. Prueba de las conexiones

Debido a la sensibilidad natural, la señal EMG puede ser fácilmente influenciada por ruido externo u otras fuentes de artefactos, muchos de ellos pueden ser fácilmente evitados [33]. En la Tabla 1 se describen los artefactos por su naturaleza.

**Tabla 1: Tipos de artefactos que pueden afectar la lectura de EMG**

<b>Artefactos en EMG</b>		
<b>Artefactos Fisiológicos</b>	<b>Artefactos Eléctricos</b>	<b>Artefactos Externos</b>
Artefacto de movimiento [34][40][41]	Interferencia de la línea de potencia [33] [41]	Alteraciones de la línea base [33]
Características del tejido [33]	Electrodos y amplificadores [33]	Ruido externo [33] [40]
Cambios en la geometría entre la protuberancia muscular y el sitio de los electrodos [33]	Ruido del electrodo [34] [40]	
Diafonía fisiológica [33] [40]	Ruido del amplificador [34]	
Artefactos ECG [33]	Amplificadores defectuosos [34]	
	Interferencia electrostática y electromagnética [34]	
	Interferencias de radio y teléfonos móviles [34]	

## 1.6 VALIDACIÓN DE LECTURAS EMG

### 1.6.1 PRUEBA DE VALIDACIÓN DE LA SEÑAL EMG

Para verificar la impedancia de la piel, la resistencia óhmica entre el par de electrodos puede ser medido. Usualmente el área de aplicación necesita cerca de 5 min hasta alcanzar una condición eléctrica estable. En la Tabla 2 se muestra un cuadro de referencia de los valores adecuados de impedancia.

**Tabla 2: Recomendaciones para rangos de impedancia piel/ electrodo [33]**

Rango de impedancia (K $\Omega$ )	Recomendación
1-5	Buena Condición
5-10	Bueno y recomendado si es factible
10-30	Aceptable para condiciones de baja exigencia
30-50	No muy bueno, se necesita atención
>50	Debe ser evitado, o se requiere un segundo proceso de limpieza

La inspección visual de la línea base del EMG crudo es el paso más importante y no puede ser reemplazado por ningún otro método. El amplificador debe recibir una señal no mayor que unos microvolts y esta señal sensible debe ser fácilmente



influenciada por fuentes externas (artefactos) si no se trata correctamente. Se puede presentar lo siguiente [33]:

- a) Ruido de la línea base: El ruido promedio debe estar entre 1 y 3,5 microvolts.
- b) Desplazamiento de la línea base: Es posible que la línea base del EMG la línea base esté desplazada de la línea del cero real, si no es identificada y corregida, todos los cálculos basados en la amplitud son inválidos para esa medición.
- c) Cambios de línea base: La línea base antes y después de las contracciones debe constantemente mantenerse en la línea de cero.

### **1.6.2 ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE FRECUENCIA**

Se recomienda utilizar un amplificador con filtro paso-banda entre 10Hz y al menos 500Hz; la mayor potencia de la señal EMGS está entre 10 y 250Hz. La distribución de potencia puede ser calculada con una FFT y representada gráficamente como un espectro total de frecuencia de la señal EMG [33].

Para realizar las pruebas de señal debe solicitarse al sujeto que realice una contracción con resistencia entre el 40-60% de la contracción máxima percibida, y medir por una porción entre 3-5 segundos. A continuación se muestran las características a revisar en el espectro de frecuencia [33].

- Aumento de paso del filtro paso-alto de 10Hz.
- El pico de frecuencia normalmente está ubicado entre 50 y 80Hz.
- Desde aquí las curvas de los espectros de frecuencia decrecen y alcanzan cero entre 200 y 250Hz.
- Observar si picos de potencia no típicas son visibles, especialmente fuera del rango de banda.
- Revisar si los picos dominantes de frecuencia son visibles en 50 o 60 Hz.

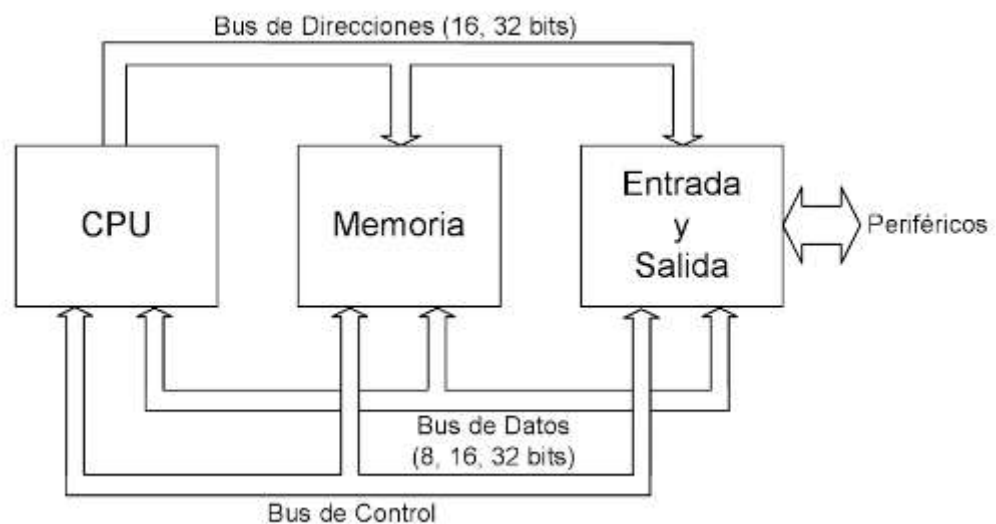
### **1.7 REQUERIMIENTOS EN HARDWARE PARA LA ADQUISICIÓN DE EMG**

Los sistemas de sensado de biopotenciales tienen etapas de alimentación, de pre-amplificación con un amplificador de instrumentación, de filtrado analógico, rectificación, conversión analógica-digital y de control [33], [42].

Para la etapa de conversión, un ADC de 12 bits puede separar el rango de voltaje de la señal de entrada en 4095 intervalos. Esto es suficiente para la mayoría de las configuraciones kinesiológicas. Señales muy pequeñas podrían necesitar una

mayor amplificación para lograr una mejor resolución en la amplitud [33]. Para mejorar aún más la resolución de ganancia y compensar la baja amplificación que se pueda dar en etapas iniciales, se recomienda un ADC de 24 bits [42]. La tasa de muestreo debe ser de al menos 1000Hz (el doble de la banda de EMG) o incluso 1500Hz para evitar pérdidas en la señal [33]. [8], [9], [42] sugieren que la tasa de muestreo sea de 2kHz para tener una mayor cantidad de información de la señal. Entre las características que debe cumplir el ADC están: (a) muestreo simultáneo de los canales para evitar errores en el tiempo, (b) conexión en serie de varios dispositivos de estos para evadir el error, (c) bajo consumo de potencia y (d) mínimo coste de procesamiento [42].

En equipos para la adquisición de biopotenciales, se ha establecido que los dispositivos más ampliamente utilizados son los microcontroladores (esquema básico en la Figura 2), siendo los más utilizados los dispositivos de Microchip® Pic de la gama 32 y 33 [1], [25], [43], además de las plataformas de prototipado Arduino® [9], [14], [37], [44], y por último dispositivos Microchip® Pic de la gama 16 y 18 [13], [15], [17], [20]. También se han empleado dispositivos FPGA Xilinx Spartan 6® [40] y System on Chip en la presentación de NI™ MyRIO [12].



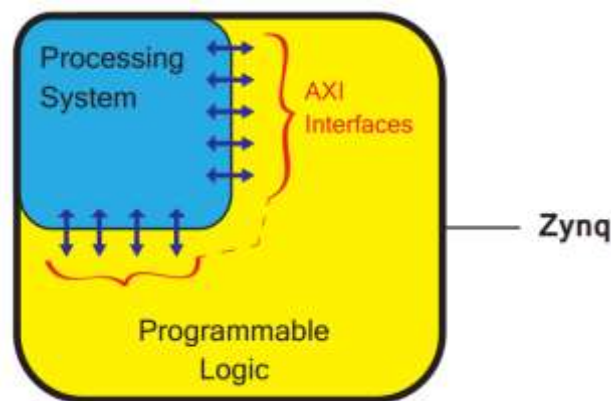
**Figura 2: Esquema básico de un microcontrolador.**

Fuente: [45]

Los FPGA son en esencia un circuito integrado lleno de compuertas lógicas donde las conexiones entre los componentes no han sido decididas por el fabricante. Se utilizan herramientas de software para generar archivos de configuración, que

contienen las conexiones y los valores iniciales de todos los componentes, que serán descargados al FPGA. La principal diferencia con los microprocesadores y microcontroladores es que estos se programan, lo que significa que tienen instrucciones para que el hardware preestablecido ejecute acciones, mientras que en un FPGA se reconfigura el hardware para que funcione como el diseñador lo requiera [46].

Un sistema sobre chip o SoC, implica que, en un mismo circuito integrado, se pueda implementar la funcionalidad de un sistema completo. Los SoC actuales integran en un mismo sistema embebido la flexibilidad, velocidad, y posibilidad de cálculo en paralelo al integrar en un mismo circuito integrado un FPGA y un microprocesador que están interconectados un ejemplo de la arquitectura de estos dispositivos se presenta en la Figura 3 [47].



**Figura 3: Modelo simplificado de un SoC ZYNQ de Xilinx®.**

Fuente: [47]

## **1.8 NORMATIVAS PARA PRÓTESIS**

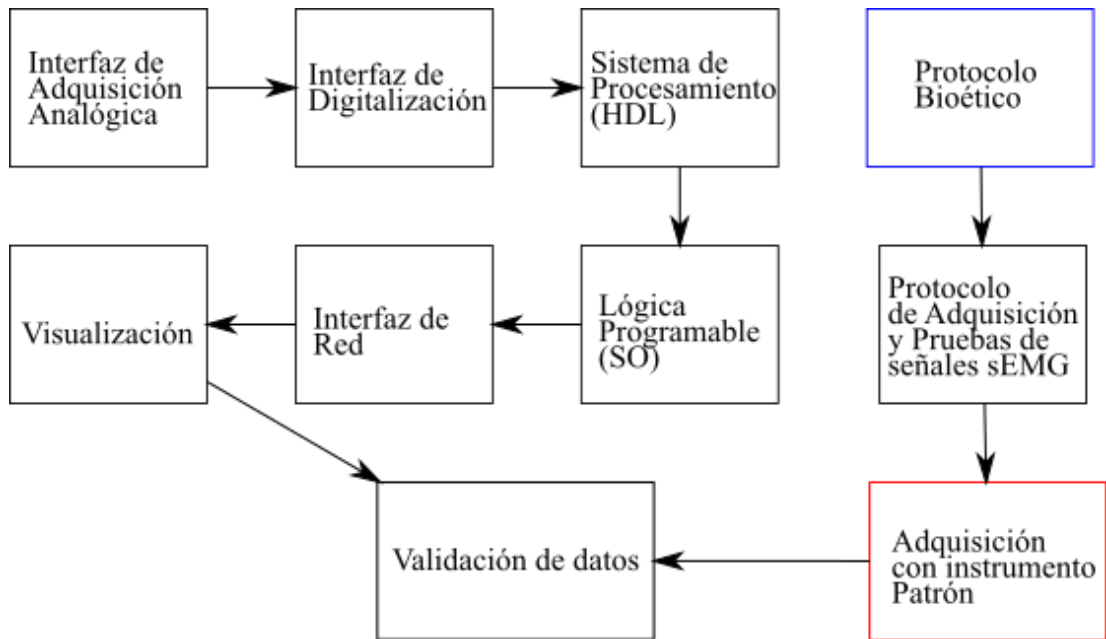
El uso con dispositivos protésicos recomienda el cumplimiento de la norma técnica 121 del INEN con la norma ISO 22523 "Prótesis de miembros externos y órtesis externos. Requisitos y métodos de ensayo" y la norma ISO 9999 "Productos de apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología" [23], [48], [49].



## **CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG DE SUPERFICIE MULTICANAL**

En la Figura 4 se observa el diagrama lógico de las etapas realizadas en el proyecto, las mismas que consisten en lo siguiente:

1. Diseño del módulo de interfaz de adquisición analógica
2. Diseño de la interfaz de digitalización, capaz de leer las señales ofrecidas por la interfaz analógica
3. Diseño y codificación del sistema de procesamiento en descripción de hardware (HDL) utilizado para la lectura de datos
4. Diseño y programación de la lógica de comportamiento que se ejecutará en el sistema operativo (SO) cargado en el SoC
5. Diseño de la arquitectura de red utilizada para la comunicación inalámbrica entre el módulo de adquisición y un terminal de visualización
6. Programación del algoritmo de visualización en tiempo real de los datos recibidos en el terminal
7. Descripción del protocolo bioético para realizar pruebas en seres humanos
8. Diseño del protocolo para adquisición de señales EMGs y pruebas con base a la bibliografía, empleando para la adquisición un instrumento patrón.
9. Adquisición de datos con el instrumento patrón y el sistema propuesto
10. Validación de los datos según lo sugerido en la bibliografía

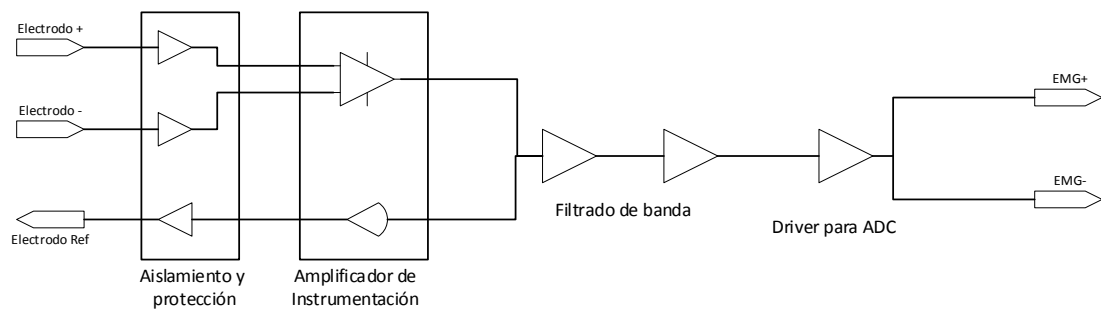


**Figura 4: Esquema lógico de la metodología aplicada.**

Fuente: Autor

## 2.1 INTERFAZ DE ADQUISICIÓN ANALÓGICA

En la Figura 5 se presentan las etapas de las que consta la interfaz analógica: aislamiento y protección del paciente, amplificación (ganancia de 100), filtrado de banda entre 20 y 500Hz y adecuación de la señal para la lectura por la interfaz de digitalización



**Figura 5: Etapas de la interfaz analógica desarrollada.**

Fuente: Autor

La interfaz analógica se desarrolló con componentes recomendados por Analog Devices™ para nueva producción, y dentro de la gama de productos recomendados para aplicaciones biomédicas.

La interfaz se dividió en diferentes sub bloques para su mejor comprensión y análisis, que se describen en las siguientes secciones:

### 2.1.1 AISLAMIENTO Y PROTECCIÓN AL USUARIO

El aislamiento se realizó utilizando buffers de instrumentación biomédica como se muestra en la Figura 6. Se escogió el AD8244 por su característica de alimentación a simple fuente y operación de rango completo y ancho de banda de 3MHz.

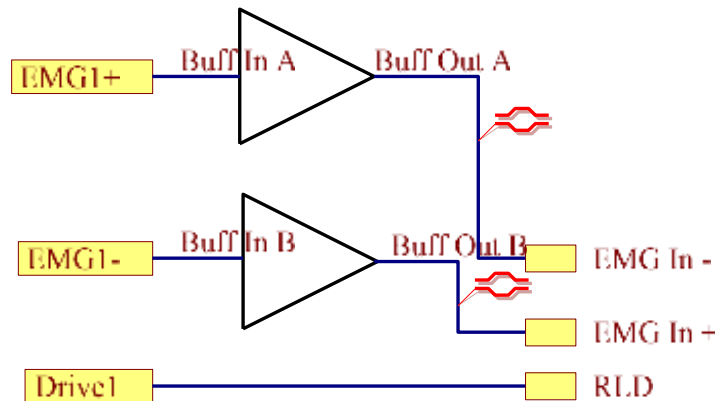


Figura 6: Interfaz de protección al usuario.

Fuente: Autor

Los buffers llegan desde los conectores de los cables para cada electrodo, inmunizando la señal eléctrica recibida. Este tipo de buffer es adecuado para instrumentación biomédica por su alta impedancia  $10T\Omega$  [50] de entrada debido a los transistores FET que utiliza.

### 2.1.2 INTERFAZ DE AMPLIFICACIÓN INICIAL

Esta interfaz cuenta con un amplificador de instrumentación, un circuito de realimentación corporal, también llamado de pierna derecha (RLD) y un filtro anti-alias. El amplificador de instrumentación utilizado es el AD8237 que funciona con fuente simple, ganancia de rango completo y sin distorsión de cruce por cero [51]. El

esquema se muestra en la Figura 7. Para determinar la ganancia del amplificador se emplea la siguiente ecuación:

$$V_{out} = G(V_{+in} - V_{-in}) + V_{Ref}$$

Donde,

$$G = 1 + \frac{R4}{R5}$$

Buscando una ganancia de 100, se determina que  $R4 = 100k\Omega$  y  $R5 = 1k\Omega$ . Se ubica el capacitor C1 ya que tiene una realimentación por tensión referida a 2.5V, entonces se busca filtrar el ruido de alta frecuencia y que funcione como un estabilizador de tensión. Esta tensión se obtiene por un partidor de tensión que ingresa a un seguidor no inversor. Los valores para las resistencias del partidor se establecieron en  $R6 = R8 = 10k\Omega$  para que el filtro formado entre C1 y R5 tenga una frecuencia de corte en 3.38kHz y  $\tau = 47\mu s$ .  $C1 = 47nF$ .

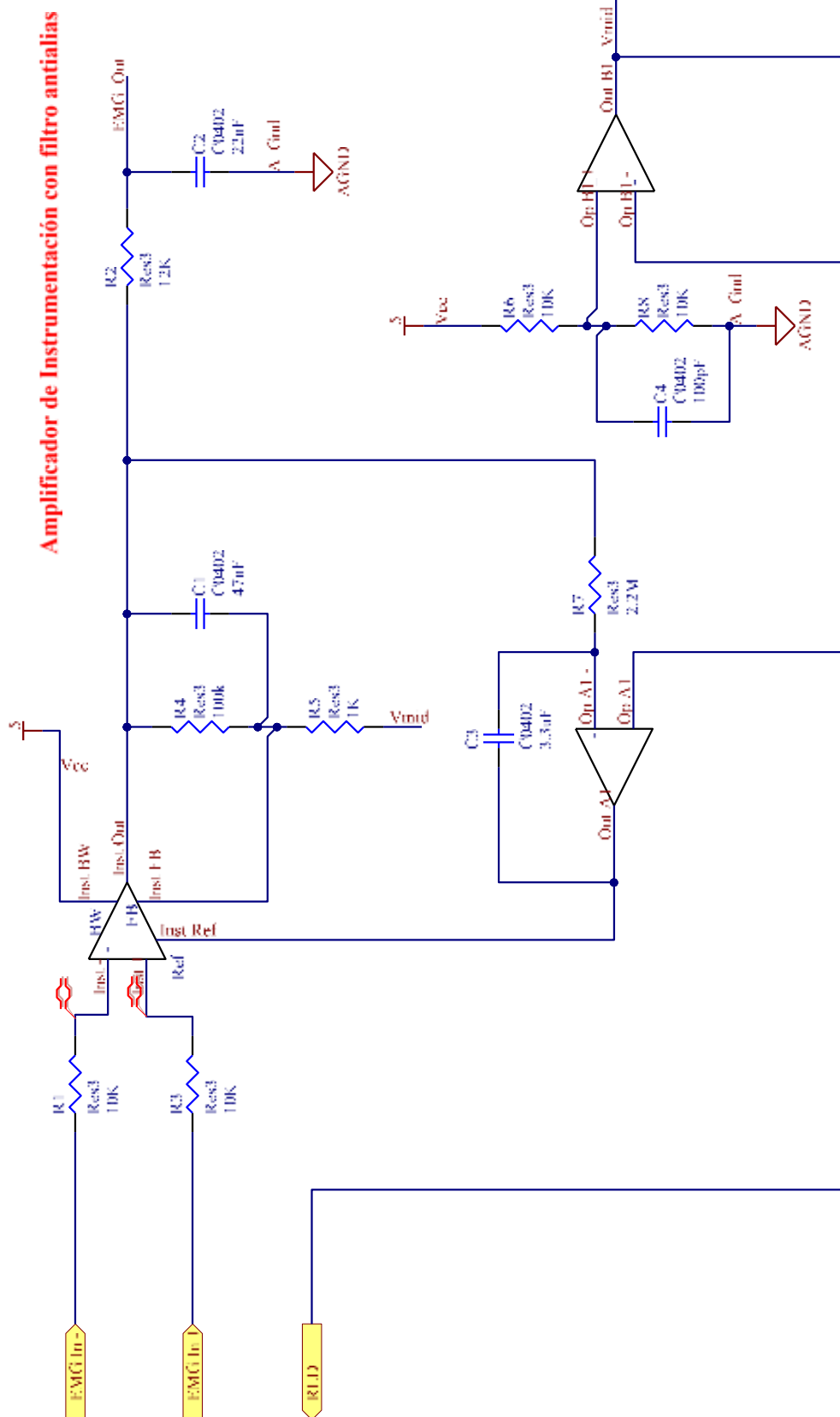
En el lazo de realimentación para el amplificador de instrumentación se utilizó un circuito integrador, el mismo que recibe la señal de salida del amplificador, con el objetivo que la señal sea más estable. Con base a las recomendaciones de las hojas de datos  $R7 = 2.2M\Omega$  y  $C3 = 3.3\mu F$ , lo que implica que:

$$v_o(j\omega) = -\frac{1}{7.26j\omega} v_i(j\omega),$$

a partir de esta expresión se encuentra que  $\tau = 7,26s$ . Esto determina que se tiene una respuesta lenta, por lo tanto, la señal de referencia es estable a los cambios producidos por la actividad muscular.

En la etapa final se implementó un filtro RC anti-alias con  $F_c \approx 600Hz$ , ya que las características intrínsecas de las señales electromiográficas se encuentran entre los 10Hz y aproximadamente los 600Hz. Los valores determinados para este filtro son  $R2 = 12k\Omega$  y  $C2 = 22nF$ .





**Figura 7: Amplificador de instrumentación con filtro antialias.**

Fuente: Autor

El amplificador operacional utilizado en el seguidor de tensión y en el circuito integrador es el AD8607, que es un amplificador de rango completo y con alimentación a fuente simple [52]. Para diseño de los filtros también se utilizaron estos Op-Amp.

### 2.1.3 ETAPA DE FILTRADO

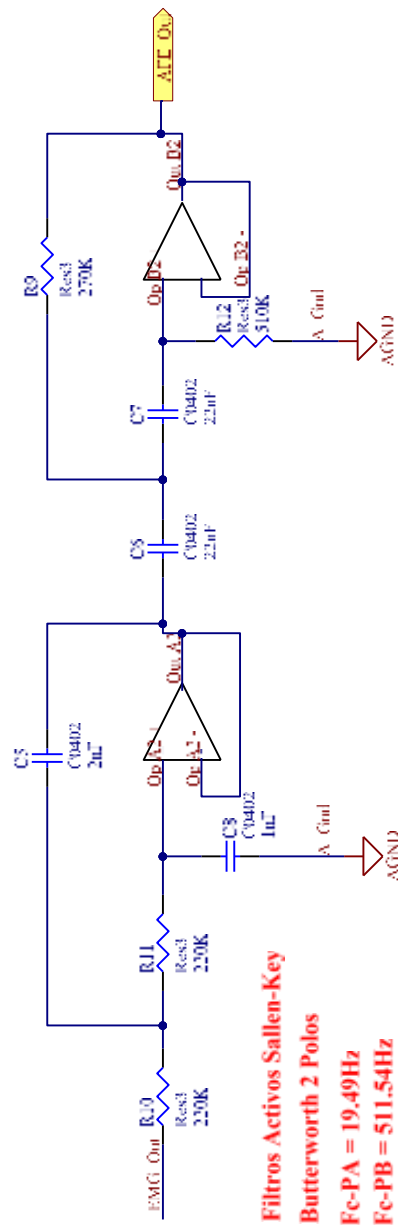


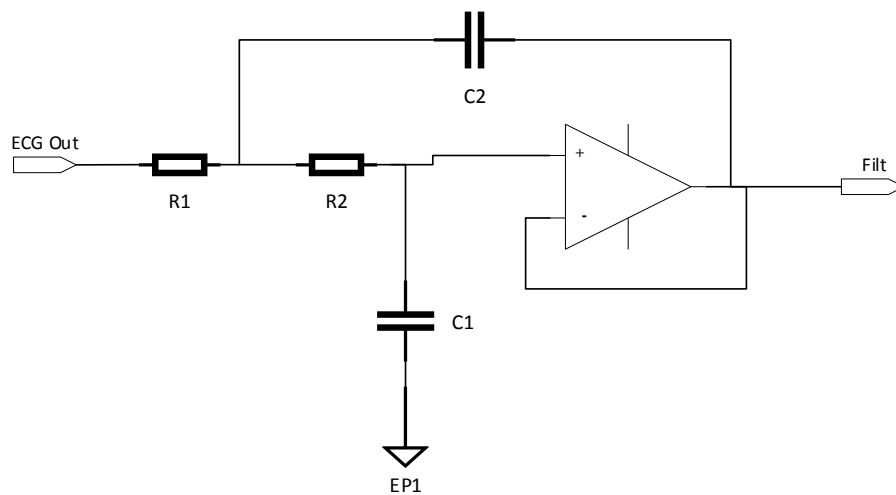
Figura 8: Filtro pasa banda para EMG.

Fuente: Autor

Para el diseño del filtro se consideraron las frecuencias más importantes de la señal EMG, por tanto, las frecuencias de corte del filtro paso banda se establecieron en  $f_i \approx 20\text{Hz}$  y  $f_f \approx 500\text{Hz}$ . Se consideró el uso de una arquitectura Sallen-Key de dos polos para filtro paso alto y paso bajo. La arquitectura final se muestra en la Figura 8.

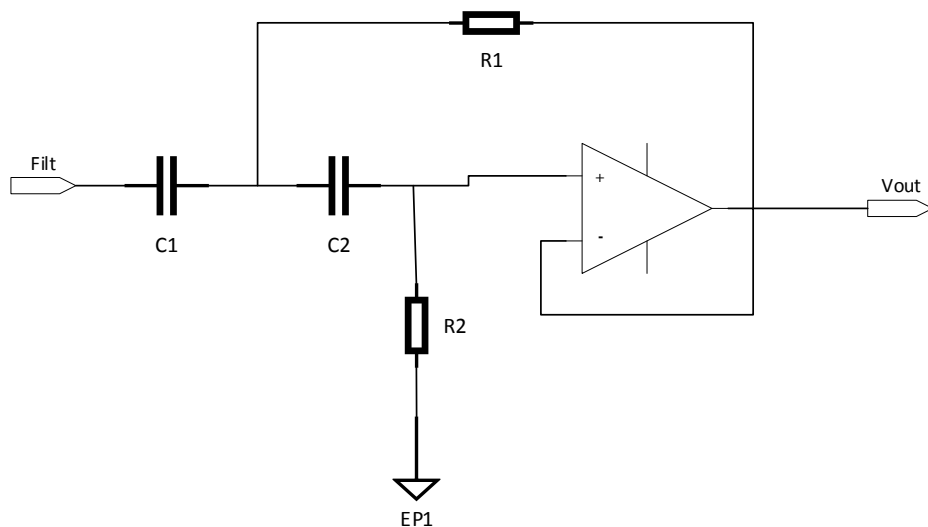
### 2.1.3.1 Filtro paso bajo y paso bajo

En la Figura 9 y Figura 10 se muestran el filtro paso bajo y paso alto con configuración Butterworth y con dos polos cada uno. Los cálculos se presentan en la Tabla 3.



**Figura 9: Filtro paso bajo 500Hz.**

Fuente: Autor



**Figura 10: Filtro paso alto 20Hz.**

Fuente: **Autor**

El cálculo de este filtro se encuentra a continuación:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

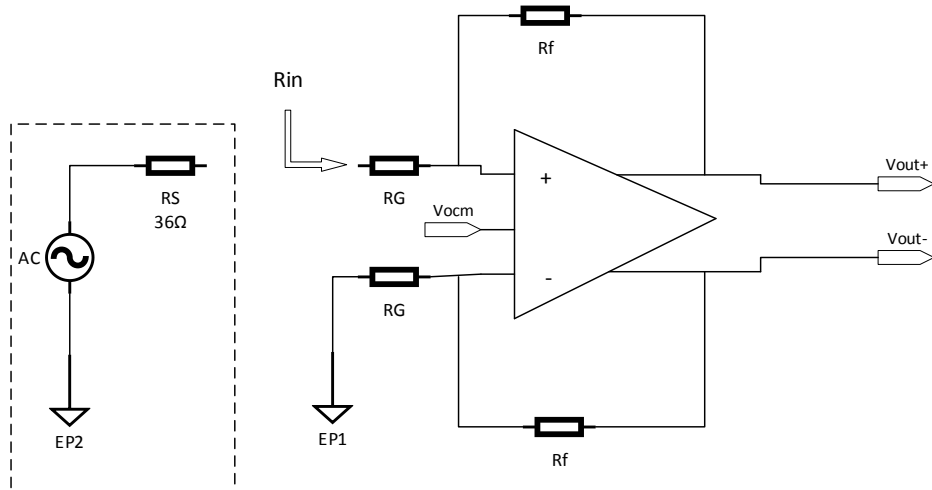
$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{C_2 (R_1 + R_2)} = 0.707$$

**Tabla 3: Cálculo de los filtros paso bajo y paso alto de la interfaz de adquisición analógica**

Filtro paso bajo	Filtro paso alto
$R_1 = R_2 = R \therefore C_1 = 2C_2$ $F_c = \frac{1}{2\pi RC_2\sqrt{2}}$ $C_2 = 1nF$ y $C_1 = 2nF$ $F_c = 500Hz \therefore R = 225.07k\Omega \approx 220k\Omega$	$C_1 = C_2 = C$ $R_2 = R$ $R_1 = \frac{R}{2}$ $F_c = \frac{1}{\sqrt{2} * \pi * R * C}$ $C = 22nF$ $F_c = 20Hz \therefore R = 511.54k\Omega \approx 510k\Omega$ $R_2 = 510k\Omega$ $R_1 = 270k\Omega$

### 2.1.4 ETAPA DE DIFERENCIALIZACIÓN DE SEÑAL

Se utilizó el driver ADA4940-2 que es diferencial y de baja distorsión, adecuado para la conversión de señales de terminación simple a señal diferencial [53], el convertidor se muestra en la Figura 11.



**Figura 11: Convertidor a señal diferencial.**

Fuente: **Autor**

Se conoce de la hoja de datos del AD8607 [52], que su impedancia de salida es de  $36\Omega$ , por lo que se toma este valor como referencia a la resistencia de fuente.

El cálculo de la impedancia de entrada se detalla a continuación:

$$R_{IN} = \left( \frac{R_G}{1 - \left( \frac{R_F}{2(R_G + R_F)} \right)} \right) = \left( \frac{1000}{1 - \left( \frac{1000}{2(2000)} \right)} \right) = 1.33k\Omega$$

Para alcanzar los  $36\Omega$  de la resistencia de la fuente, se calcula el resistor de término, usando  $R_T || 1.33k\Omega = 36\Omega$

$$\frac{1}{36} = \frac{1}{R_T} + \frac{1}{1.33k} \therefore R_T = 37.001 \approx 37.4\Omega$$

Para compensar el lado de ganancia distorsionado en el lazo superior del circuito, se debe compensar agregando terminadores al lazo inferior. Para esto se añade el compensador  $R_{TS}$  en serie con  $R_G$  del lazo inferior.  $R_{TS}$  es el equivalente Thévenin de la resistencia de fuente,  $R_S$  y la resistencia de término utilizada en el lazo superior que es igual a  $R_{TS} = R_{TH} = R_S || R_T = 36 || 37.4 = 18.34 \approx 18.2\Omega$ .

El circuito final se presenta en la Figura 12.

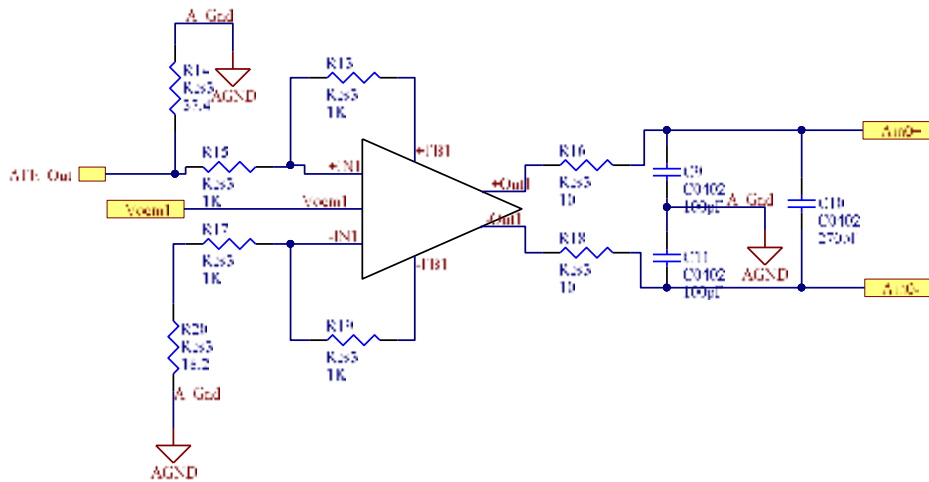


Figura 12: Convertidor a señal diferencial con filtros de alta frecuencia.

Fuente: Autor

Al final del circuito se agregó un filtro de radiofrecuencia con valores recomendados en la nota de aplicación del AD7768 [54], cuyo cálculo es el siguiente:

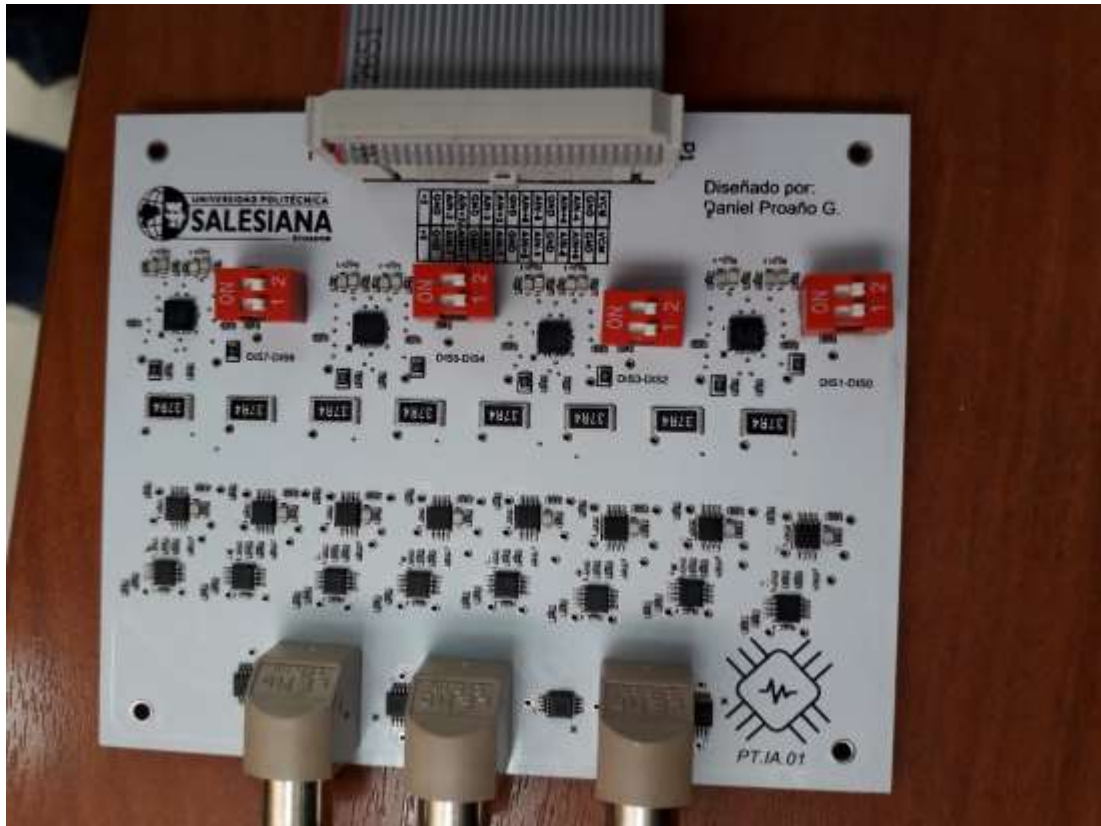
$$F_c = \frac{1}{2\pi R(2C_D + C_C)}$$

Siendo:  $R = 10, C_D = 270pF, C_C = 100pF$

$$F_c = 24.868MHz$$

Los esquemáticos y capas del PCB son presentados en el apéndice A

En la Figura 13 se muestra el PCB ensamblado que fue fabricado por PCBWay. La placa fue soldada en los laboratorios de la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, mayores detalles se encuentran en el Apéndice B: Proceso de Ensamblaje de PCB.

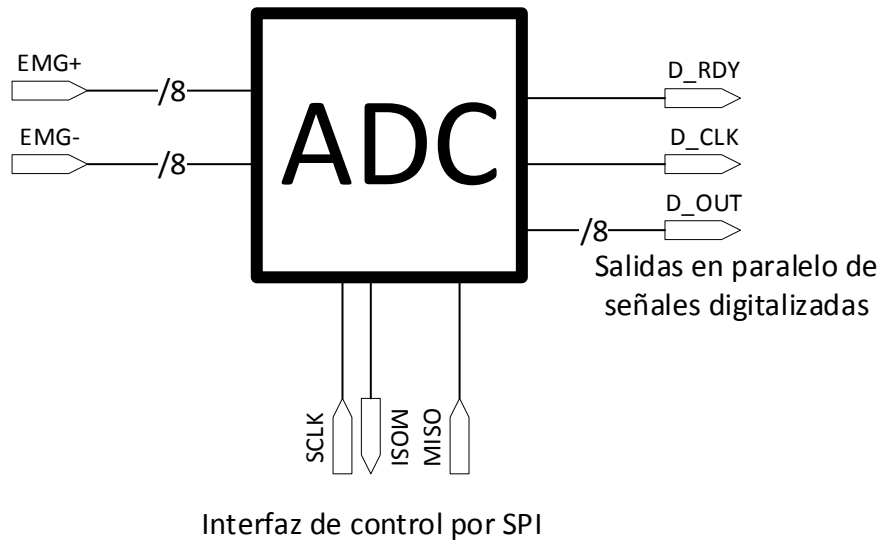


**Figura 13: PCB Analógico Ensamblado.**

Fuente: Autor

## **2.1 INTERFAZ DE DIGITALIZACIÓN**

En la Figura 14 se muestra la estructura del módulo de digitalización que recibe un par diferencial de señales analógicas y entrega un tren de pulsos de la señal digitalizada, sincronizada con una señal de reloj y una señal de estado que permite separar cada uno de los datos adquiridos.



**Figura 14: Descripción de la interfaz de digitalización.**

Fuente: **Autor**

Se eligió el ADC multicanal síncrono AD7768 que es el ADC recomendado para electromiografía médica de precisión. Cuenta con 8 canales, 24 bits de resolución en arquitectura sigma-delta ( $\Sigma - \Delta$ ), ancho de banda de 110.8kHz por canal, o un máximo de 256kSPS [55].

Para el diseño del circuito se siguieron los lineamientos sugeridos por el datasheet, considerando parámetros de diseño para la configuración de velocidad y de las fuentes.

### 2.2.1 INTERFAZ DE DATOS

Para configurar la interfaz de datos con una velocidad adecuada de muestreo, se consideraron las velocidades de salida de datos en dos condiciones: (a) que exista un tren de pulsos de salida por cada una de las entradas, (b) que se maneje solamente un tren de pulsos de salida que contenga la información de la entrada. Siguiendo estos lineamientos se estableció que la señal de reloj de entrada sea de 16MHz, el reloj digital de salida de 2MHz, las velocidades de salida de datos (ODR) para el modo de un tren de pulsos por cada entrada de 500kSPS y en el de un solo tren de pulsos con todas las entradas de 62.5kSPS.



## 2.2.2 FUENTES

Para las fuentes se optó por ocupar LDOs con tensiones fijas de salida como se aprecia en la Figura 15. Los reguladores lineales utilizados son los ADP7118, en sus versiones de tensión fija a 5V y 3.3V [56].

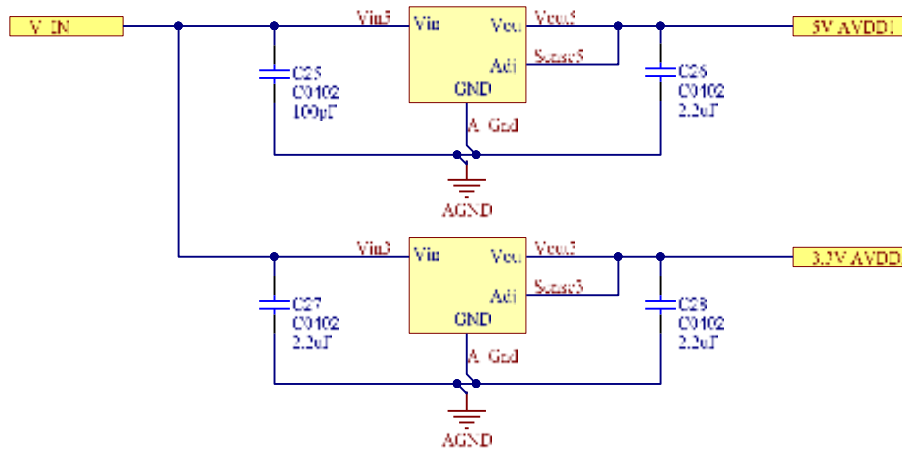


Figura 15: Fuentes de alimentación.

Fuente: Autor

Los capacitores utilizados a la entrada y salida de las referencias de tensión, son capacitores de desacople siguiendo las recomendaciones de diseño del libro “Printed Circuit Board Design Techniques for EMC Compliance” [57].

## 2.2.3 FUENTES DE REFERENCIA

Para las fuentes de referencia se utilizó el esquema de la Figura 16 en el que se utiliza un capacitor de Bulk como capacitor de desacople, un filtro paso bajo y un seguidor de tensión, con un capacitor de desacople. El LDO utilizado es un ADR4540 y el Op-Amp es un ADA4841.

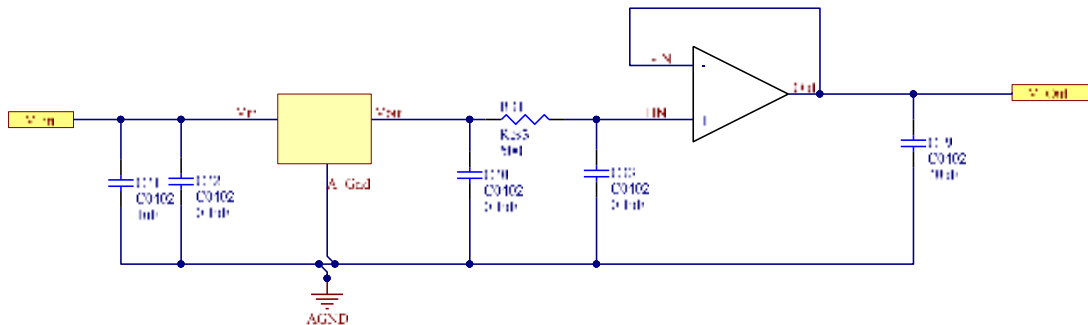


Figura 16: Fuente estable de referencia.

Fuente: **Autor**

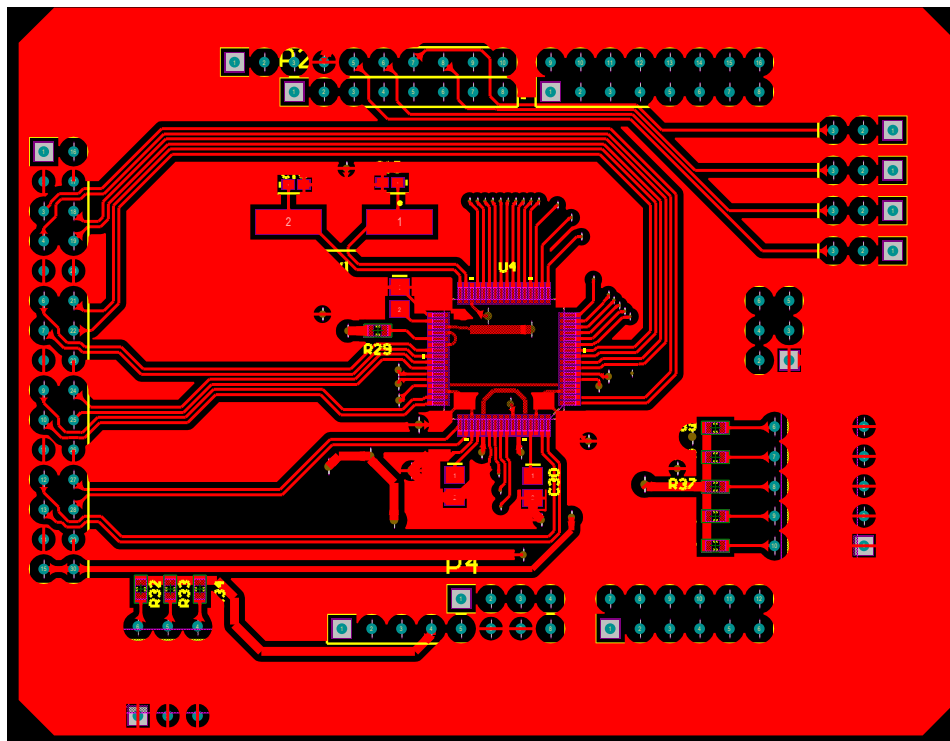
El filtro tiene una frecuencia de corte:

$$F_c = \frac{1}{2\pi R C} = \frac{1}{2\pi 500(0.1 \cdot 10^{-6})} = 3.18\text{kHz}$$

Esta frecuencia de corte es adecuada para eliminar las componentes de alta frecuencia que pueden desestabilizar la tierra del circuito y generar componentes inductivos y/o capacitivos que puedan alterar el funcionamiento del circuito

#### 2.2.4 DISEÑO DE PCB

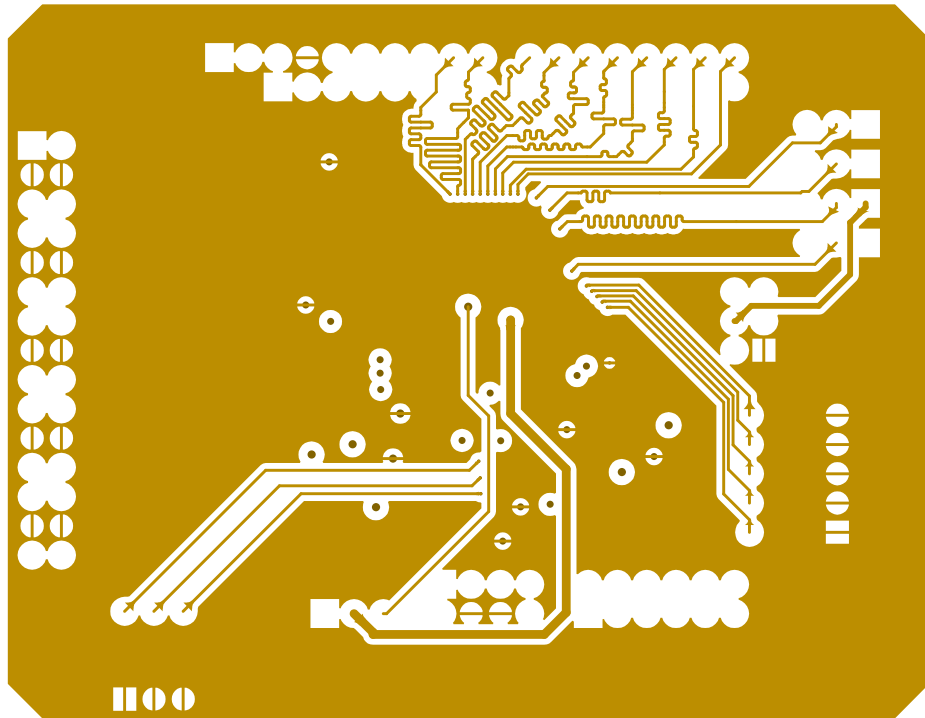
En Figura 17, Figura 18 y Figura 19 se muestran las capas: superior, plano intermedio 1 y plano intermedio 2



**Figura 17: Capa superior de PCB.**

Fuente: **Autor**

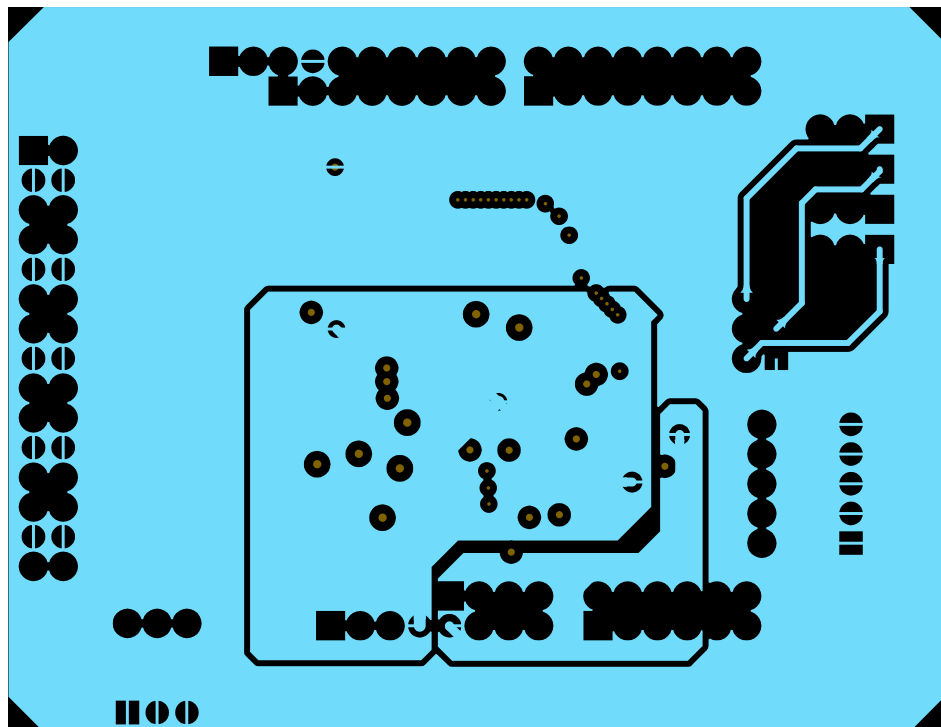
En la capa superior del PCB se observa la sintonización y conducción en pares diferenciales de las entradas analógicas hasta los pines del ADC



**Figura 18: Plano intermedio 1.**

Fuente: Autor

En el plano intermedio 1, se observa la sintonización de pistas en la interfaz de comunicación digital y la Interfaz SPI. Se realiza esto para asegurar que la señal no tenga retrasos indeseados que pueden resultar en una falla de comunicación.



**Figura 19: Plano intermedio 2.**

Fuente: Autor

En el plano intermedio 2, Se observan islas de poder, utilizadas para asegurar la estabilidad de tensión y que no sea susceptible al ruido electromagnético.

En la Figura 20 se muestra la placa de digitalización, la misma que fue pensada para ser utilizada a manera de shield sobre el puerto con factor de forma de Arduino del sistema embebido PYNQ. Puede ser configurada de dos maneras, con configuración de pines, moviendo los DIP Switch “GPIO” y a través de la interfaz SPI. Para las pruebas realizadas se utilizó únicamente la configuración por pines ya que cumple con las necesidades del proyecto

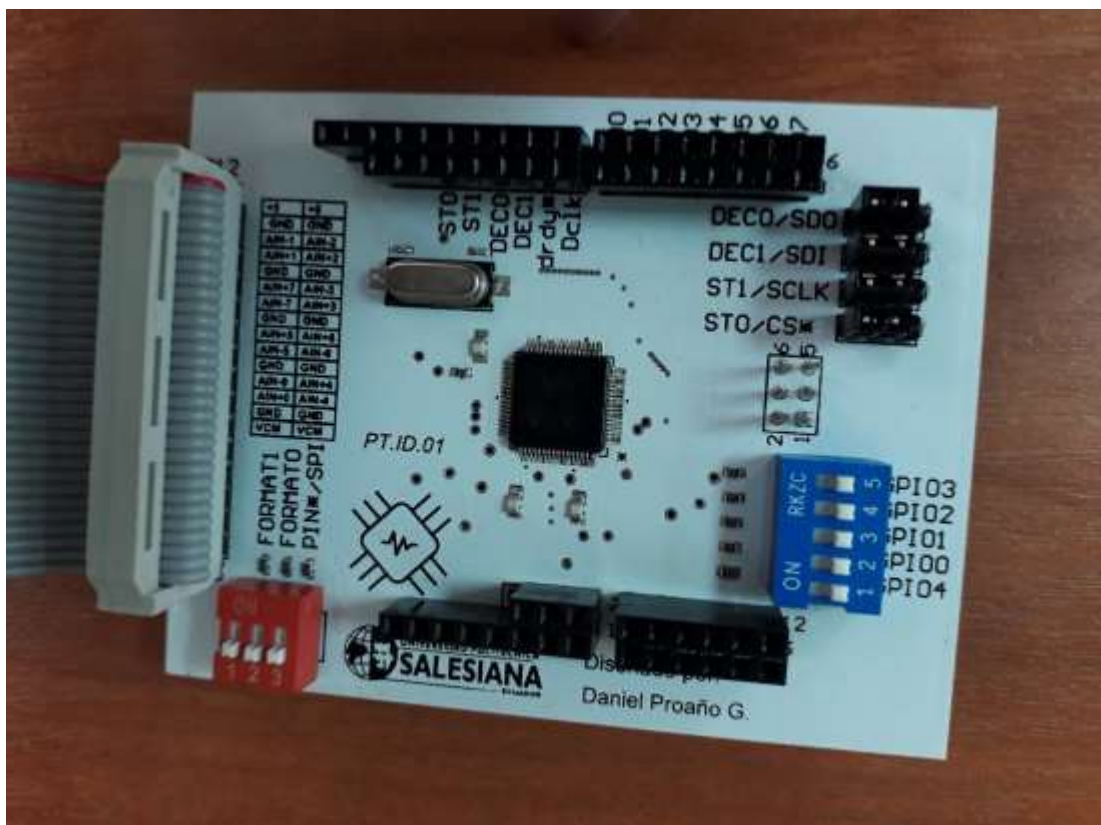
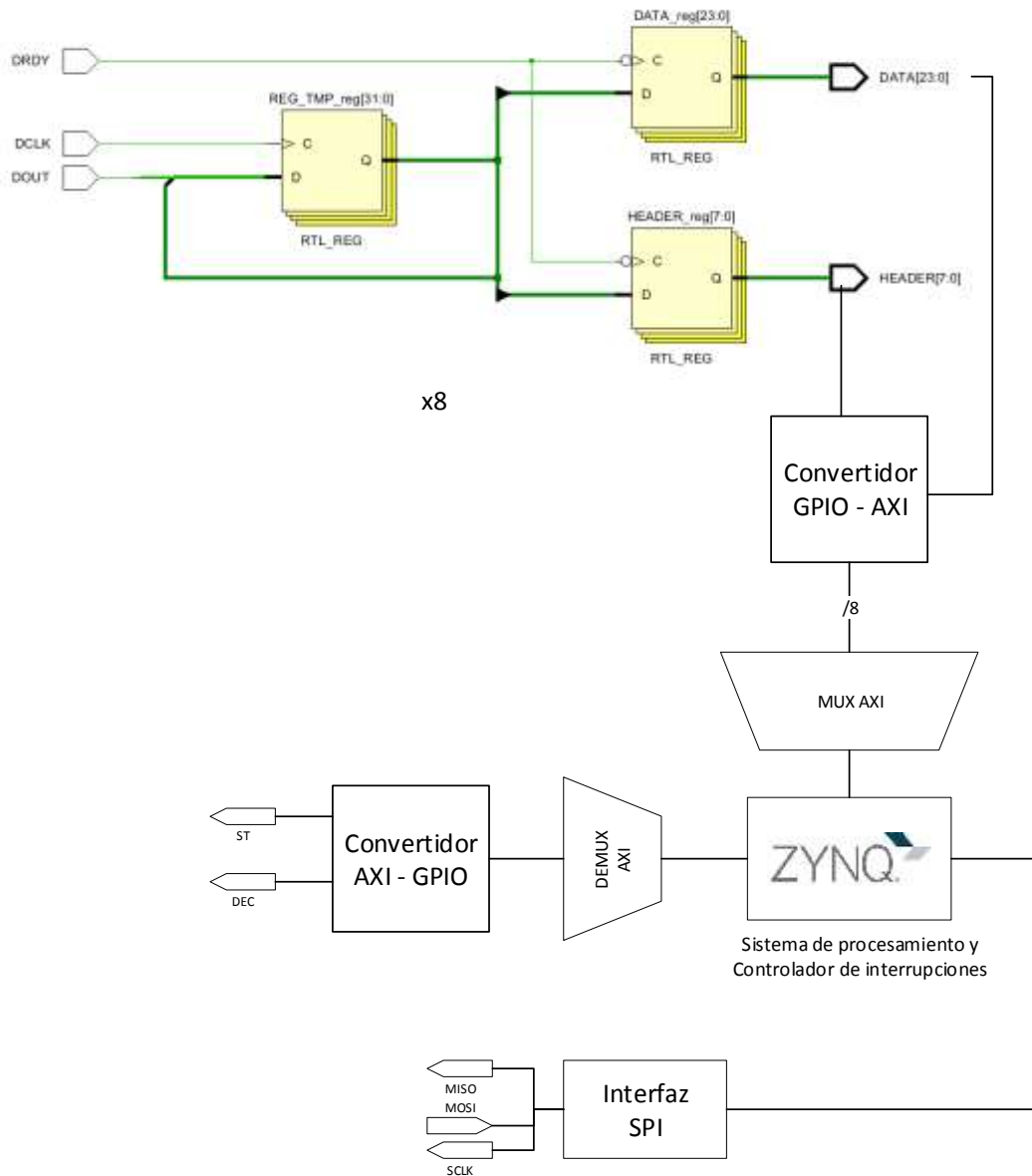


Figura 20: PCB de digitalización de señales.

Fuente: Autor

## 2.3 SISTEMA DE PROCESAMIENTO HDL



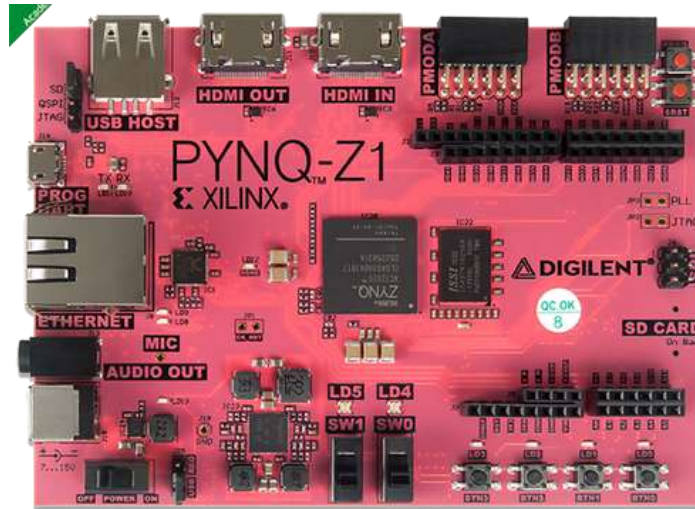
**Figura 21: Descripción de la lógica de hardware.**

**Fuente:** Autor

En la Figura 21 se muestra el diseño de hardware necesario para las interacciones entre software y hardware. Se reciben las señales procedentes del ADC y se convierten los trenes de pulsos en lógica binaria que serán interpretados por el sistema de procesamiento. Se implementó también el hardware necesario para una interfaz SPI de maestro y módulos GPIO de escritura.

Ya que el ADC entrega varios trenes de pulsos síncronos entre sí, es necesario un sistema de procesamiento para realizar tareas de manera concurrente y a la vez manejar una interfaz de usuario sencilla. Por este motivo se decidió utilizar el sistema embebido

PYNQ-Z1 de DIGILENT® (ver Figura 22) que está basado en el SoC Zynq-7000 (combinación entre un procesador ARM Cortex-A9 y un FPGA de la familia Artix-7 de Xilinx) [58]. Los módulos diseñados en HDL de este dispositivo pueden integrarse a una interfaz desarrollada en Python, lo que simplifica notablemente el desarrollo de proyectos y facilita la escalabilidad de las aplicaciones [59].



**Figura 22: Sistema embebido PYNQ-Z1.**

Fuente: **Tienda de Digilent** [60].

Se implementó un Shift Register de 32 bits, síncrono a una señal de reloj externa y a un pulso de separación de datos, momento en el cual se parten los 32 bits en 24 bits de datos y 7 bits de cabecera como se muestra en el Código 1.

---

**Código 1: Shift Register de 32 bits**

---

```

-----
-- Company: Universidad Politécnica Salesiana
-- Engineer: Daniel Proaño Guevara
-- Create Date: 14.02.2019 18:47:38
-- Design Name: 32 bit Shift Register
-- Module Name: shift_reg - shift_reg_arch
-- Project Name: Shift Register Module
-- Target Devices: PYNQ Z-1
-- Tool Versions: Vivado 2018.3
-- Description:
-- Dependencies:
-- Revision: Ana Cecilia Villa
-- Revision 0.01 - File Created
-- Additional Comments:
-----

```

```

library IEEE;
use IEEE.STD_LOGIC_1164.ALL;
entity shift_reg is
    Port (
        signal DCLK: in std_logic;
        signal DRDY: in std_logic;

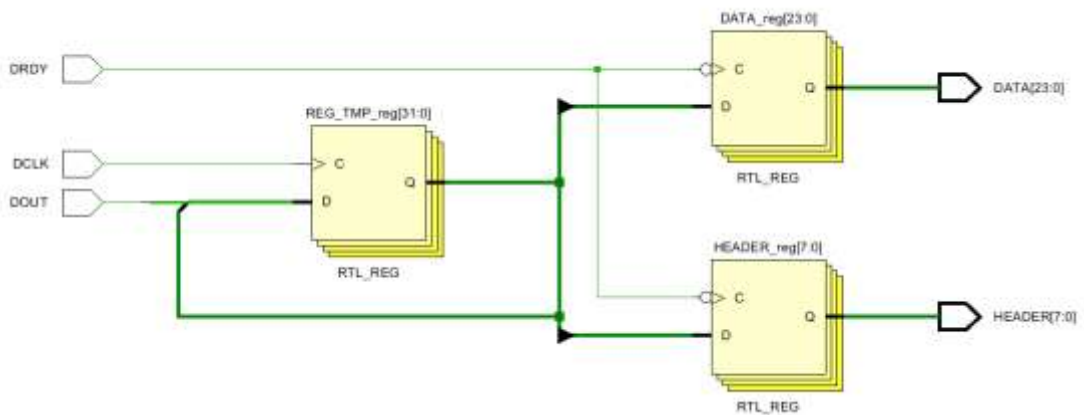
```

```

    signal DOUT: in std_logic;
    signal DATA: out std_logic_vector (23 downto 0);
    signal HEADER: out std_logic_vector (7 downto 0)
);
end shift_reg;
architecture shift_reg_arch of shift_reg is
    signal REG_TMP: std_logic_vector (31 downto 0);
begin
    reg: process (DCLK, DRDY)
    begin
        if (rising_edge(DCLK)) then
            REG_TMP <= REG_TMP (30 DOWNT0 0) & DOUT;
        end if;
        if (falling_edge(DRDY)) then
            HEADER <= REG_TMP (31 DOWNT0 24);
            DATA <= REG_TMP (23 DOWNT0 0);
        end if;
    end process reg;
end shift_reg_arch;

```

El resultado del código es el bloque de hardware presentado en la Figura 23 donde se presentan a manera de flip-flops tipo D el almacenamiento de datos en el registro temporal y los registros de Data y Header



**Figura 23: Bloques de hardware Shift Register.**

Fuente: **Autor**

Se utilizaron varios de estos bloques en conjunto con bloques predefinidos por las librerías de Vivado para la interfaz de periféricos descrita en la Figura 24.

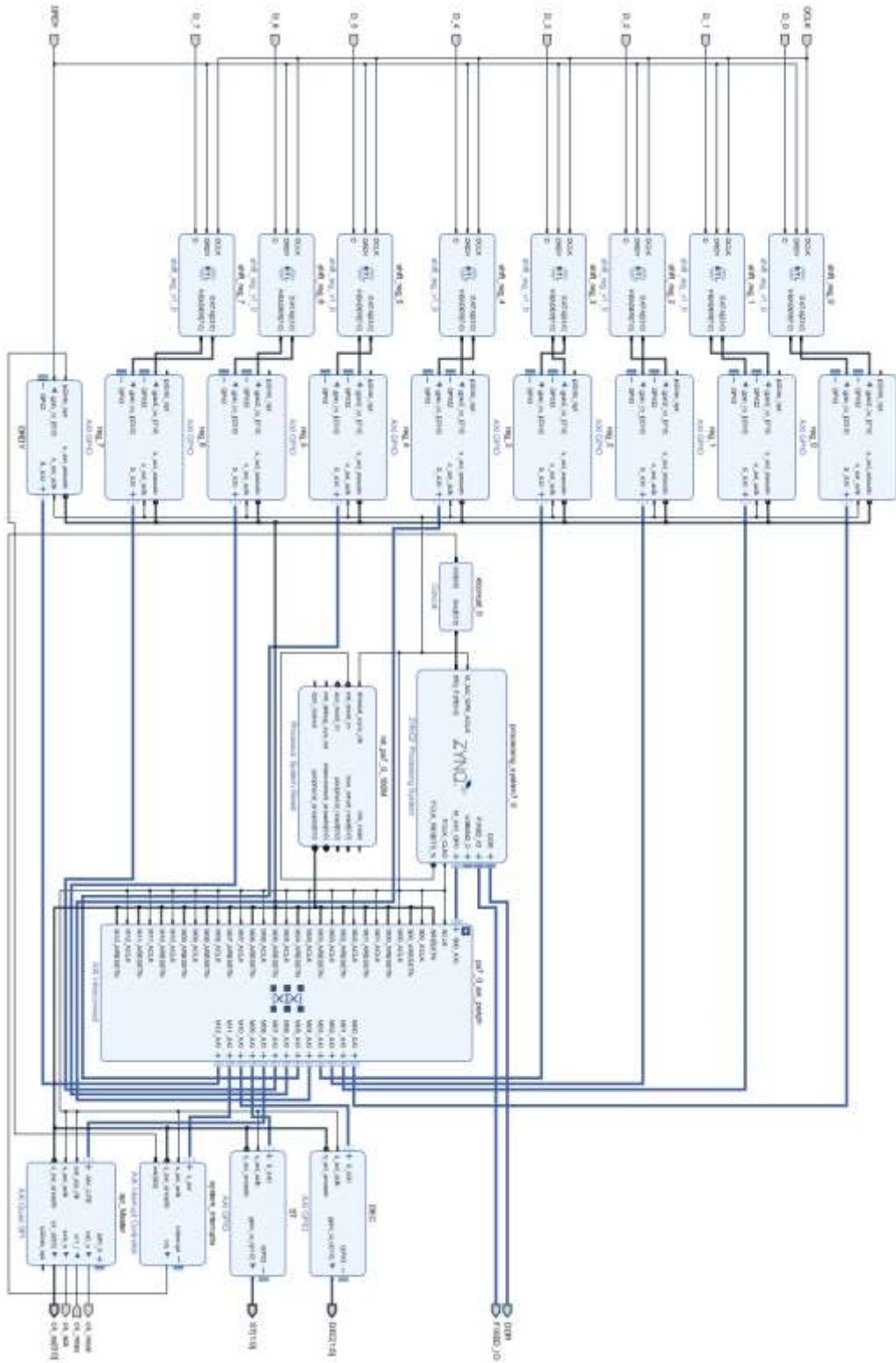
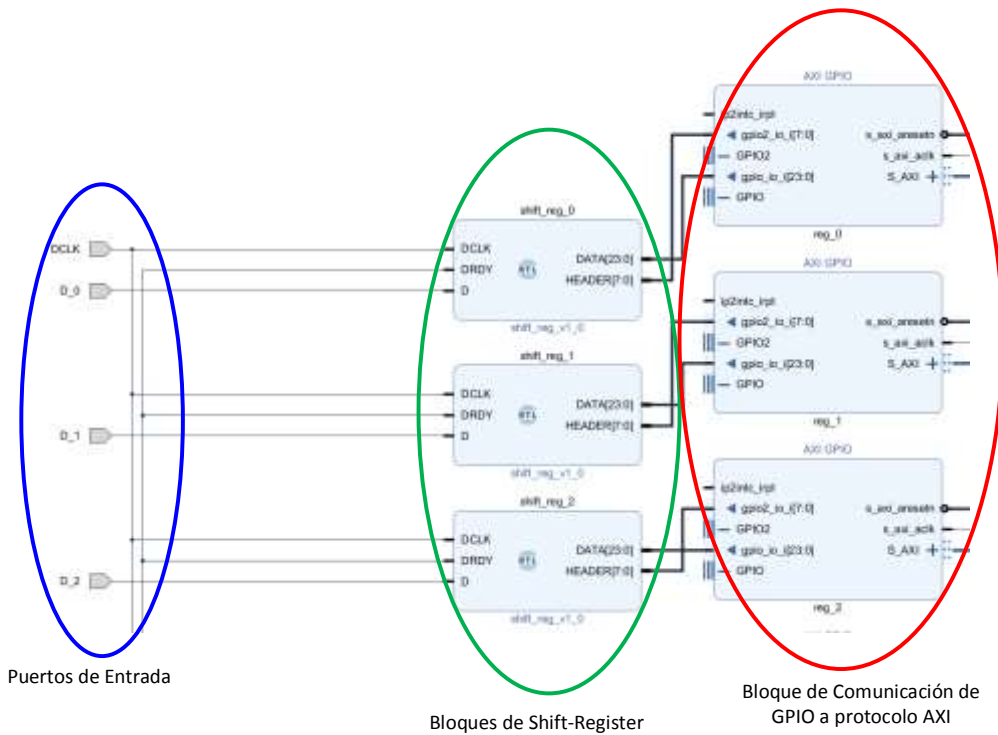


Figura 24: Interfaz de Hardware.

Fuente: Autor.



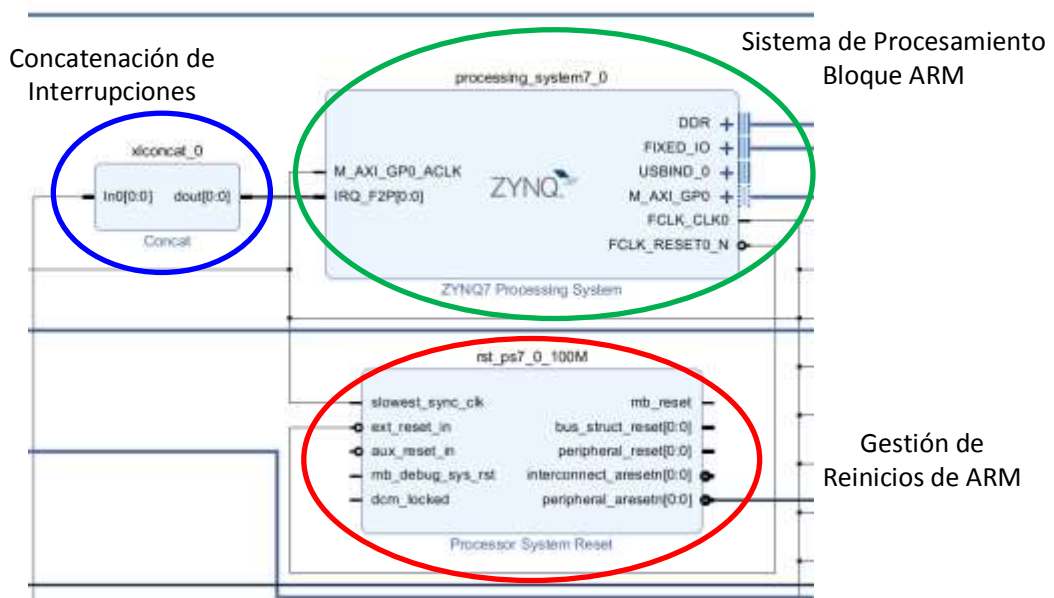
A continuación, se describen con más detalle cada uno de estos bloques:



**Figura 25: Bloques de entrada.**

Fuente: Autor

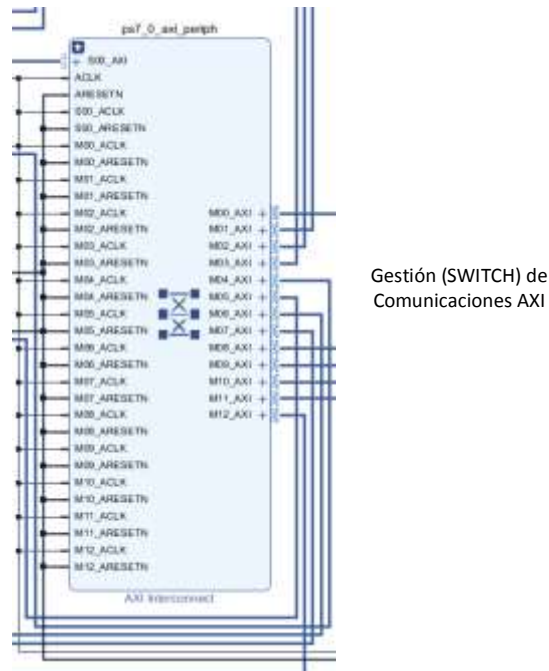
En la Figura 25 se muestran los módulos de conexión de puertos externos hacia la lógica de los Shift Register, los mismos que envían información a manera de vectores de bits a módulos de gestión por comunicación AXI.



**Figura 26: Sistema central de procesamiento.**

Fuente: Autor

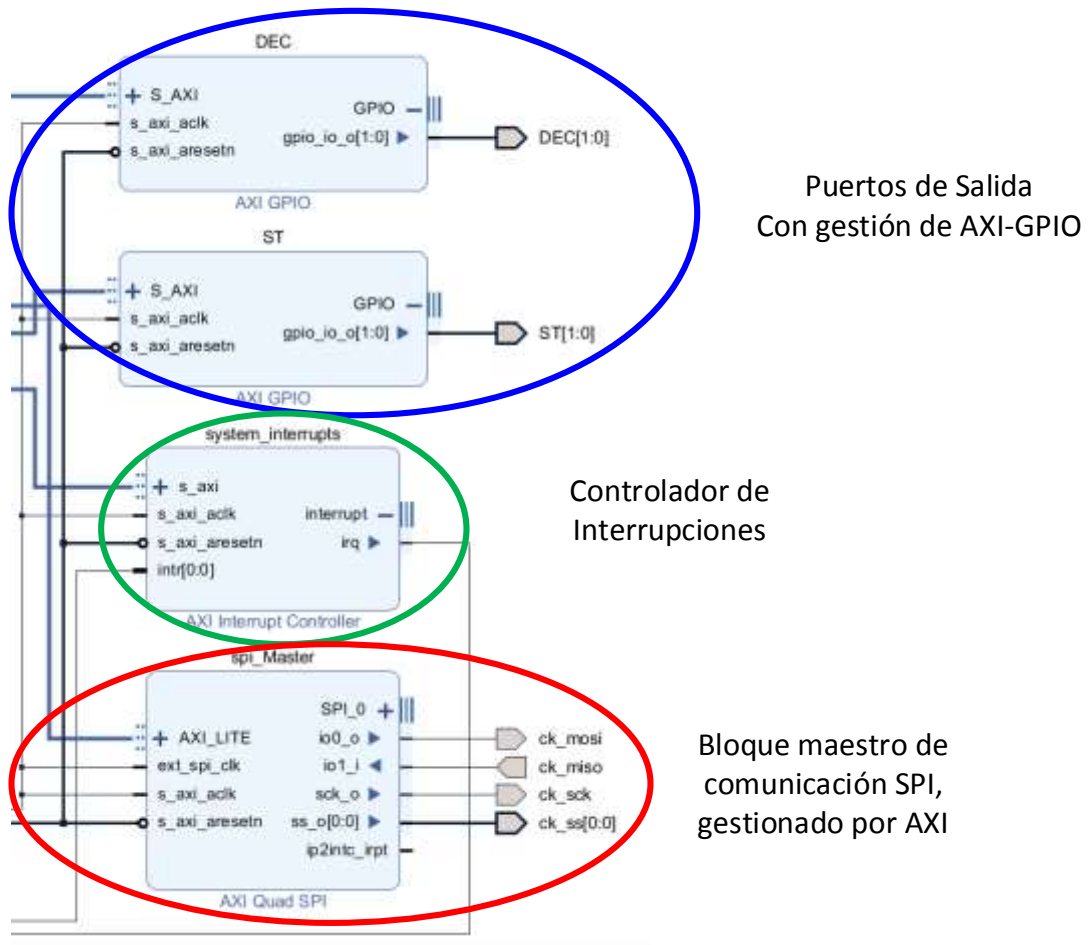
En el módulo descrito como ZQYN7 Processing System de la Figura 26 se encuentran las conexiones necesarias y gestores de datos para la comunicación entre los bloques de hardware descritos en HDL y el ARM que ejecutará la lógica lineal.



**Figura 27: Multiplexor de comunicaciones SPI.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 27 se muestra el multiplexor de comunicaciones AXI, que maneja los bloques de GPIO, SPI y Gestión de Interrupciones. Se decidió utilizar la comunicación AXI por ser el preferido por Xilinx para la comunicación entre ARM y FPGA [61].

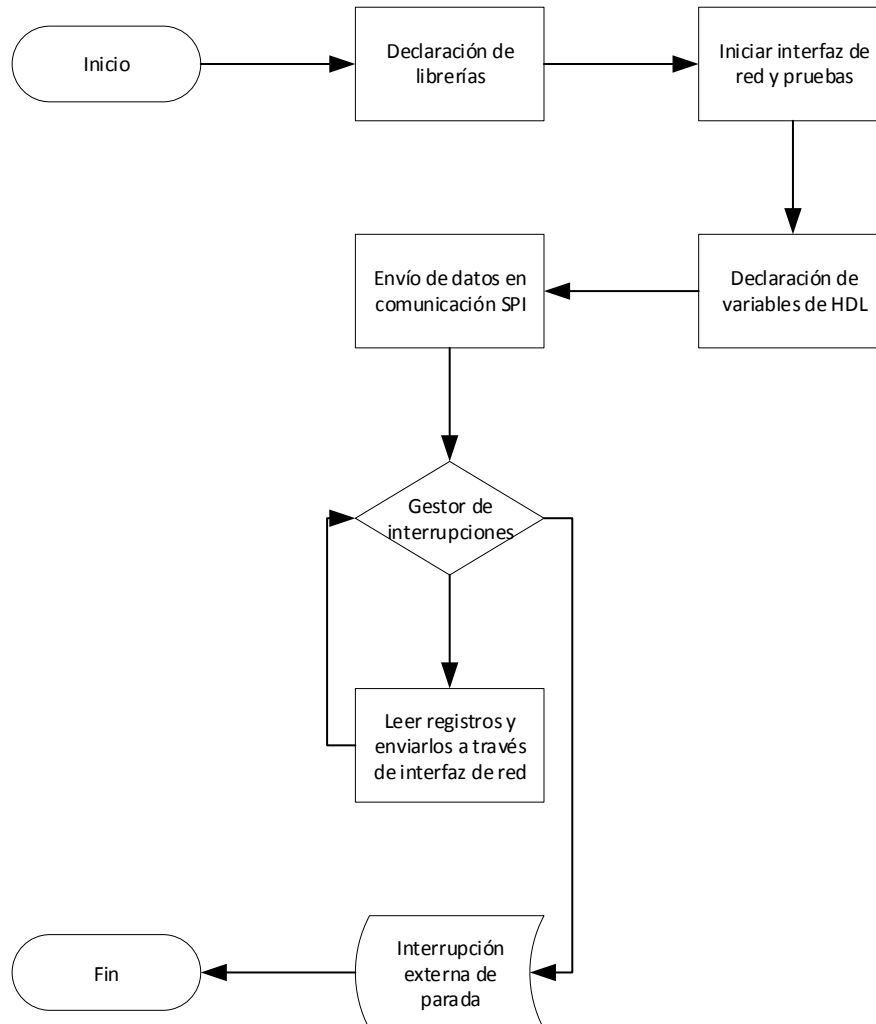


**Figura 28: Gestión de datos de salida y comunicaciones SPI.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 28 se muestra una interfaz de salida, el controlador de interrupciones y el bloque maestro de comunicaciones SPI, el mismo que será controlado a través del Sistema Operativo.

## 2.4 LÓGICA DE COMPORTAMIENTO DEL SISTEMA OPERATIVO



**Figura 29: Descripción de la lógica de ejecución.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 29 se muestran el diagrama de flujo del programa implementado que consta de la inicialización de librerías e interfaz de red, espera de interrupciones de hardware para la lectura y envío de datos a través de la interfaz de red.

La lógica de comportamiento está programada en una Notebook de Python en la interfaz de Jupyter a continuación, en imágenes se presentará el código cargado en el sistema operativo del sistema embebido PYNQ-Z1

```
from pynq import Overlay
import asyncio
import time
overlay = Overlay ('./Hardw.bit')
```

**Figura 30: Inicialización de librerías.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 30 se muestra la importación de las librerías que permitirán gestionar las interrupciones, así como el esquema de hardware desarrollado, conocido como “Overlay” .

```
In [ ]:
from pynq.lib.usb_wifi import Usb_Wifi
port = Usb_Wifi()

In [ ]:
ssid = ('hostednetwork')
pwd = ('0123456789')
port.connect(ssid, pwd)

In [ ]:
! ping 192.168.137.1 -c 10
```

**Figura 31: Interfaz de Red.**

Fuente: **Autor**

La interfaz de red se presenta en la Figura 31 importando el software necesario para manejar un módulo Wifi conectado por USB, se declara el nombre y clave de la red. En la última línea de código se muestra un código que será ejecutado directamente en Linux, para que estos códigos se realicen es necesario iniciarlo con “!”

In [ ]:

```
for x in range(1000):
    a = cont1.channell1.read()
    b = cont2.channell1.read()
    spi.write(0x60, 0x86)      #Enable SPI rx recieve
    spi.write(0x60, 0xa6)     #Reset rx SPI
    spi.write(0x60, 0x86)     #Enable SPI rx recieve
    spi.write(0x70, 0x0)      #SS [0:0]
    spi.write(0x68, a)        #Transmit 0b00000001
    spi.write(0x70, 0xFFFF)   #SS disable
    time.sleep(0.25)          #250ms Time delay
    spi.write(0x60, 0xa6)     #Reset rx SPI
    spi.write(0x60, 0x86)     #Enable SPI rx recieve
    spi.write(0x70, 0x0)      #SS [0:0]
    spi.write(0x68, b)        #Transmit 0b00000001
    spi.write(0x70, 0xFFFF)   #SS disable
    spi.write(0x60, 0xa6)     #Reset rx SPI
    spi.write(0x60, 0x86)     #Enable SPI rx recieve
    time.sleep(0.25)          #250ms Time delay
```

**Figura 32: Comunicación SPI.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 32 se muestran los códigos en hexadecimal necesarios para establecer una comunicación SPI, en la instrucción spi.write se ingresa en el primer parámetro el offset de dirección del registro y el segundo parámetro lo que se escribirá en ese registro. En la Tabla 4 se muestran los registros y sus direcciones.

**Tabla 4: Registros y Direcciones del Módulo AXI-SPI [62]**

Registros AXI-SPI				
Offset Dirección	Nombre del Registro	Tipo de Acceso	Valor predeterminado (Hex)	Descripción
40 h	SRR	W	N/A	Registro de reset por software
60 h	SPI R	R/W	0x180	Registro de control SPI
64 h	SPI SR	R	0x0A5	Registro de estado SPI
68 h	SPI DTR	W	0x0	Registro de transmisión de datos SPI
6C h	SPI DRR	R	N/A	Registro de recepción de datos
70 H	SPI SSR	R/W	No slave is selected 0Xffff	Registro de selección de esclavo SPI
74 H	SPI Transmit FIFO Occupancy Register	R	0x0	Uso de FIFO en transmisión SPI

78 H	SPI Receive FIFO Occupancy Register	R	0x0	Uso de FIFO en recepción SPI
------	---	---	-----	---------------------------------

In [ ]:

```

import socket
client = socket.socket()
client.connect(('192.168.2.2',1234))

#Acquisition under interrputs
async def trig():
    ready = overlay.DRDY
    Reg0 = overlay.reg_0
    Reg1 = overlay.reg_1
    Reg2 = overlay.reg_2
    Reg3 = overlay.reg_3
    Reg4 = overlay.reg_4
    Reg5 = overlay.reg_5
    Reg6 = overlay.reg_6
    Reg7 = overlay.reg_7
    #while True:
    for x in range(1000):
        await ready.channel1.wait_for_interrupt_async()
        await ready.channel1.wait_for_interrupt_async()
        a = Reg0.channel1.read()
        b = Reg1.channel1.read()
        c = Reg2.channel1.read()
        d = Reg3.channel1.read()
        e = Reg4.channel1.read()
        f = Reg5.channel1.read()
        g = Reg6.channel1.read()
        h = Reg7.channel1.read()
        client.send((a).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((b).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((c).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((d).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((e).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((f).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((g).to_bytes(3, 'little'))
        client.send((h).to_bytes(3, 'little'))
    client.send((1).to_bytes(3, 'little'))

task = [asyncio.ensure_future(trig())]
asyncio.get_event_loop().run_forever()

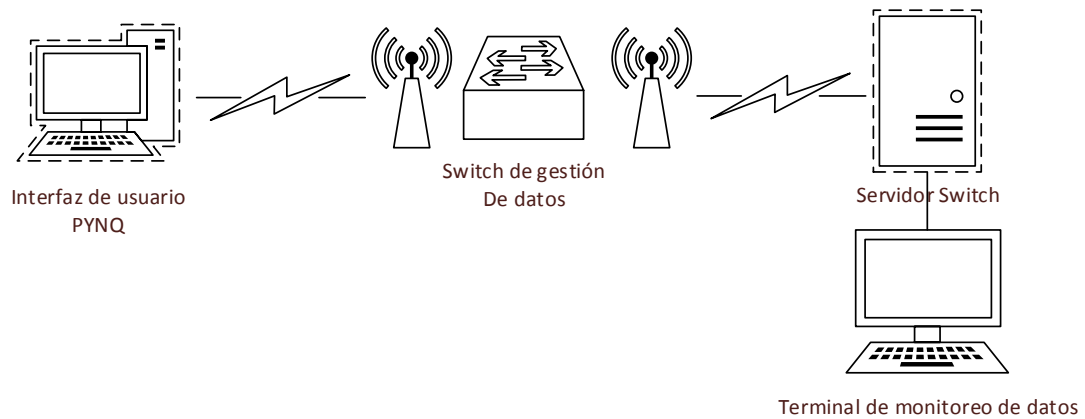
```

Figura 33: Envío de datos por interrupciones con cliente socket.

Fuente: Autor

La Figura 33 muestra el comportamiento del sistema, en primera instancia un cliente socket y la dirección a la que se conectará, a continuación, se define la rutina de interrupciones, en la cual se instancian todos los parámetros de lectura, se espera una interrupción por cambio de valor en el puerto de Ready y se lee los valores almacenados en los Shift Register enviándolos con un tamaño de 3 bytes.

## 2.5 ARQUITECTURA DE RED



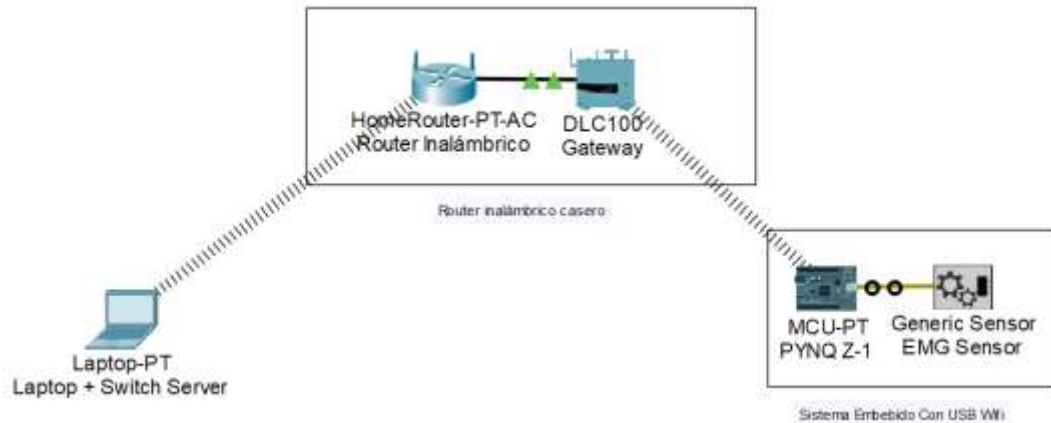
**Figura 34: Esquema lógico de la arquitectura de red.**

Fuente: **Autor**

En el SoC PYNQ se estableció un cliente socket para la gestión y envío de los datos empaquetados a manera de bytes, éste se comunica a través de un módulo WiFi con un módem utilizado a manera de Switch encargado de la gestión de datos. En un terminal se establece el servidor socket, el mismo que a través de TCP/IP gestiona los datos recibidos de manera inalámbrica del SoC (Ver Figura 34).

En la Figura 35 se muestra la arquitectura de red utilizada para la transmisión de datos del sistema embebido hacia una consola.





**Figura 35: Arquitectura de Red.**

Fuente: **Autor**

En la Laptop que servirá como consola se establece el servidor Switch, esta arquitectura es programada en Python 3 utilizando la librería socket, en el Código 2 se muestran las líneas de código necesarias para levantar el servidor y comenzar a escuchar al cliente que se conecte.

---

#### Código 2: Servidor Switch

---

**Paso 1:** Iniciar librerías

```
import socket
```

**Paso 2:** Definir objeto 'server' para que reciba paquetes desde una conexión intranet

```
server = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
```

**Paso 3:** Pasar parámetros e inicializar servidor:

```
ip = '192.168.2.1'
```

```
print(ip)
```

```
port = 1234
```

```
address = (ip,port)
```

```
server.bind(address)
```

```
server.listen(5)
```

**Paso 4:** Imprimir mensaje cuando se consigue la conexión

```
print ("[*] Started listening on ", ip, ":", port)
```

```
client, addr = server.accept()
```

```
print ("[*] Got a connection from ", addr[0], ":", addr[1])
```

**Paso 4:** Recibir los datos del cliente y convertirlos en números enteros

```
datosBytes = client.recv(3)
```

```
data = int.from_bytes( datosBytes, byteorder = 'little')
```

---

En el sistema embebido se establece un cliente socket por el cual enviará todos los paquetes de datos a manera de bytes, las instrucciones relevantes se presentan en el Código 3.

---

#### Código 3: Cliente Switch

---

**Paso 1:** Iniciar librerías

```
import socket
```

**Paso 2:** Definir objeto 'client' para que envíe paquetes desde una conexión intranet

```
client = socket.socket()
```

**Paso 3:** Pasar parámetros e inicializar cliente, a manera de tupla se envía la dirección del servidor y el puerto en el que se va a conectar:

```
Client.connect(('192.168.2.2',1234))
```

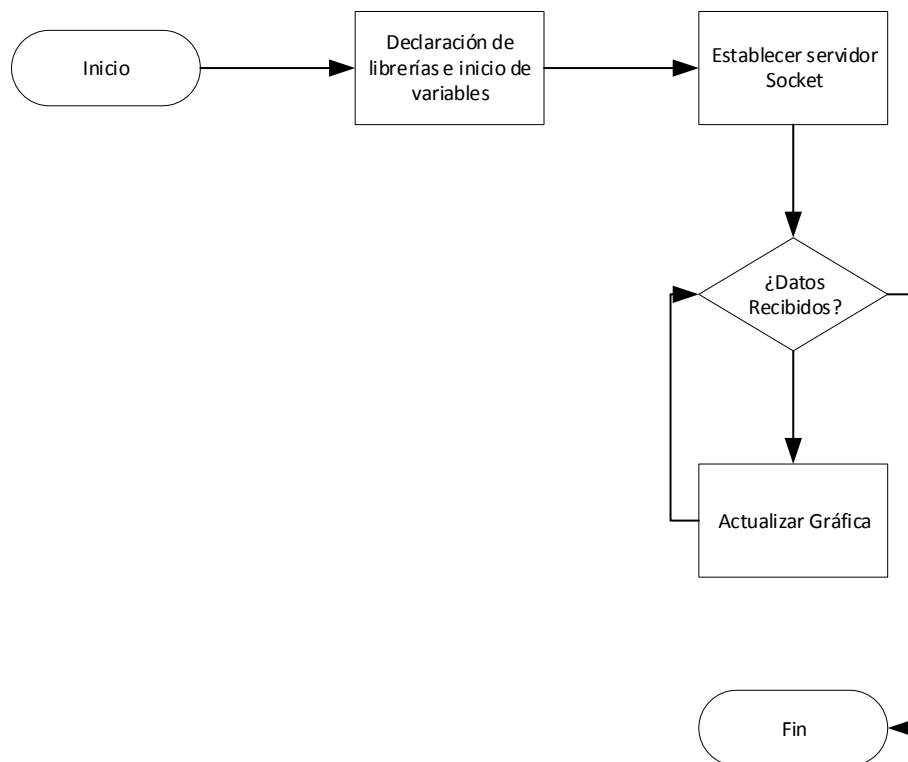
**Paso 4:** Envía un número convertido a 3 bytes

```
Client.send((numero).to_bytes(3, 'little'))
```

---

Se estableció que eran necesarios solamente 3 bytes ya que abarcan los 24 bits del número leído por el dispositivo, y de esta manera se puede enviar datos más rápido y de manera más eficiente.

## 2.6 ALGORITMO DE VISUALIZACIÓN



**Figura 36: Diagrama de flujo del algoritmo de visualización.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 36 se muestra el diagrama de flujo del programa implementado en la terminal de recepción de datos. Tras la inicialización del programa se implementa el servidor Socket, el cual espera datos provenientes del servidor, una vez recibidos entran en una función que los ordena y los grafica de manera dinámica.

El algoritmo de visualización ordena los datos recibidos en el servidor Switch y los presenta en una gráfica animada para la visualización continua de las señales, se presenta la implementación en Python en el Código 4.

---

#### Código 4: Algoritmo de Visualización

---

**Paso 1:** Iniciar librerías

```
import numpy as np
import datetime as dt
import matplotlib.pyplot as plt
import matplotlib.animation as animation
```

**Paso 2:** Crear el objeto 'fig' como marco para la presentación de las imágenes

```
fig = plt.figure()
ax = fig.add_subplot(1, 1, 1)
xs = []
y0 = []
y1 = []
y2 = []
y3 = []
y4 = []
y5 = []
y6 = []
y7 = []
```

**Paso 3:** Crear la función 'animate' que será ejecutada cada vez que reciba un dato el servidor socket:

```
def animate(i, xs, y0, y1, y2, y3, y4, y5, y6, y7):
    col = np.zeros([8, 1])
    j = 0;
    for i in range(8):
        datosBytes = client.recv(3)
        data = int.from_bytes( datosBytes, byteorder = 'little')
        if (data == 1):
            client.close
            print ("Sesión terminada")
    # Add x and y to lists
    col[j,0] = data
    j = j + 1
    if j >= 8:
        j = 0
    xs.append(dt.datetime.now().strftime('%H:%M:%S.%f'))
    y0.append(col[0,0])
    y1.append(col[1,0])
    y2.append(col[2,0])
    y3.append(col[3,0])
    y4.append(col[4,0])
    y5.append(col[5,0])
    y6.append(col[6,0])
    y7.append(col[7,0])
    # Limit x and y lists to 20 items
    xs = xs[-20:]
    y0 = y0[-20:]
    y1 = y1[-20:]
    y2 = y2[-20:]
    y3 = y3[-20:]
    y4 = y4[-20:]
    y5 = y5[-20:]
    y6 = y6[-20:]
    y7 = y7[-20:]
    # Draw x and y lists
    ax.clear()
```

```

ax.plot(xs, y0)
ax.plot(xs, y1)
ax.plot(xs, y2)
ax.plot(xs, y3)
ax.plot(xs, y4)
ax.plot(xs, y5)
ax.plot(xs, y6)
ax.plot(xs, y7)
# Format plot
plt.xticks(rotation=45, ha='right')
plt.subplots_adjust(bottom=0.30)
plt.title('Lectura de señales EMG')
plt.ylabel('Amplitud de las señales')

```

**Paso 4:** Ejecución de la función 'animate' y configuración de sus parámetros

```

ani = animation.FuncAnimation(fig, animate, fargs=(xs, y0, y1, y2, y3, y4, y5, y6, y7), interval=5)
plt.show()

```

---

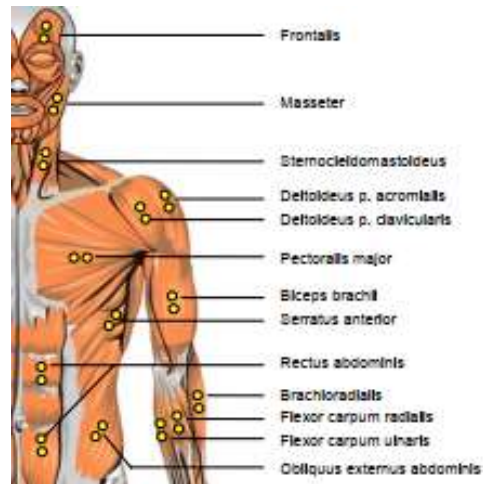
## 2.7 PROTOCOLO BIOÉTICO

El protocolo bioético se redactó siguiendo los lineamientos establecidos por la Universidad Central del Ecuador, describiendo claramente los procedimientos a los que el sujeto de pruebas se someterá, así como el consentimiento informado que se le solicitará al mismo. El protocolo bioético utilizado en el presente trabajo de titulación se encuentra en el Apéndice C: Protocolo bioético y consta de la “Declaratoria de Confidencialidad de la Investigación”, “Declaratoria de Conflicto de Intereses” y “Consentimiento Informado”.

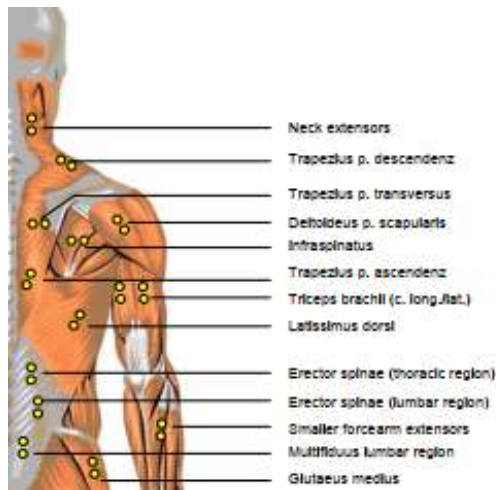
## 2.8 PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN Y PRUEBAS DE SEÑALES EMGS

Los pasos necesarios se describen a continuación:

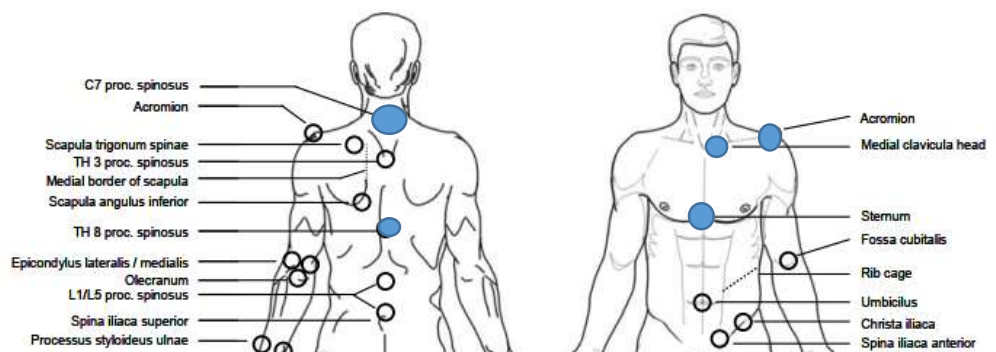
- 1) Se emplean electrodos de Ag/AgCl, marca NORAXON, modelo HEX Dual Electrodes que vienen dispuestos con una IED de 20mm
- 2) Los puntos de adquisición deben ubicarse sobre la protuberancia muscular, siguiendo con el sentido de las fibras musculares y sobre piel adecuadamente tratada; para presentar la ubicación correcta de los mismos es recomendable basarse en un mapa anatómico como los presentados en Figura 37, Figura 38 y Figura 39



**Figura 37: Vista frontal del atlas anatómico para la ubicación de electrodos bipolares.**  
Fuente: [33]



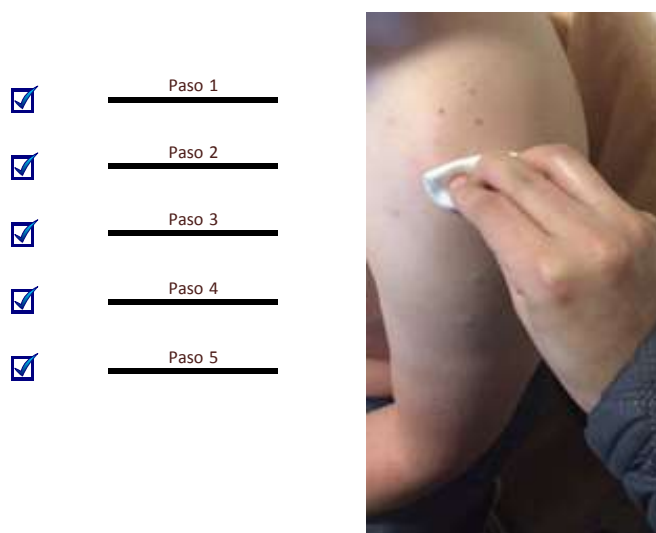
**Figura 38: Vista posterior del atlas anatómico para la ubicación de electrodos bipolares.**  
Fuente: [33]



**Figura 39: Puntos de referencia anatómicos para la adquisición de biopotenciales.**  
Fuente: [33]

Los músculos tomados en consideración son: Pectoral mayor, Serrato anterior, recto abdominal, oblicuos externos abdominales, extensores del cuello, trapecio transverso, dorsal ancho y trapecio ascendente; y los puntos de referencia anatómicos: C7, TH8, Acromion y esternón.

- 3) Para asegurar la correcta adquisición de las señales EMGs se debe limpiar previamente la piel, como se presenta en la Figura 40. La colocación de los electrodos debe ser realizada correctamente para buscar la repetibilidad de las pruebas realizadas.



**Figura 40: Protocolo de limpieza y ubicación de los electrodos en las marcas sugeridas por los atlas anatómicos.**

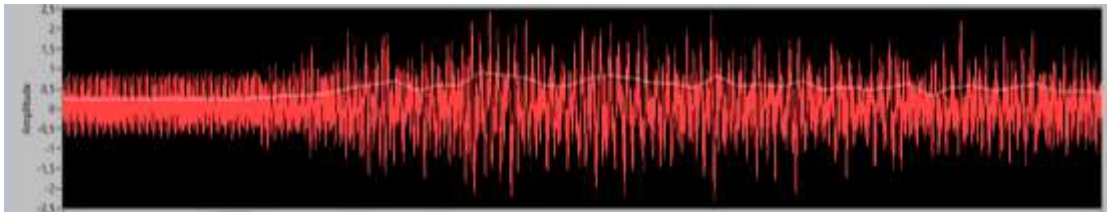
Fuente: **Autor**

- 4) Se le solicitará al participante realizar entre el 40% y 60% de esfuerzo máximo muscular por un periodo de 3 segundos, para los músculos seleccionados se realizan ejercicios de flexión abdominal en el eje transversal, flexión abdominal en el eje transversal en conjunto con rotación sobre el eje longitudinal, flexión del tronco en el plano sagital, extensión de los brazos en el plano transversal y rotación de la cabeza sobre el eje longitudinal. Para la adquisición de los datos se empleará un equipo patrón Biopac BSL MP45, y el equipo propuesto.

Para la validación de los datos se compararon las señales adquiridas por el sistema desarrollado y las del instrumento patrón, por inspección visual y por análisis del espectro de frecuencias.

## CAPÍTULO 3: RESULTADOS Y ANÁLISIS

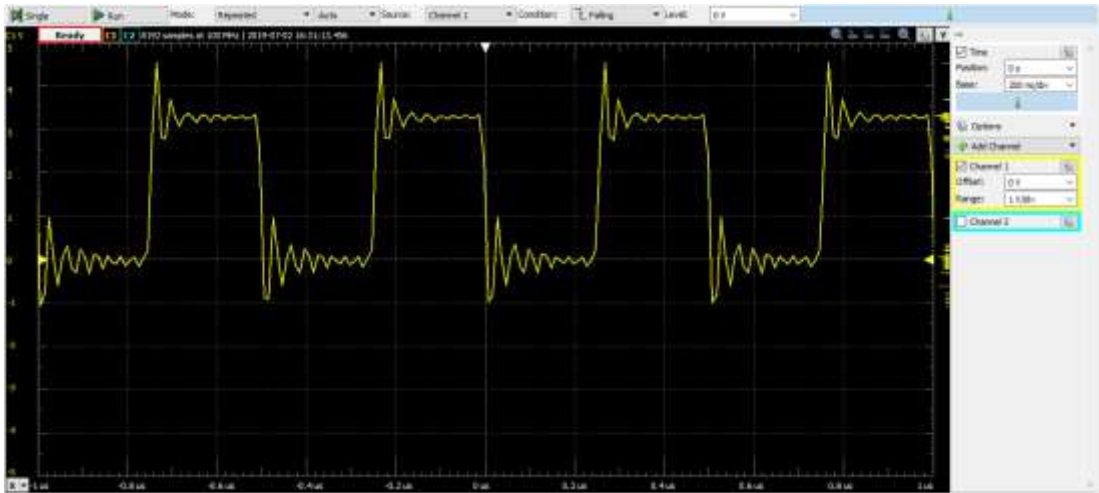
En la Figura 41 se muestra la señal adquirida con la placa desarrollada como interfaz de adquisición analógica. Se realizó una adquisición canal a canal utilizando Labview. Se evidenció que existe una variación de tensión por la adquisición de las señales.



**Figura 41: Pruebas de adquisición de 1 canal.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 42 se muestra la lectura del reloj del ADC, el mismo que se muestra muy ruidoso y causa interferencia en el acople con el FPGA.

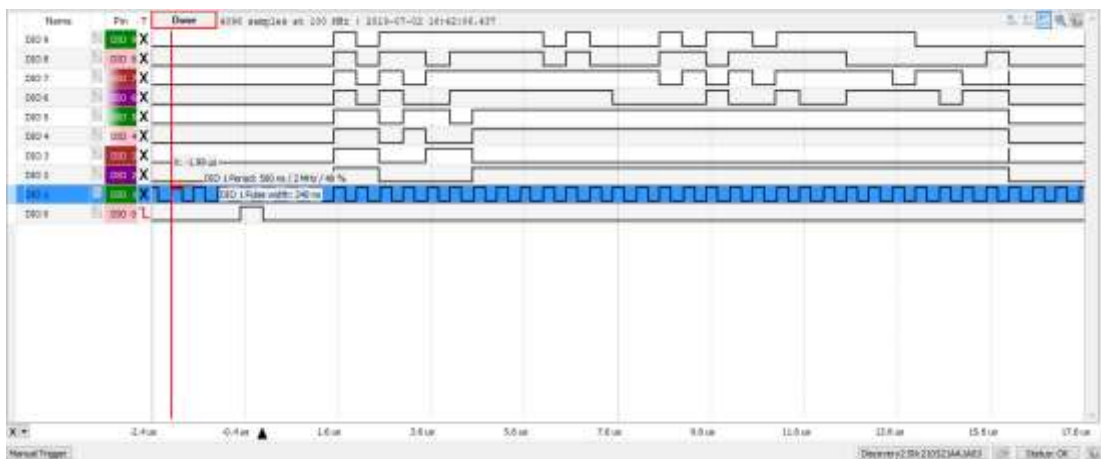


**Figura 42: Lectura de señal de reloj proporcionada por el ADC.**

**Fuente:** Autor

Se intentó solucionar el problema del ruido utilizando filtros RC, pero se verificó un desacople de impedancias, por esta razón, para trabajos futuros se recomienda utilizar buffers de alta velocidad tipo FET a la salida de los trenes de pulsos del ADC.

En la Figura 43 se muestra el patrón de señales adquirido por un analizador de señales digitales que tiene acopladas las entradas del PCB de digitalización de señales, demostrando de esta manera el correcto funcionamiento del ADC y la frecuencia de operación deseada a 2MHz.



**Figura 43: Lectura del patrón de señales generado por el ADC.**

**Fuente:** Autor

Como resultados de las pruebas del sistema de procesamiento HDL, en la Figura 44 se muestra el resultado del llamado desde el SO a los bloques de hardware



disponibles en el Overlay diseñado. Se puede observar cada uno de los registros, el bloque de comunicación SPI, la gestión de interrupciones al hardware y algunos GPIO de interface.

```
Type:          Overlay
String form:   <pynq.overlay.Overlay object at 0xb3af6ad0>
File:         /usr/local/lib/python3.6/dist-packages/pynq/overlay.py
Docstring:
Default documentation for overlay ./Hardw.bit. The following
attributes are available on this overlay:

IP Blocks
-----
DEC           : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
DRDY         : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
ST           : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
system_interrupts : pynq.overlay.DefaultIP
spi_Master   : pynq.overlay.DefaultIP
reg_0        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_1        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_2        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_3        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_4        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_5        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_6        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO
reg_7        : pynq.lib.axigpio.AxiGPIO

Hierarchies
-----
None

Interrupts
-----
None

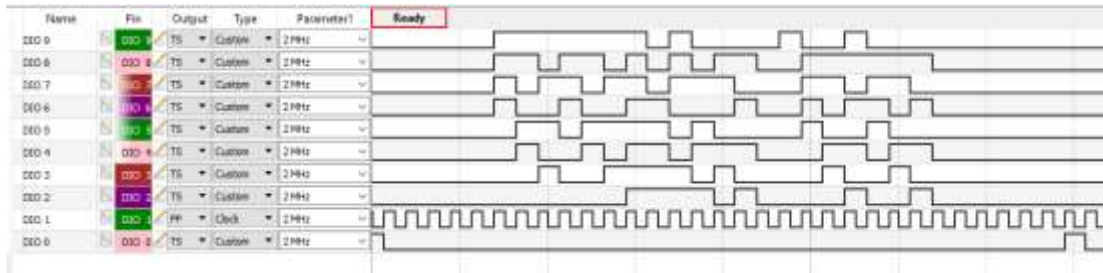
GPIO Outputs
-----
None
Class docstring:
This class keeps track of a single bitstream's state and contents.

The overlay class holds the state of the bitstream and enables run-time
protection of bindings.
```

**Figura 44: Descripción de los módulos de hardware disponibles en el Overlay.**

Fuente: **Autor**

Para comprobar el funcionamiento de los registros y demostrar que no existan corrimientos de bits se ingresó el patrón de la Figura 45, en el cual se codifica en binario el encabezado correspondiente y un valor cerrado que será llamado desde el SO.



**Figura 45: Patrón de señales generado para la comprobación de funcionamiento de los bloques de Hardware.**

Fuente: Autor

En la Figura 46 se demuestra el comportamiento previsto por los patrones generados previamente, mostrando el valor del registro en el canal 1 y en el canal 2 el encabezado del registro

```
In [15]: Reg3.channel1.read() Valor procesado
Out[15]: 8000000 por el ADC
```

```
In [17]: Reg3.channel2.read() Encabezado
Out[17]: 3 procesado por el
ADC
```

**Figura 46: Adquisición de valores procesados por los bloques de hardware.**

Fuente: Autor

En la Figura 47 se muestra la interfaz inalámbrica a través de comandos en Linux y se comprueba que esté funcionando con el comando '*ifconfig*'. Esto para la verificación de la etapa de configuración de interfaz de red.

```
In [3]: ! sudo ifconfig wlan0 up

In [4]: ! ifconfig

eth0: flags=4163<UP,BROADCAST,RUNNING,MULTICAST> mtu 1500
    inet6 fe80::218:3eff:fe02:dc14 prefixlen 64 scopeid 0x20<link>
    ether 00:18:3e:02:dc:14 txqueuelen 1000 (Ethernet)
    RX packets 307 bytes 65905 (65.9 KB)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 307 bytes 167727 (167.7 KB)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0
    device interrupt 27 base 0xb000

eth0:1: flags=4163<UP,BROADCAST,RUNNING,MULTICAST> mtu 1500
    inet 192.168.2.99 netmask 255.255.255.0 broadcast 192.168.2.255
    ether 00:18:3e:02:dc:14 txqueuelen 1000 (Ethernet)
    device interrupt 27 base 0xb000

lo: flags=73<UP,LOOPBACK,RUNNING> mtu 65536
    inet 127.0.0.1 netmask 255.0.0.0
    inet6 ::1 prefixlen 128 scopeid 0x10<host>
    loop txqueuelen 1000 (Local Loopback)
    RX packets 1027 bytes 114345 (114.3 KB)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 1027 bytes 114345 (114.3 KB)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0

wlan0: flags=4099<UP,BROADCAST,MULTICAST> mtu 1500
    ether 50:3e:aa:7f:ee:13 txqueuelen 1000 (Ethernet)
    RX packets 0 bytes 0 (0.0 B)
    RX errors 0 dropped 0 overruns 0 frame 0
    TX packets 0 bytes 0 (0.0 B)
    TX errors 0 dropped 0 overruns 0 carrier 0 collisions 0
```

**Figura 47: Configuración de interfaz de red con comandos Linux.**

Fuente: **Autor**

En la Figura 48 se presenta el comando en Linux para la búsqueda de interfaces de red inalámbricas y luego en Python se declara el módulo wifi que permite la gestión de la conexión a redes, así mismo se establece la conexión a la red y se comprueba el funcionamiento con el comando *'ping'*.

```

In [5]: ! sudo iw dev wlan0 scan | grep SSID

        SSID: ARRIS-1432
        SSID: machalatech
        SSID: pynq-network
        SSID: M_Salinas
        SSID: TvCable_Mary

In [6]: from pynq.lib import Wifi
        port = Wifi()

In [7]: ssid = ('pynq-network')
        pwd = ('12345678')
        port.connect(ssid, pwd)

In [8]: ! ping 192.168.1.1 -c 10

PING 192.168.1.1 (192.168.1.1) 56(84) bytes of data:
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=1 ttl=64 time=3.41 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=2 ttl=64 time=3.29 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=3 ttl=64 time=3.44 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=4 ttl=64 time=3.06 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=5 ttl=64 time=3.05 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=6 ttl=64 time=3.06 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=7 ttl=64 time=3.19 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=8 ttl=64 time=5.80 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=9 ttl=64 time=3.30 ms
64 bytes from 192.168.1.1: icmp_seq=10 ttl=64 time=2.91 ms

--- 192.168.1.1 ping statistics ---
10 packets transmitted, 10 received, 0% packet loss, time 9013ms
rtt min/avg/max/mdev = 2.916/3.456/5.806/0.800 ms

```

**Figura 48: Búsqueda de redes disponibles y conexión a las mismas.**

Fuente: Autor

Así mismo, el servidor Switch comienza a escuchar a los clientes hasta establecer la conexión con alguno, como se presenta en la Figura 49

```

Terminal 1/A
Python 3.7.0 (default, Jun 28 2018, 08:04:48) [MSC v.1912 64 bit (AMD64)]
Type "copyright", "credits" or "license" for more information.

IPython 6.5.0 -- An enhanced Interactive Python.

In [1]: runfile('C:/Users/danie/Dropbox/TFC_Daniel/Vivado/Hardw_Final/Matrix_test.py',
        wdir='C:/Users/danie/Dropbox/TFC_Daniel/Vivado/Hardw_Final')
192.168.1.10
[*] Started listening on 192.168.1.10 : 1234
[*] Got a connection from 192.168.1.11 : 41658

In [2]:

```

**Figura 49: Conexión establecida desde el servidor Switch.**

Fuente: Autor

Finalmente se muestra la interfaz de gestión del Router casero que sirve de intermediario entre el cliente y el servidor, dándoles sus respectivas direcciones, presentado en la Figura 50.

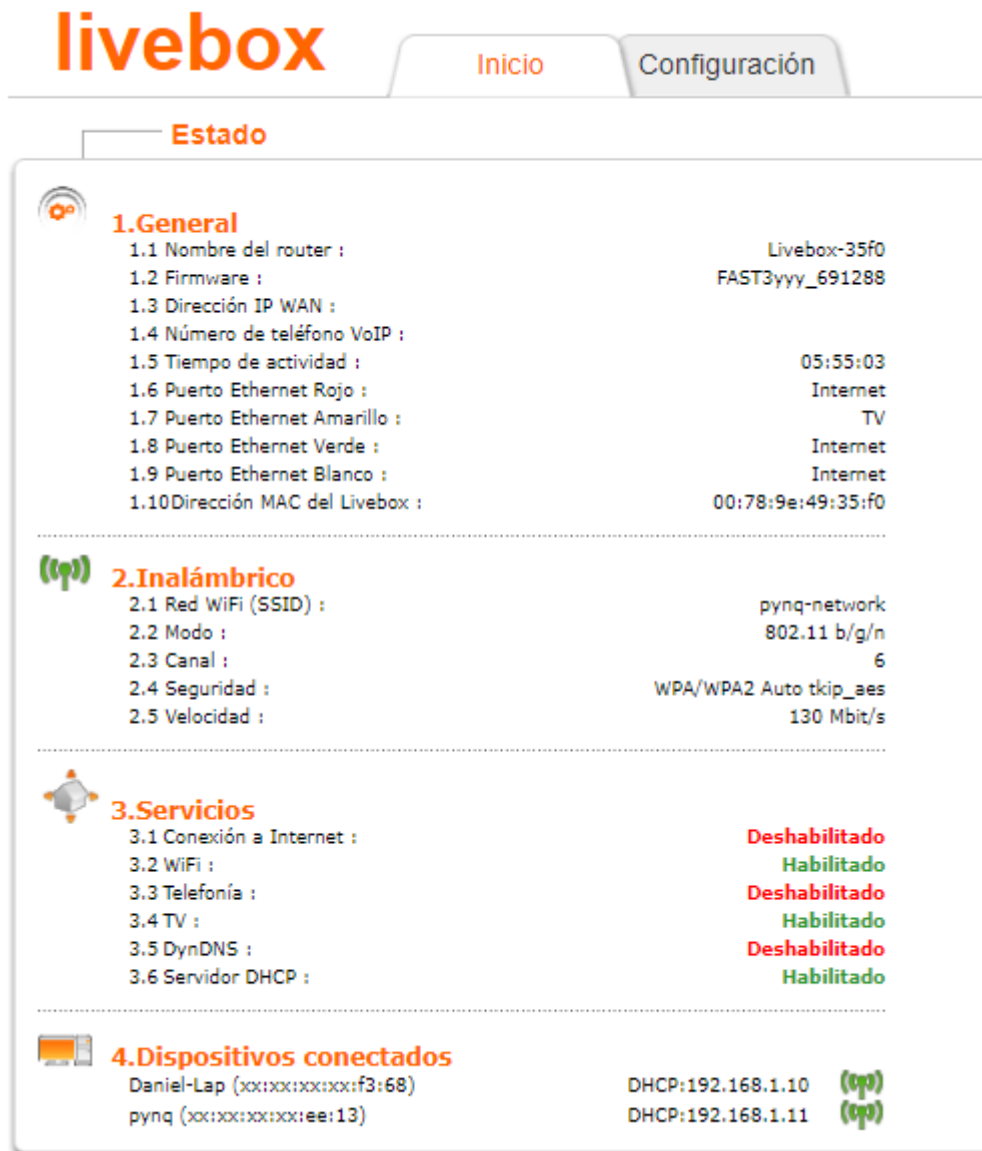
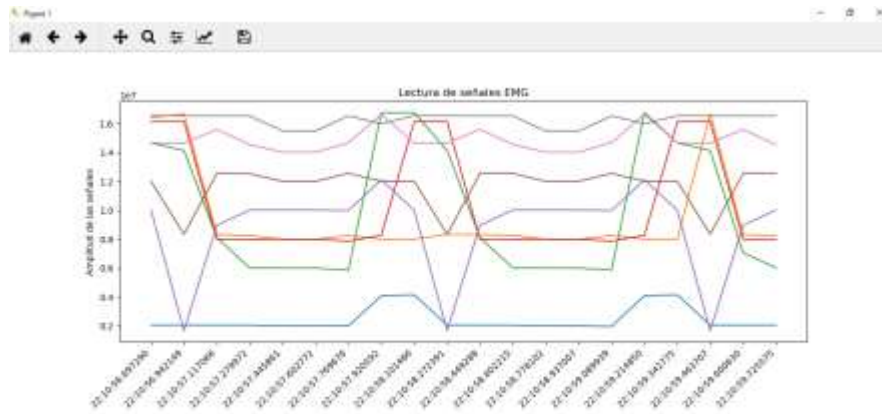


Figura 50: Interfaz del router casero que hace de intermediario en la red, con las direcciones del servidor y del cliente.

Fuente: Autor

En la Figura 51 se muestra la adquisición en tiempo real de 8 canales simultáneos recibidos por el servidor Switch en una animación.



**Figura 51: Pruebas de adquisición multicanal en tiempo real.**

Fuente: **Autor**

La validación del dispositivo diseñado se realizó a partir de la comparación de sistema desarrollado y las de un instrumento patrón. Las señales de EMGs fueron adquiridas de un sujeto (género masculino, 25 años, ectomorfo, IMC 18.8, piel morena (fototipo cutáneo 3) con los sensores colocados como se indica en la Figura 52 que permiten adquirir señales de los siguientes músculos: Pectoral Mayor, Serrato Anterior, Recto Abdominal, Oblicuo Externo Abdominal, Extensor del Cuello, Trapecio Transverso, Dorsal Ancho y Trapecio Ascendente. Antes de la ejecución del protocolo de pruebas, se informó al participante la naturaleza de las pruebas, después de lo cual se firmó un consentimiento informado que se encuentra en el Apéndice D: Consentimiento Informado Firmado por Sujeto de Pruebas.



**Figura 52: Sujeto de pruebas con los electrodos ubicados.**

Fuente: **Autor**

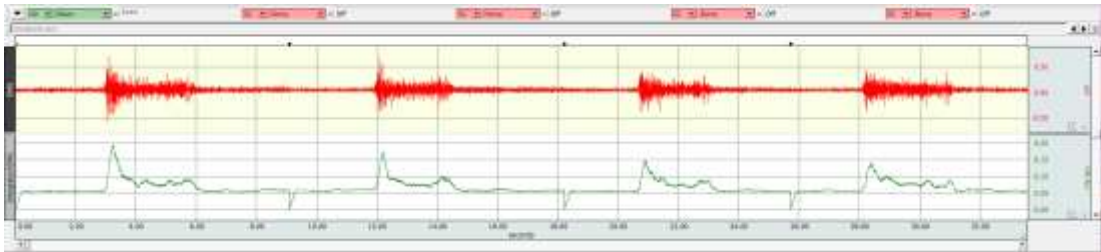
En Tabla 5 se muestran los resultados de impedancia y tensión de línea base obtenidos.

**Tabla 5: Medición de impedancia y tensión base**

<b>Músculo</b>	<b>Impedancia</b>	<b>Tensión de línea base <math>\mu\text{V}</math></b>
Pectoral Mayor	32k $\Omega$	0.7
Serrato Anterior	18M $\Omega$	3
Recto Abdominal	2k $\Omega$	3
Oblicuo Externo Abdominal	40.3k $\Omega$	3
Extensor del Cuello	4.5k $\Omega$	3
Trapezio Transverso	14k $\Omega$	3
Dorsal Ancho	3.5M $\Omega$	3
Trapezio Ascendente	30.5k $\Omega$	3

La validación del dispositivo diseñado se realizó bajo inspección visual tal como sugiere la bibliografía, ya que las señales EMGs sin tratamiento pueden considerarse como estocásticas. Para esto se tomará en especial consideración el espectro de frecuencias.

El instrumento patrón utilizado fue el Biopac© BSL MP45, y basándose en la lección 1 del manual de prácticas “L01 Electromyography (EMG) I” se realizó la adquisición secuencial de los músculos. En la Figura 53 se muestra un fragmento de dicha adquisición. Según los datos de la lección la frecuencia de muestreo utilizada por el dispositivo es de 500 ksps.



**Figura 53: Segmento de adquisición de señales EMGS con el instrumento Biopac.**

Fuente: **Autor**

Los datos fueron exportados en un archivo .mat que fue procesado en MATLAB®, segmentando las señales según el músculo que fue activado, como se presenta en la Figura 54.



Adquisición Biopec

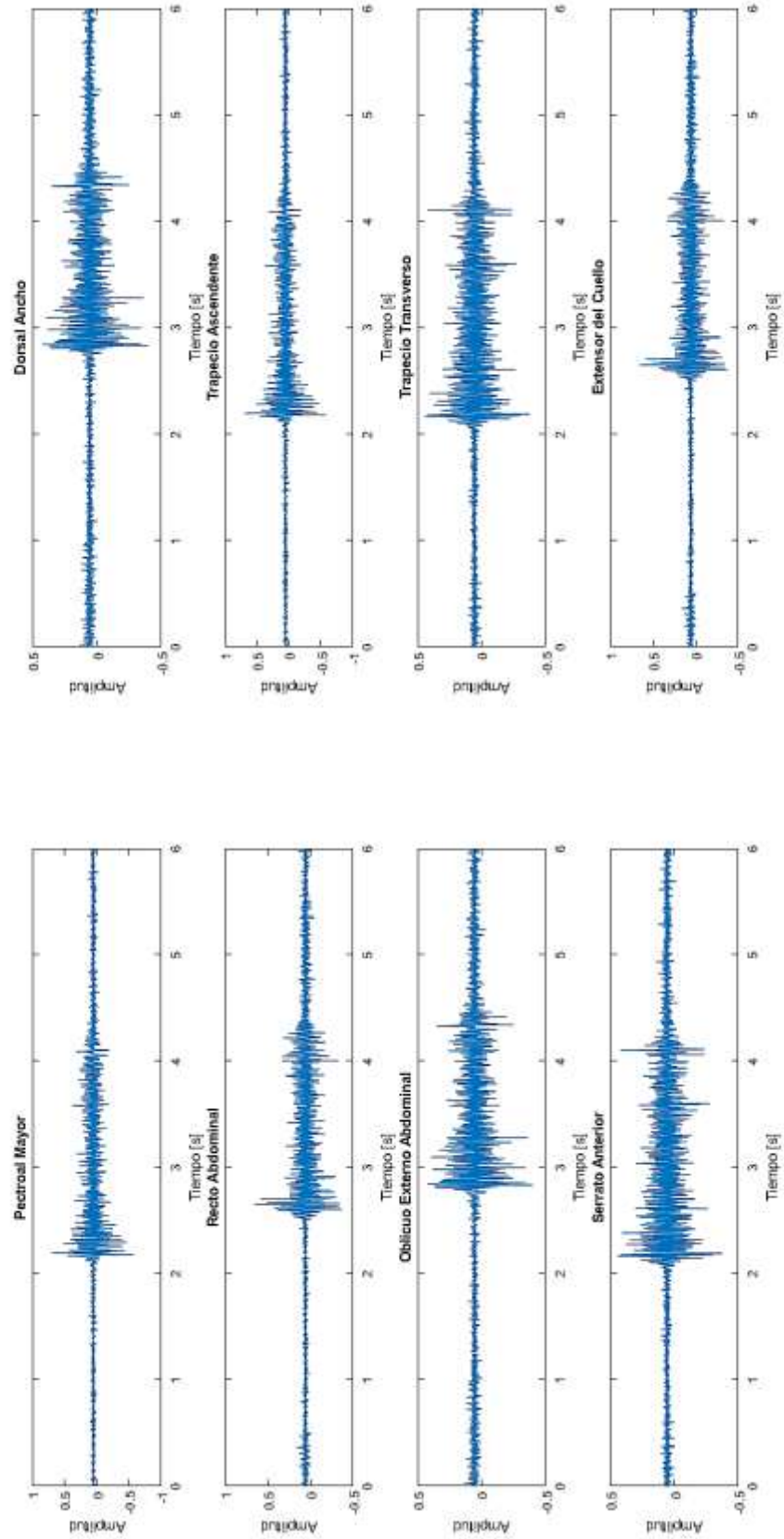
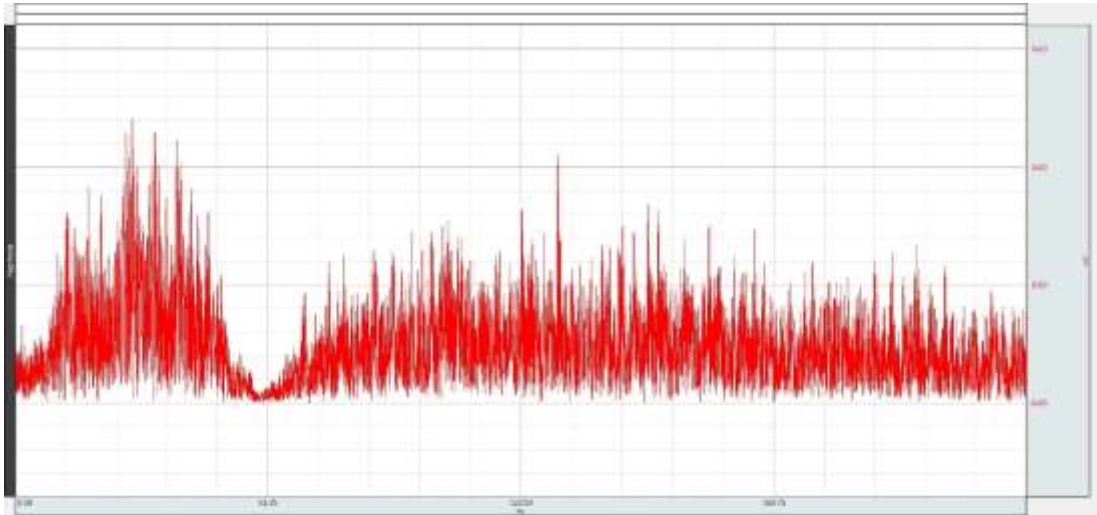


Figura 54: Segmentación de señales adquiridas por músculo activado.

Fuente: Autor

Como se sugiere en la bibliografía, para contrastar y validar las señales EMG es necesaria la comparación de los espectros de frecuencia, mismo que se presenta en la Figura 55, notándose claramente la existencia de un filtro Notch de 60Hz ya que hay una pérdida considerable de información en esta sección. Los picos más altos de frecuencia se encuentran en los 28Hz y 131Hz.



**Figura 55: Espectro de frecuencia de las señales tomadas con el instrumento Biopac.**

Fuente: **Autor**

Posteriormente se analiza la data adquirida por el sistema propuesto, con la observación de que, dado que el registro de datos se realizó en un archivo .csv, se produce una pérdida importante en la cantidad de datos registrados, sin reflejar esto la verdadera capacidad del sistema. Aun así, se presenta en la Figura 56 los 8 canales registrados, evidenciándose los pulsos de activación voluntaria.

Adquisición Sistema Propuesto (Archivo CSV)

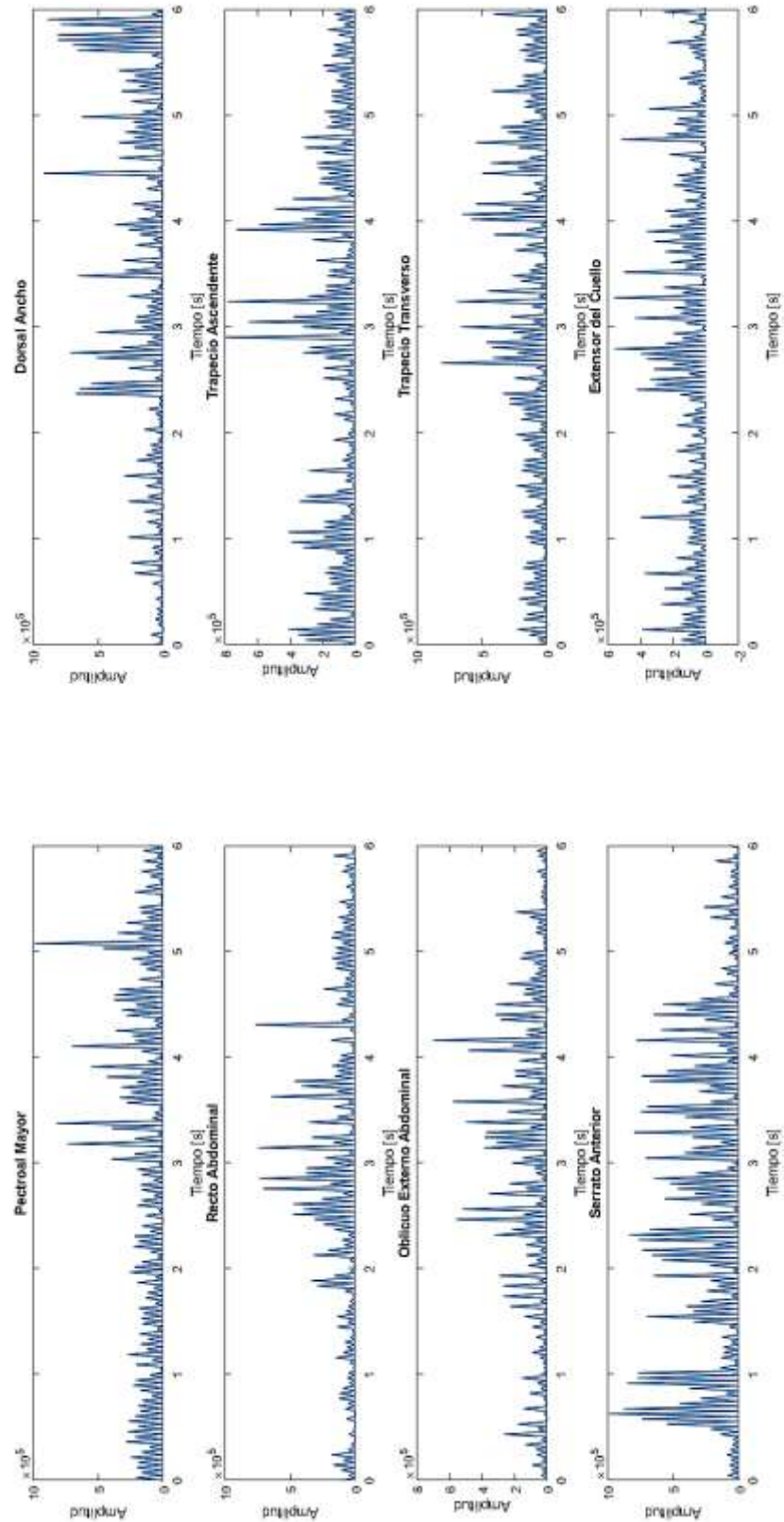
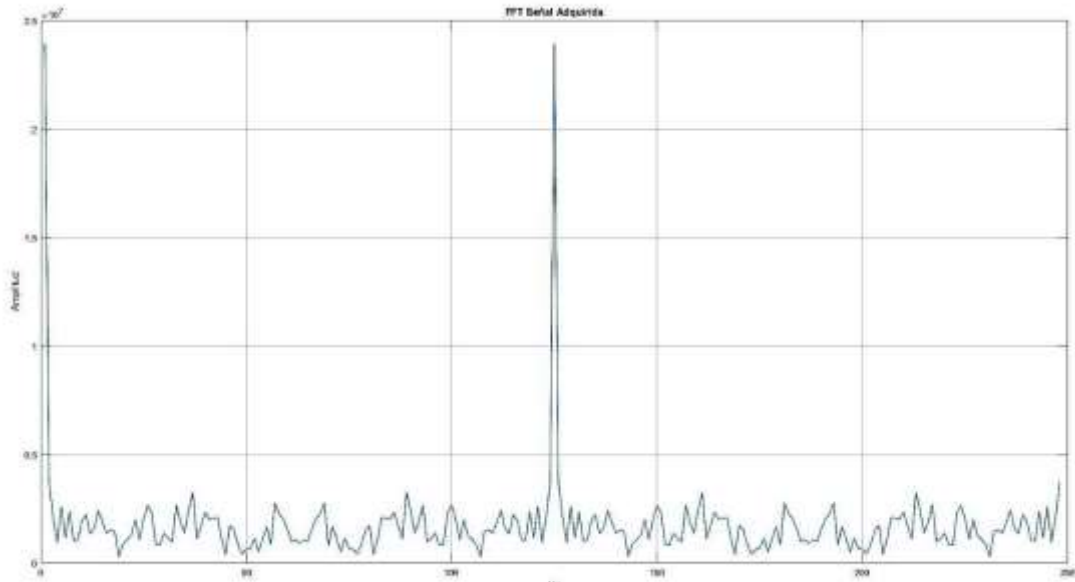


Figura 56: Segmentación de señales adquiridas por el sistema propuesto según músculo activado.

Fuente: Autor

En la Figura 57 se muestra el espectro de frecuencias analizado a partir de las señales registradas en el archivo .csv, procesado en MATLAB®. Se presenta su pico más notable alrededor de los 130Hz y no muestra pérdida de información en la zona de 60Hz.



**Figura 57: Espectro de frecuencias de las señales adquiridas por el sistema propuesto.**

Fuente: **Autor**

Los resultados muestran el correcto funcionamiento del sistema propuesto, con la característica notable de que no existe una eliminación de frecuencias a los 60Hz y se mantiene el rango de frecuencias recomendado.

Las gráficas de tiempo real pueden variar en la apreciación de la calidad de la imagen, este factor depende en gran medida de la tarjeta gráfica y del procesador del ordenador, ya que es una tarea que exige gran capacidad de procesamiento y cálculo.

Las mediciones de impedancia de la piel indican que hay una variación de impedancias dependiendo el fototipo del sujeto de prueba, por lo que se evidencian valores de impedancia mayores en un sujeto con piel morena.

En el modo de funcionamiento de la placa de digitalización solo por pines, se demostró que la frecuencia de reloj a 2MHz, con una frecuencia de muestreo a 8 canales equivalente a 500ksps es equivalente a la capacidad de adquisición del Biopac en solo en un canal. Por esta razón se podría prescindir en esta etapa de desarrollo del proyecto de investigación de la configuración a través de SPI de la frecuencia de

muestreo, ya que puede incluso aumentar para tener mayor densidad de datos a alta resolución (24 bits).



# **CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

En la revisión del estado del arte sobre dispositivos de adquisición de señales EMG de superficie para dispositivos protésicos se evidenció la complejidad que pueden llegar a tener algunos de estos sistemas al limitarse al uso de microcontroladores, llegando a utilizar dos o más de estos para realizar en núcleos separados los procesos de adquisición de señales y lógica de procesamiento de los mismos. Estas arquitecturas se simplifican al introducir el uso de SoC, que puedan realizar en paralelo varios procesos a nivel de hardware y que el microprocesador integrado se dedique únicamente a la gestión de los datos.

Como se evidencia en los resultados, el sistema de adquisición ofrece características similares al instrumento patrón, lo que lo valida para ser utilizado en sistemas protésicos controlados por EMG de superficie, porque dependen de la adquisición multicanal a una resolución adecuada para discernir los procesos que el usuario ordene.

En el proceso de validación de señales, se utilizó como instrumento patrón el dispositivo Biopac MP45 ya que presenta la más alta fiabilidad disponible en el grupo de investigación; para adquirir los datos se grabó un archivo .mat con todas las secuencias en serie siendo un archivo de buena densidad de datos, a diferencia del archivo utilizado para la validación de datos (archivo .csv) que, por registrar la data y gestionar los gráficos en tiempo real, consume muchos recursos de cálculo por lo que la densidad de datos es considerablemente menor. Por esto, se recomienda que, para futuras validaciones de información y señales, se prescinda de la interfaz de visualización y se guarde todo en una matriz que se procese después.

El algoritmo de visualización de señales en tiempo real depende en gran medida de las características de hardware del computador sobre el que está implementado, ya que exige gran capacidad de cálculo y procesamiento de gráficas. Se demuestra de todas formas la adecuada implementación de este al procesar una gran cantidad de datos en poco tiempo, consiguiendo el efecto de adquisición en tiempo real.

Para el desarrollo del dispositivo protésico para el cual está pensado este sistema, se recomienda prescindir del sistema de visualización ya que consume muchos recursos de manera innecesaria, y se recomienda guardar toda la información en una base de datos que pueda ser procesada por algoritmos de DSP o machine learning.

El uso del sistema embebido PYNQ facilita el desarrollo de proyectos en SoC al utilizar un sistema operativo basado en Python, lo que permite que las aplicaciones desarrolladas sobre el mismo puedan ser socializadas con un mayor grupo de personas que trabajen en el proyecto y que la curva de conocimiento necesaria para el manejo de este sistema sea menor en comparación a otros sistemas embebidos basados en el mismo IC ZYNQ. Debido a que el proyecto está basado en este SoC, es posible la escalabilidad de la arquitectura para desarrollar otros procesos pertinentes al proyecto de investigación, como el filtrado de las señales a nivel de hardware, aplicación de arquitecturas de inteligencia artificial para el reconocimiento de patrones, módulos digitales de control, etc, sin que esto repercuta en la capacidad de procesamiento y la ejecución de la lógica de programación. De esta manera se puede optimizar la ejecución de procesos y un ahorro de recursos tanto en hardware como en programación para un dispositivo multitareas como debe ser una prótesis de brazo.

Se prefirió el uso de IC marca Analog Devices, por el extenso soporte de la comunidad y documentación disponible en el desarrollo de proyectos en el campo de la ingeniería biomédica, además que presentan recomendaciones para el diseño de circuitos específicos en cada una de las áreas.

El diseño modular de la interfaz de adquisición de señales analógicas y de la interfaz de digitalización permite que el sistema no se limite únicamente a la aplicación diseñada, sino que tanto la placa analógica como la de digitalización pueden ser integradas a otros sistemas según se requiera, sin necesidad de volver a realizar todo



el proceso de diseño que demanda mucho tiempo y esfuerzo por parte del equipo de desarrollo.

La comunicación inalámbrica se realizó con servidores Socket con comunicación via Wifi, por la facilidad de configuración y manejo de datos por parte del cliente y del servidor. Además, éste se implementa bajo un protocolo TCP IP lo que asegura la entrega de los paquetes de datos, sacrificando la velocidad, pero al tratarse de datos críticos como son las señales corporales, se prefiere la estabilidad de la comunicación y la seguridad de esta, que se consigue al utilizar una red privada en la comunicación.

Se recomienda el rediseño de las placas analógicas en módulos individuales que permitan eliminar la necesidad de cables troncales (Cables de interfaz entre el usuario y el dispositivo de adquisición), pudiendo incluso integrarse la etapa de procesamiento y comunicación inalámbrica en un mismo módulo, facilitando la portabilidad, uso y socialización de los productos, utilizándose el SoC como un concentrador de comunicaciones que procese todas las señales en paralelo y ejecute las acciones de control necesarias.

Se recomienda simplificar el diseño de las placas, ya que, si bien un mayor número de capas ofrece inmunidad electromagnética en las pistas digitales, también produce interferencias a manera de cross-talk inductivo y capacitivo, lo que puede ocasionar retraso en las comunicaciones, corrientes parásitas que pueden afectar al funcionamiento de los dispositivos, y desacoples de impedancias que afectan la integración de las placas a otros dispositivos.

Se recomienda la integración de FPGA y SoC en los trabajos de pregrado para que el estudiante se sienta más cómodo al realizar aplicaciones con estos dispositivos que son imprescindibles en el campo laboral actual, siendo dispositivos de vanguardia utilizados en todas las áreas de la electrónica, superando en su uso y capacidades a los microcontroladores de propósito general.

Este trabajo busca ser la base para el desarrollo del sistema final de adquisición y procesamiento de señales que será utilizado en el dispositivo protésico desarrollado por el proyecto “Diseño, construcción e implementación de prótesis biomimética

transhumeral”, ofreciendo un sistema de adquisición escalable sobre el cual se pueden implementar los siguientes procesos investigativos del proyecto.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] T. Lenzi, J. Lipsey, and J. W. Sensinger, “The RIC Arm—A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 6, pp. 2660–2671, Dec. 2016.
- [2] F. Montagnani, M. Controzzi, and C. Cipriani, “Is it Finger or Wrist Dexterity That is Missing in Current Hand Prostheses?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 4, pp. 600–609, 2015.
- [3] G. Smit, D. H. Plettenburg, and F. C. T. Van Der Helm, “The lightweight Delft Cylinder hand: First multi-articulating hand that meets the basic user requirements,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 3, pp. 431–440, 2015.
- [4] M. Mori, K. F. MacDorman, and N. Kageki, “The uncanny valley,” *IEEE Robot. Autom. Mag.*, vol. 19, no. 2, pp. 98–100, 2012.
- [5] L. Resnik, S. L. Klinger, and K. Etter, “The DEKA Arm: Its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs Study to optimize the DEKA Arm,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 38, no. 6, pp. 492–504, Dec. 2014.
- [6] D. Yang, W. Yang, Q. Huang, and H. Liu, “Classification of multiple finger motions during dynamic upper limb movements,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. PP, no. 99, pp. 134–141, 2015.
- [7] W. Chen, C. Xiong, and S. Yue, “Mechanical Implementation of Kinematic Synergy for Continual Grasping Generation of Anthropomorphic Hand,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 3, pp. 1249–1263, 2014.

- [8] D. G. K. Madusanka, R. A. R. C. Gopura, Y. W. R. Amarasingha, and G. K. I. Mann, “IBVS and EMG based reach-to-grasp task planning method for a trans-humeral prosthesis,” *SII 2016 - 2016 IEEE/SICE Int. Symp. Syst. Integr.*, pp. 447–452, 2017.
- [9] R. A. M. Abayasiri, D. G. K. Madusanka, N. M. P. Arachchige, A. T. S. Silva, and R. A. R. C. Gopura, “MoBio: A 5 DOF trans-humeral robotic prosthesis,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2, pp. 1627–1632, 2017.
- [10] R. N. Khushaba, A. Al-Timemy, A. Al-Ani, and A. Al-Jumaily, “Myoelectric Feature Extraction Using Temporal-Spatial Descriptors for Multifunction Prosthetic Hand Control,” *38th Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 1696–1699, 2016.
- [11] T. Sittiwanchai, I. Nakayama, S. Inoue, and J. Kobayashi, “Transhumeral prosthesis prototype with 3D printing and sEMG-based elbow joint control method,” *Int. Conf. Adv. Mechatron. Syst. ICAMechS*, pp. 227–231, 2014.
- [12] J. S. Burbano Villavicencio and X. A. Larriva Novo, “Entrenador virtual y real de prótesis mioeléctrica de mano derecha,” Universidad del Azuay, 2016.
- [13] J. E. Alvarez Delgado, “Implementación de un sistema de control de actuadores para una prótesis de antebrazo a partir de señales electromiogr,” Universidad del azuay, 2014.
- [14] A. Canizares, J. Pazos, and D. Benitez, “On the use of 3D printing technology towards the development of a low-cost robotic prosthetic arm,” in *2017 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC)*, 2017, pp. 1–6.
- [15] M. Hidalgo, G. Tene, and A. Sainchez, “Fuzzy Control of a Robotic Arm using EMG Signals,” in *2005 International Conference on Industrial Electronics and Control Applications*, 2005, pp. 1–6.
- [16] J. L. Pedraza Moromenacho, “Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (EMG) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica,” Escuela Politecnica Nacional, 2017.
- [17] L. A. Loayza Feijoo, A. A. Ramirez Garcia, and M. E. Yapur Auad, “Diseño y construcción de un monitor electromiográfico basado en la tecnología de los micro-controladores,” Escuela Superior Poliecnica del Litoral, 2014.
- [18] D. E. Sandoval Socasi and A. P. Trujillo Maya, “Sistema replicador de

movimiento articular de extremidad superior derecha en brazo robótico industrial por estudio electromiográfico y uso de kinect,” Universidad de las fuerzas armadas, 2017.

- [19] E. E. Avila Meza, “Caracterización de movimientos de la mano para el control de desplazamiento de un robot móvil,” Universidad de las Fuerzas Armadas, 2017.
- [20] J. P. Collahuazo Sinchi, “Diseño y construcción de una mano robot activada por señales electromiográficas,” 2011.
- [21] E. I. Valencia Brito and F. F. Villa Parra, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DIDÁCTICO PARA LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE SEÑALES ECG , EEG Y EMG,” Universidad Politecnica Salesiana, 2013.
- [22] C. E. Quizhpe Cardenas and F. J. Ortiz Ortiz, “Valoración del Movimiento en el Área Cervical, mediante el Análisis de Señales Electromiográficas en Pacientes con Parálisis Cerebral Infantil (PCI),” Universidad Poliecnica Salesiana, 2016.
- [23] Ministerio de Industrias y Productividad, “Reglamento Tecnico Ecuatoriano RTE INEN121 ‘Protesis de Miembros Externos y Ortesis Externas,’” 2014.
- [24] A. J. Young, L. J. Hargrove, and T. A. Kuiken, “Improving myoelectric pattern recognition robustness to electrode shift by changing interelectrode distance and electrode configuration,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 3, pp. 645–652, 2012.
- [25] D. A. Bennett, J. E. Mitchell, D. Truex, and M. Goldfarb, “Design of a Myoelectric Transhumeral Prosthesis,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 4, pp. 1868–1879, 2016.
- [26] CONADIS, “Estadísticas de personas con discapacidad,” *Ministerio de Salud Pública*, 2018. [Online]. Available: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/03/index.html>. [Accessed: 07-May-2018].
- [27] Vicepresidencia de la República del Ecuador, “Ecuador producirá alrededor de 300 prótesis mensuales y cubrirá la demanda interna hasta diciembre de 2013,” *Vicepresidencia de la República del Ecuador*, 2012. [Online]. Available: <http://www.vicepresidencia.gob.ec/ecuador-producira-alrededor-de-300-protesis-mensuales-y-cubrira-la-demanda-interna-hasta-diciembre-de-2013-2/>. [Accessed: 07-May-2018].

- [28] Company FAD, “Taber’s Medical Dictionary Online.” [Online]. Available: <https://www.tabers.com/tabersonline/search?st=OSS&q=Prosthesis>. [Accessed: 11-Jun-2019].
- [29] D. A. Bennett, J. Mitchell, and M. Goldfarb, “Design and characterization of a powered elbow prosthesis,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-Novem, pp. 2458–2461, 2015.
- [30] J. Camilo, A. Delgado, C. Maria, and B. Rodriguez, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELECTRÓNICA TRANSTIBIAL ACTIVA,” 2015.
- [31] K. Akazawa, R. Okuno, and M. Yoshida, “Biomimetic EMG-prosthesis-hand,” in *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 535–536.
- [32] S. A. Raurale, “Acquisition and processing real-time EMG signals for prosthesis active hand movements,” in *2014 International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE)*, 2014, pp. 1–6.
- [33] P. Konrad, *The abc of emg*, no. April. 2005.
- [34] J. Kimura, “Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle,” p. 1177, 2013.
- [35] D. Stegeman and H. Hermens, “Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM),” *SENIAM*, pp. 108–112, 2007.
- [36] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, no. 5, pp. 361–374, Oct. 2000.
- [37] J. Frias, “Módulo Didáctico de Evaluación y Registro de la Actividad Eléctrica Producida Por Los Músculos Mediante Instrumentación Biomédica De La Universidad De Las Fuerzas Armadas,” Universidad de las Fuerzas Armadas, 2015.
- [38] DELSYS, “Technical Note 101:EMG Sensor Placement,” Boston.
- [39] D. Proaño-Guevara, J. Procel-Feijóo, J. Zhingre-Balcazar, and L. Serpa-Andrade, “Biomimetical arm prosthesis: A new proposal,” in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 2018, vol. 590, pp. 549–558.
- [40] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, “Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) ‘Minimal Crosstalk Area’ (MCA),”

- Comput. Intell. Electromyogr. Anal. - A Perspect. Curr. Appl. Futur. Challenges*, vol. 4, no. 5, pp. 91–105, 2012.
- [41] C. J. De Luca, L. Donald Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy, “Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 8, pp. 1573–1579, 2010.
- [42] A. Pashaei, M. R. Yazdchi, and H. R. Marateb, “Designing a Low-noise, High-resolution, and Portable Four Channel Acquisition System for Recording Surface Electromyographic Signal,” *J. Med. Signals Sens.*, vol. 5, no. 4, pp. 245–52, 2015.
- [43] Y. Gao, J. Bai, S. Wang, and J. Zhao, “An elbow-biomechanical modeling based on sEMG,” *Proc. World Congr. Intell. Control Autom.*, vol. 2015-March, no. March, pp. 5238–5243, 2015.
- [44] J. P. Loja Duchi and A. S. Ordoñez Torres, “Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación,” Universidad de Cuenca, 2016.
- [45] F. Valdés and R. Pallás Arney, *Microcontroladores: Fundamentos y Aplicaciones con PIC 2007*. Marcombo Ediciones Técnicas, 2007.
- [46] M. Field, “Introducing the Spartan 3E FPGA and VHDL,” p. 130, 2015.
- [47] R. Elliot Crockett, Luis, “The Zynq Book,” 2014.
- [48] International Standard Organization, “ISO 22523 External limb prostheses and external orthoses, Requirements and test methods,” 2008.
- [49] International Standard Organization, “ISO 9999 Assistive products for persons with disability, Classification and Terminology,” 2007.
- [50] Analog Devices, “AD8244 Precision FET Input Quad Buffer.”
- [51] Analog Devices, “AD8237 Micropower, Zero Drift, True Rail-to-Rail Instrumentation Amplifier,” *Citeseer*, pp. 1–28, 2012.
- [52] Analog Devices, “AD8607 Precision Micropower, Low Noise CMOS, Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifiers.”
- [53] Analog Devices, “ADA4940-2 Ultralow Power, Low Distortion, Fully Differential ADC Drivers.”
- [54] N. Mcginley and S. Servis, “AN-1384 APPLICATION NOTE Pairing A Driver Amplifier with the AD7768/AD7768-4 or the AD7768-1.”
- [55] Analog Devices, “AD7768 8-/4-Channel, 24-Bit, Simultaneous Sampling ADCs with Power Scaling, 110.8 kHz BW.”

- [56] Analog Devices, “ADP7118 20V, 200mA, Low Noise CMOS LDO Linear Regulator.”
- [57] M. I. Montrose and IEEE Electromagnetic Compatibility Society., *Printed circuit board design techniques for EMC compliance: a handbook for designers*. IEEE Press, 2000.
- [58] DIGILENT, “PYNQ-Z1: Python Productivity for Zynq-7000 ARM/FPGA.” [Online]. Available: <https://store.digilentinc.com/pynq-z1-python-productivity-for-zynq-7000-arm-fpga-soc/>. [Accessed: 19-Jun-2019].
- [59] PYNQ Project, “PYNQ - Python productivity for Zynq - Home.” [Online]. Available: <http://www.pynq.io/home.html>. [Accessed: 19-Jun-2019].
- [60] DIGILENT, “PYNQ-Z1: Python Productivity for Zynq-7000 ARM/FPGA.” .
- [61] ARM Community, “Intro to AXI Protocol: Understanding the AXI interface - SoC Design blog - System - Arm Community.” [Online]. Available: <https://community.arm.com/developer/ip-products/system/b/soc-design-blog/posts/introduction-to-axi-protocol-understanding-the-axi-interface>. [Accessed: 20-Jun-2019].
- [62] Xilinx and Inc, “AXI Quad SPI v3.2 LogiCORE IP Product Guide Vivado Design Suite.”



## **APÉNDICES**

## **APÉNDICE A: DIAGRAMAS Y CÓDIGOS**

Los esquemáticos, archivos de PCB, códigos fuente y diagramas de hardware se encuentran anexos en el disco proporcionado junto con el libro.

## APÉNDICE B: PROCESO DE ENSAMBLAJE DE PCB

En las Figura B1, Figura B2, Figura B3, Figura B4, Figura B5, Figura B6, Figura B7, Figura B8, Figura B9 y Figura B10 se muestra el proceso de suelda de elementos SMD en el laboratorio de LPKF de la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, se presenta e proceso de limpieza, ubicación de elementos y suelda.



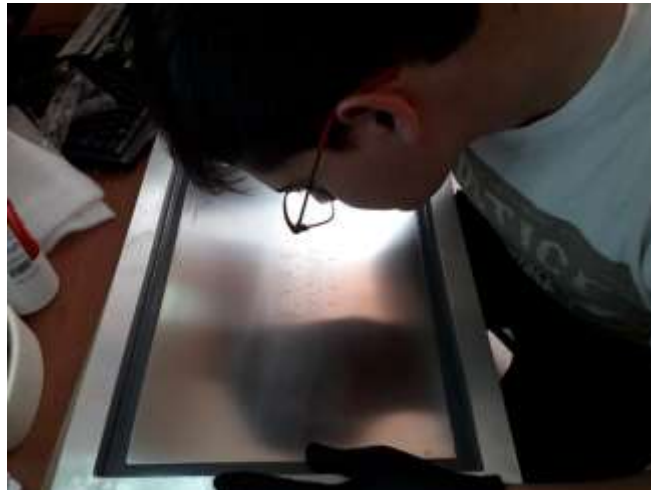
**Figura B.1: Limpieza del PCB previa suelda de elementos**



**Figura B.2: Remoción de cuerpos sólidos y pulido de pads expuestos**



**Figura B.3: Fijación de la placa en una superficie fija**



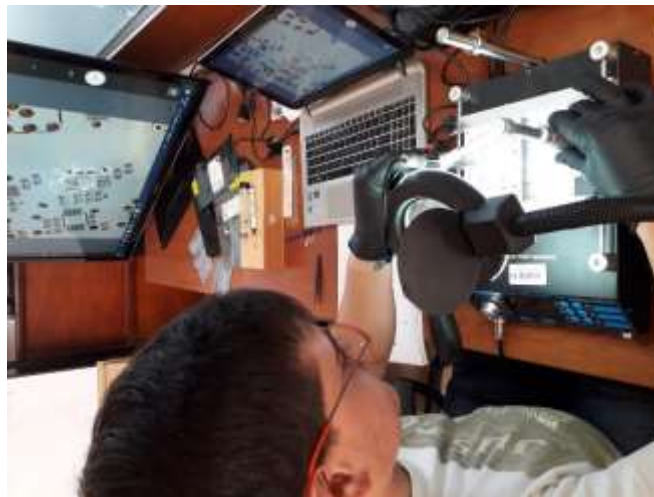
**Figura B.4: Ubicación del stencil de suelda sobre la placa**



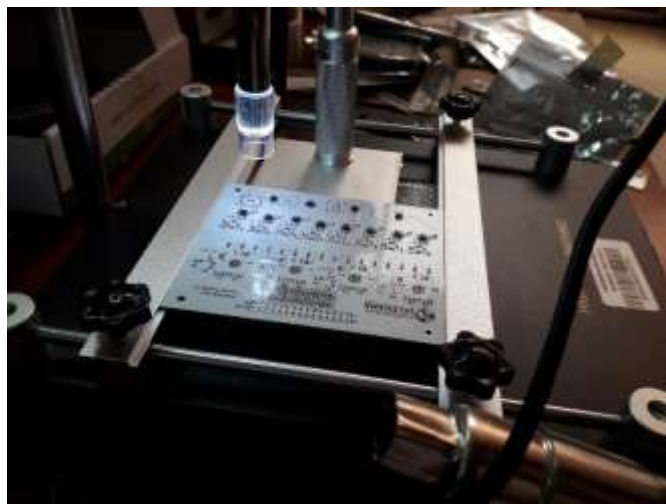
**Figura B.5: Ubicación del estaño en pasta sobre los pad**



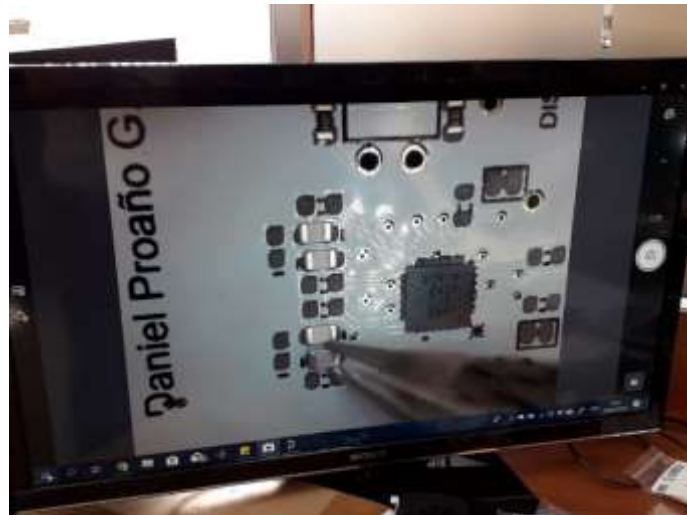
**Figura B.6: Reconocimiento de elementos en la hoja de suelda**



**Figura B.7: Ubicación de elementos con microscopio electrónico**



**Figura B.8: Estación de suelda con pistola de calor**



**Figura B.9: Ubicación de elementos 0402 con microscopio**



**Figura B.10: Comprobación de elementos ubicados**

## **APÉNDICE C: PROTOCOLO BIOÉTICO**

## DECLARACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD

NOMBRE DE LA INVESTIGACIÓN	<b>Sistema de adquisición de señales EMG de superficie multicanal para prótesis de miembro superior</b>
NOMBRE DEL INVESTIGADOR	Dra. Ana Cecilia Villa Parra Ph.D Est. Daniel David Proaño Guevara
DESCRIPCIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	<p>La presente investigación busca demostrar la funcionalidad de los dispositivos desarrollados en el trabajo de titulación para lo cual es necesario hacer pruebas con un sujeto vivo sobre el cual se aplicarán los procedimientos a continuación:</p> <p style="text-align: center;"><b>Procedimientos de preparación de la piel</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Remoción del cabello</li> <li>2. Limpieza de la piel</li> </ol> <p><b>Método A:</b></p> <p>Pastas especiales de limpieza abrasivas y conductoras que remueven las células muertas (producen alta impedancia) y limpian la piel de la suciedad y sudor.</p> <p><b>Método B:</b></p> <p>Un papel de lija muy fino: una suave y controlada presión en 3 o 4 pasadas es suficiente para un buen resultado. Advertencia: Evitar cualquier daño en la piel por restregar muy duro. El uso de papel de lija debe ser combinada con una aplicación de alcohol.</p> <p><b>Método C:</b></p> <p>El uso de alcohol solamente puede ser otra alternativa si se utiliza con una toalla textil (que permita una suave aplicación). Este método puede ser suficiente para test de función muscular estático.</p> <p style="text-align: center;"><b>Procedimiento para la ubicación de los electrodos</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Selección del sensor EMGS</li> <li>2. Preparación de la piel</li> </ol>



	<ol style="list-style-type: none"> <li>3. Posicionamiento del paciente en una posición de inicio</li> <li>4. Determinación de la ubicación de los sensores</li> <li>5. Ubicación y fijación de los sensores</li> <li>6. Prueba de las conexiones</li> </ol> <p style="text-align: center;"><b>Procedimiento de pruebas</b></p> <p>Se le solicitará al sujeto de pruebas que active voluntariamente los músculos: pectoral mayor, serrato anterior, recto abdominal, oblicuos externos abdominales, extensores del cuello, trapecio transverso, dorsal ancho y trapecio ascendente, por un periodo de 3 segundos según lo solicite el conductor de la prueba, estos datos serán registrados en una base de datos para su posterior procesamiento.</p>
<b>OBJETIVO GENERAL</b>	Desarrollar un sistema de adquisición de señales electromiográficas de superficie multicanal para prótesis de miembro superior
<b>OBJETIVO ESPECÍFICOS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Diseñar una tarjeta de expansión de adquisición multicanal síncrono para el sistema embebido PYNQ, capaz de capturar señales mioeléctricas en tiempo real</li> <li>● Diseñar e implementar un algoritmo de adquisición de señales en el sistema embebido PYNQ para la presentación (visualización) de señales</li> <li>● Evaluar el sistema mediante comparación con un electromiógrafo médico comercial buscando evidenciar la utilidad del dispositivo diseñado</li> </ul>
<b>BENEFICIOS Y RIESGOS DE LA INVESTIGACIÓN</b>	<p><b>Beneficios:</b> Encontrar un sistema para la adquisición de señales adecuado y escalable para la utilización en sistemas protésicos comandados por señales electromiográficas.</p> <p><b>Riesgos:</b> El procedimiento de preparación de la piel para los estudios de características eléctricas de los electrodos permite que se puedan realizar pequeños lastimados, o que la piel se irrite. Ningún sujeto de estudio será sometido a un procedimiento que ponga en riesgo su vida, se respeta la autonomía y todo paciente decide participar o no en la investigación.</p>
<b>CONFIDENCIALIDAD</b>	Toda la información obtenida de los pacientes participantes será manejada con absoluta confidencialidad por parte de los investigadores. Los datos de filiación serán utilizados

	exclusivamente para garantizar la veracidad de los mismos y a estos tendrán acceso solamente los investigadores y organismos de evaluación de la Universidad Central del Ecuador.
DERECHOS	La realización de la presente investigación no proporciona ningún derecho a los investigadores, a excepción de los de tipo estrictamente académico.

## DECLARATORIA DE CONFIDENCIALIDAD

Yo, [Ana Cecilia Villa Parra](#), portador de la Cédula de Ciudadanía No.[xxxxxxxxxx](#), en mi calidad de *Investigador*, dejo expresa constancia de que he proporcionado de manera veraz y fidedigna toda la información referente a la presente investigación; y que utilizaré los datos e información que recolectaré para la misma, así como cualquier resultado que se obtenga de la investigación EXCLUSIVAMENTE para fines académicos, de acuerdo con la descripción de confidencialidad antes detallada en este documento.

Además, soy consciente de las implicaciones legales de la utilización de los datos, información y resultados recolectados o producidos por esta investigación con cualquier otra finalidad que no sea la estrictamente académica y sin el consentimiento informado de los pacientes participantes.

En fe y constancia de aceptación de estos términos, firmo como Tutor de la investigación

NOMBRE INVESTIGADOR	CÉDULA IDENTIDAD	FIRMA
Ana Cecilia Villa Parra	0103874194	

Cuenca, [04](#) de julio de [2019](#)

Yo, [Daniel David Proaño Guevara](#), portador de la Cédula de Ciudadanía No.[0603935628](#), en mi calidad de *Estudiante*, dejo expresa constancia de que he proporcionado de manera veraz y fidedigna toda la información referente a la presente investigación; y que utilizaré los datos e información que recolectaré para la misma, así como cualquier resultado que se obtenga de la investigación EXCLUSIVAMENTE para fines académicos, de acuerdo con la descripción de confidencialidad antes detallada en este documento.

Además, soy consciente de las implicaciones legales de la utilización de los datos, información y resultados recolectados o producidos por esta investigación con cualquier otra finalidad que no sea la estrictamente académica y sin el consentimiento informado de los pacientes participantes.

En fe y constancia de aceptación de estos términos, firmo como Autor de la investigación

NOMBRE INVESTIGADOR	CÉDULA IDENTIDAD	FIRMA
Daniel David Proaño Guevara	0603935628	

Cuenca, 04 de julio de [2019](#)

## DECLARATORIA DE INTERESES

Yo, [Ana Cecilia Villa Parra](#), portador de la Cédula de Ciudadanía No.[xxxxxxxxxxx](#) declaro no tener ningún tipo de conflicto de intereses, ni de ninguna relación económica, personal, política, interés financiero ni académico que pueda influir en mi juicio. Declaro, además, no haber recibido ningún tipo de beneficio monetario, bienes ni subsidios de alguna fuente que pudiera tener interés en los resultados de esta investigación.

De igual manera, las personas e instituciones que han participado en la recolección y análisis de la información serán identificadas en los agradecimientos, aceptando previamente dicha mención.

En fe y constancia de aceptación de estos términos, firmo como Tutor de la investigación

NOMBRE INVESTIGADOR	CÉDULA IDENTIDAD	FIRMA
Ana Cecilia Villa Parra	0103874194	

Cuenca, [4 de julio de 2019](#)

Yo, [Daniel David Proaño Guevara](#), portador de la Cédula de Ciudadanía No.[0603935628](#), declaro no tener ningún tipo de conflicto de intereses, ni de ninguna relación económica, personal, política, interés financiero ni académico que pueda influir en mi juicio. Declaro, además, no haber recibido ningún tipo de beneficio monetario, bienes ni subsidios de alguna fuente que pudiera tener interés en los resultados de esta investigación.

De igual manera, las personas e instituciones que han participado en la recolección y análisis de la información serán identificadas en los agradecimientos, aceptando previamente dicha mención.

En fe y constancia de aceptación de estos términos, firmo como Autor de la investigación

NOMBRE INVESTIGADOR	CÉDULA IDENTIDAD	FIRMA
Daniel David Proaño Guevara	0603935628	

Cuenca, [4 de julio de 2019](#)

## FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Este formulario de Consentimiento informado va dirigido a individuos estudiantes universitarios, a quienes se les ha invitado a participar en la Investigación “Sistema de Adquisición de Señales EMG de Superficie Multicanal para Prótesis de Miembro Superior”.

**1. NOMBRE DE LOS INVESTIGADORES TUTORES Y/O RESPONSABLES:**

Dra. Ana Cecilia Villa Parra Ph.D

Est. Daniel David Proaño Guevara

**2. PROPÓSITO DEL ESTUDIO:** *Probar un sistema para la adquisición de señales EMGS adecuado y escalable para la utilización en sistemas protésicos comandados por señales electromiográficas.*

**3. PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA O VOLUNTARIEDAD:** *Toda persona puede decidir aceptar participar en esta investigación y así mismo puede retirarse de la misma sin tener ninguna obligación para su pertenencia, sin que esto genere derecho de indemnización para ninguna de las partes*

**4. PROCEDIMIENTO Y PROTOCOLOS A SEGUIR:** *A continuación, se describen los procedimientos que se aplicarán con el paciente y el que seguirá el investigador:*

### **Procedimientos de preparación de la piel**

3. *Remoción del cabello*

4. *Limpieza de la piel*

### **MÉTODO A:**

*Pastas especiales de limpieza abrasivas y conductoras que remueven las células muertas (producen alta impedancia) y limpian la piel de la suciedad y sudor.*

### **MÉTODO B:**

*Un papel de lija muy fino: una suave y controlada presión en 3 o 4 pasadas es suficiente para un buen resultado. Advertencia: Evitar cualquier daño en la piel por restregar muy duro. El uso de papel de lija debe ser combinada con una aplicación de alcohol.*

## **MÉTODO C:**

*El uso de alcohol solamente puede ser otra alternativa si se utiliza con una toalla textil (que permita una suave aplicación). Este método puede ser suficiente para test de función muscular estático.*

### **PROCEDIMIENTO PARA LA UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS**

7. Selección del sensor EMGS
8. Preparación de la piel
9. Posicionamiento del paciente en una posición de inicio
10. Determinación de la ubicación de los sensores
11. Ubicación y fijación de los sensores
12. Prueba de las conexiones

#### **Procedimiento de pruebas**

*Se le solicitará al sujeto de pruebas que active voluntariamente los músculos: pectoral mayor, serrato anterior, recto abdominal, oblicuos externos abdominales, extensores del cuello, trapecio transverso, dorsal ancho y trapecio ascendente, por un periodo de 3 segundos según lo solicite el conductor de la prueba, estos datos serán registrados en una base de datos para su posterior procesamiento.*

5. **RIESGOS:** *El procedimiento de preparación de la piel para los estudios de características eléctricas de los electrodos permite que se puedan realizar pequeños lastimados, o que la piel se irrite. Ningún sujeto de estudio será sometido a un procedimiento que ponga en riesgo su vida, se respeta la autonomía y todo paciente decide participar o no en la investigación.*
6. **BENEFICIOS:** *Encontrar un sistema para la adquisición de señales adecuado y escalable para la utilización en sistemas protésicos comandados por señales electromiográficas.*
7. **COSTOS:** *Todos los gastos serán cubiertos por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, al paciente no se le cobrará nada ni se le incentivará económicamente de ninguna manera.*
8. **CONFIDENCIALIDAD:** *Toda la información se realizará de manera anónima, sin solicitar ningún dato que pueda poner en riesgo la revelación de la identidad del paciente participante en el proyecto. Los investigadores se comprometen a la no divulgación de ningún dato.*



## **9. TELÉFONOS DE CONTACTO:**

*Ana Cecilia Villa Parra:*      *Cel:*

*Dir:*

*Daniel David Proaño:*      *Cel: 0969052245*

*Dir: Angel Paredes y Alfredo Espinoza Esq.*

*Esta investigación fue previamente revisada y aprobada por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana.*

## CONSENTIMIENTO INFORMADO

.....  
.....portador de la cédula de ciudadanía número ....., por mis propios y personales derechos declaro he leído este formulario de consentimiento y he discutido ampliamente con los investigadores los procedimientos descritos anteriormente.

Entiendo que seré sometido a los procedimientos de preparación de la piel para la ubicación de electrodos para la adquisición de señales EMG de superficie.

Entiendo que los beneficios de la investigación que se realizará serán para el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica y que la información proporcionada se mantendrá en absoluta reserva y confidencialidad, y que será utilizada exclusivamente con fines académicos.

Dejo expresa constancia que he tenido la oportunidad de hacer preguntas sobre todos los aspectos de la investigación, las mismas que han sido contestadas a mi entera satisfacción en términos claros, sencillos y de fácil entendimiento. Declaro que se me ha proporcionado la información, teléfonos de contacto y dirección de los investigadores a quienes podré contactar en cualquier momento, en caso de surgir alguna duda o pregunta, las misma que serán contestadas verbalmente, o, si yo deseo, con un documento escrito.

Comprendo que se me informará de cualquier nuevo hallazgo que se desarrolle durante el transcurso de esta investigación.

Comprendo que la participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento, sin que esto genere derecho de indemnización para cualquiera de las partes.

Comprendo que, si me enfermo o lastimo como consecuencia de la participación en esta investigación, se me proveerá de cuidados médicos.

Entiendo que los gastos en los que se incurra durante la investigación serán asumidos por el investigador.

En virtud de lo anterior declaro que: he leído la información proporcionada; se me ha informado ampliamente del estudio antes mencionado, con sus riesgos y beneficios; se han absuelto a mi entera satisfacción todas las preguntas que he realizado; y, que la identidad, historia clínica y los datos relacionados con el estudio de investigación se mantendrán bajo absoluta confidencialidad, excepto en los casos determinados por la Ley, por lo que consiento voluntariamente participar en esta investigación en calidad de participante, entendiendo que puedo retirarme de ésta en cualquier momento sin que esto genere indemnizaciones de tipo alguno para cualquiera de las partes.

Nombre del Participante

Cédula de ciudadanía

Firma

Fecha: Cuenca (*día*)..... de (*mes*)..... de(*año*).....

..... (nombres completos del investigador), en mi calidad de *Investigador*, dejo expresa constancia de que he proporcionado toda la

información referente a la investigación que se realizará y que he explicado completamente en lenguaje claro, sencillo y de fácil entendimiento a .....(nombres completos del participante su calidad de participante (*estudiante, paciente, etc. Especificar*) la naturaleza y propósito del estudio antes mencionado y los riesgos que están involucrados en el desarrollo del mismo. Confirmando que el participante ha dado su consentimiento libremente y que se le ha proporcionado una copia de este formulario de consentimiento. El original de este instrumento quedará bajo custodia del investigador y formará parte de la documentación de la investigación.

Nombre del Investigador

Cédula de Ciudadanía

Firma

Fecha: Cuenca (*día*)..... de (*mes*)..... de(*año*).....

**APÉNDICE D: CONSENTIMIENTO INFORMADO FIRMADO  
POR SUJETO DE PRUEBAS**

## CONSENTIMIENTO INFORMADO

.....*Miguel Patricio Salís Vera*.....  
....portador de la cédula de ciudadanía número *010345567-2*....., por mis propios y personales derechos declaro he leído este formulario de consentimiento y he discutido ampliamente con los investigadores los procedimientos descritos anteriormente.

Entiendo que seré sometido a los procedimientos de preparación de la piel para la ubicación de electrodos para la adquisición de señales EMG de superficie.

Entiendo que los beneficios de la investigación que se realizará serán para el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica y que la información proporcionada se mantendrá en absoluta reserva y confidencialidad, y que será utilizada exclusivamente con fines académicos.

Dejo expresa constancia que he tenido la oportunidad de hacer preguntas sobre todos los aspectos de la investigación, las mismas que han sido contestadas a mi entera satisfacción en términos claros, sencillos y de fácil entendimiento. Declaro que se me ha proporcionado la información, teléfonos de contacto y dirección de los investigadores a quienes podré contactar en cualquier momento, en caso de surgir alguna duda o pregunta, las misma que serán contestadas verbalmente, o, si yo deseo, con un documento escrito.

Comprendo que se me informará de cualquier nuevo hallazgo que se desarrolle durante el transcurso de esta investigación.

Comprendo que la participación es voluntaria y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento, sin que esto genere derecho de indemnización para cualquiera de las partes.

Comprendo que, si me enfermo o lastimo como consecuencia de la participación en esta investigación, se me proveerá de cuidados médicos.

Entiendo que los gastos en los que se incurra durante la investigación serán asumidos por el investigador.

En virtud de lo anterior declaro que: he leído la información proporcionada; se me ha informado ampliamente del estudio antes mencionado, con sus riesgos y beneficios; se han absuelto a mi entera satisfacción todas las preguntas que he realizado; y, que la identidad, historia clínica y los datos relacionados con el estudio de investigación se mantendrán bajo absoluta confidencialidad, excepto en los casos determinados por la Ley, por lo que consiento voluntariamente participar en esta investigación en calidad de participante, entendiéndolo que puedo retirarme de ésta en cualquier momento sin que esto genere indemnizaciones de tipo alguno para cualquiera de las partes.

*Miguel Patricio Solís Perea*

Nombre del Participante

*010385567-2*

Cédula de ciudadanía



Firma

Fecha: Cuenca (día) *04* de (mes) *06* de (año) *2019*

*Daniel David Peña*... (nombres completos del investigador), en mi calidad de *Investigador*, dejo expresa constancia de que he proporcionado toda la información referente a la investigación que se realizará y que he explicado completamente en lenguaje claro, sencillo y de fácil entendimiento a *Miguel Patricia Eds. Peña*.....(nombres completos del participante su calidad de participante (*estudiante, paciente, etc. Especificar*) la naturaleza y propósito del estudio antes mencionado y los riesgos que están involucrados en el desarrollo del mismo. Confirmando que el participante ha dado su consentimiento libremente y que se le ha proporcionado una copia de este formulario de consentimiento. El original de este instrumento quedará bajo custodia del investigador y formará parte de la documentación de la investigación.

*Daniel David Peña Guerra*  
Nombre del Investigador

*0603957627*  
Cédula de Ciudadanía

  
Firma

Fecha: Cuenca (día *04*... de (mes) *06*... de (año) *2019*...