

**SISTEMA DE CONTROL DE FUERZA E INTERFAZ HÁPTICA PARA UN PROTOTIPO
DE PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO**

EDGAR RODRIGO MANCIPE TOLOZA

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2013**

**SISTEMA DE CONTROL DE FUERZA E INTERFAZ HÁPTICA PARA UN PROTOTIPO
DE PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO**

EDGAR RODRIGO MANCIPE TOLOZA

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR A TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

**Director:
MSc. SERGIO ALEXANDER SALINAS**

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2013**

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Bucaramanga, Enero de 2013

**A Dios por brindarme la oportunidad de entender,
aprender y crear ciencia en pro de la humanidad.**

**A mi familia por apoyarme a lo largo de mi carrera,
y en mi vida.**

AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a todas las personas que me apoyaron incondicionalmente y creyeron en mis habilidades para desarrollar este proyecto.

Al MSc. Sergio Alexander Salinas director de Tesis por su dedicación, asesoramiento y confianza durante el desarrollo del proyecto.

Finalmente agradezco a mi familia por estar siempre presente y apoyarme en las decisiones que he tomado a lo largo de mi carrera.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	1
1 MARCO REFERENCIAL	4
1.1 ELECTROMIOGRAFÍA	4
1.2 TECNOLOGÍA HÁPTICA	6
1.3 SISTEMAS EMBEBIDOS	7
1.3.1 FPGA	8
1.4 SENSOR DE FUERZA PIEZORRESISTIVO	9
1.5 SERVOMOTORES	11
1.6 PRÓTESIS HUMANAS	12
1.6.1 Clasificación de las Prótesis Humanas	13
1.7 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS DE MANO	14
1.7.1 Investigaciones Realizadas en Prótesis de Mano	15
1.7.2 Prótesis Mioeléctricas Comerciales	17
2 DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE MANO	20
2.1 ACONDICIONAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROMIOGRAFÍA	20
2.1.1 Circuito Analógico de EMG	20
2.1.2 Procesamiento Digital de la Señal de Electromiografía	27
2.2 ACONDICIONAMIENTO Y FILTRADO DEL SENSOR DE FUERZA	31
2.2.1 Acondicionamiento Analógico del Sensor de fuerza	32
2.2.2 Filtrado Digital del Sensor de Fuerza	33
2.2.3 Caracterización del Sensor de Fuerza	34
2.3 SELECCIÓN DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA A UTILIZAR COMO PRÓTESIS DE MANO DE UN GRADO DE LIBERTAD	36
2.3.1 Selección de la Pinza	36
2.3.2 Selección del Servomotor	38
2.4 SELECCIÓN, ACONDICIONAMIENTO Y FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO ENCARGADO DE REALIZAR LA INTERFAZ HÁPTICA DE FUERZA CON EL USUARIO	38

2.5	DISEÑO DEL POSICIONAMIENTO Y DEL CONTROL DE FUERZA DE LA PRÓTESIS	40
2.5.1	Posicionamiento por EMG.....	41
2.5.2	Control de Fuerza.....	41
2.5.3	Diagrama de Bloques del Algoritmo que Integra el Posicionamiento por EMG y el Control de Fuerza	43
2.6	DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO IMPRESO.....	44
2.6.1	Diseño Esquemático	44
2.6.2	Diseño del PCB.....	46
2.6.3	Construcción del PCB	48
2.7	IMPLEMENTACIÓN DE LA PRÓTESIS DE MANO	49
2.7.1	Conexión entre la Tarjeta DE0-Nano y el Circuito de Acondicionamiento Analógico	49
2.7.2	Acople entre las Tarjetas y el <i>Gripper</i>	50
3	PRUEBAS DE DESEMPEÑO	52
3.1	SEÑAL DE ELECTROMIOGRAFÍA ANALÓGICA	52
3.2	COMUNICACIÓN ENTRE LA FPGA Y EL COMPUTADOR	54
3.2.1	Comunicación Serial.....	54
3.2.2	Visualización del Filtro Digital de 60Hz	55
3.2.3	Visualización del Procesamiento Digital de la señal de EMG	56
3.2.4	Filtrado digital del sensor de fuerza	58
3.3	POSICIONAMIENTO POR SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA.....	59
3.4	CONTROL DE FUERZA.....	60
3.4.1	Control Incremental PI	60
3.5	INTERFAZ HÁPTICA	67
4	CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	70
	BIBLIOGRAFÍA	72

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Esquema del proyecto.....	2
Figura 2. Electrodo superficial.....	5
Figura 3. Electrodo de aguja.....	5
Figura 4. G10-Tactor.....	7
Figura 5. DE0-Nano Development and Education Board - layout.	9
Figura 6. Sensor de fuerza FSR400.....	10
Figura 7. Sensores de Fuerza FlexiForce A201.....	10
Figura 8. Comportamiento de un servomotor.....	12
Figura 9. Prótesis más antigua del mundo.....	13
Figura 10. Diseño CAD y prototipo de mano robótica.....	15
Figura 11. Sensores FSR en la mano robótica.....	16
Figura 12. CyberHand.....	17
Figura 13. Greifer Eléctrico de Sistema DMC <i>VariPlus</i> de Ottobock.....	18
Figura 14. <i>MyoHand VariPlus Speed®</i> de Otto Bock.....	18
Figura 15. <i>DMC plus®</i> - Mano Eléctrica de Sistema de Otto Bock.	19
Figura 16. <i>BX Hand</i> de Bionix.....	19
Figura 17. Circuito básico de EMG.....	23
Figura 18. Filtro pasabajos sellen-key.....	24
Figura 19. Respuesta en frecuencia y fase del filtro.....	25
Figura 20. Circuito Final de EMG.....	25
Figura 21. Cables de EMG.....	26
Figura 22. Electromiografía captada por el Biopack.....	26
Figura 23. Electromiografía captada por el circuito de acondicionamiento...26	
Figura 24. Entorno gráfico de la herramienta <i>Classical Filter Design</i>	28
Figura 25. Comprobación de los coeficientes del filtro.....	30
Figura 26. Pulsadores KEY[0] y KEY[1] de la DE0-Nano para modificar el ajuste de la señal de electromiografía.	31
Figura 27. Circuito de acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza. .32	
Figura 28. Cálculo de los coeficientes del filtro FIR pasabajos.....	33
Figura 29. Comprobación de los coeficientes del filtro FIR pasabajos.	34
Figura 30. Curva del sensor de fuerza, Valor Digital del ADC vs Fuerza.	36
Figura 31. Modelo de Pinza.....	37
Figura 32. <i>Gripper</i>	37
Figura 33. Vibrador seleccionado como interfaz háptica.....	39
Figura 34. Acondicionamiento de la señal PWM al motor.....	39
Figura 35. Estrategia para generar el PWM del vibrador.....	40
Figura 36. Diagrama de bloques del posicionamiento de la prótesis por EMG.	41

Figura 37. Diagrama de bloques del control de fuerza PI incremental, para la prótesis.....	43
Figura 38. Diagrama de bloques de posicionamiento por EMG y control de fuerza integrados.....	44
Figura 39. Alimentación negativa. Imagen tomada de la hoja de datos del LD1117.....	45
Figura 40. Esquemático del circuito analógico completo.....	46
Figura 41. Rutas del PCB, (a) capa superior, (b) capa inferior.....	46
Figura 42. Modelo en 3D del PCB sin componentes, (a) capa superior, (b) capa inferior.....	47
Figura 43. Modelo en 3D del PCB con componentes, (a) capa superior, (b) capa inferior.....	48
Figura 44. Tarjeta de acondicionamiento analógico de señales de EMG y sensor de fuerza, (a) vista superior, (b) vista inferior.....	48
Figura 45. Conexión entre el circuito analógico y la DE0 Nano.....	49
Figura 46. Piezas para acoplar la DE0 Nano y el <i>gripper</i>	50
Figura 47. Acople entre el <i>gripper</i> , la tarjeta DE0 Nano, y el circuito de acondicionamiento analógico.....	50
Figura 48. Piezas para el sostén de las baterías, y enganche de la prótesis a un muñón.....	51
Figura 49. Ensamble final de la prótesis tipo pinza.....	51
Figura 50. Señal de EMG.....	52
Figura 51. Señal de EMG base.....	53
Figura 52. Ruido presente en la señal de EMG.....	53
Figura 53. Programa con módulo Visa y Chart para graficar la señal de EMG.....	54
Figura 54. Programa con módulo Visa y Chart para graficar el <i>Set Point</i> y la fuerza actual.....	55
Figura 55. Comprobación del filtro FIR, (a) a 60Hz, (b) a frecuencias por debajo de 30Hz.....	55
Figura 56. Señal de EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.....	56
Figura 57. Ajuste 1 de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.....	56
Figura 58. Rectificación de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.....	57
Figura 59. Promedio de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.....	57
Figura 60. Ajuste 2 de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.....	58
Figura 61. Señal obtenida por el sensor de fuerza, (a) sin filtro FIR pasabajos, (b) con filtro FIR pasabajos.....	58
Figura 62. Servomotor en sentido horario y LED[7] encendido.....	59
Figura 63. Servomotor en sentido anti-horario y LED[7] apagado.....	59
Figura 64. LED[0] encendido indicando que el algoritmo se encuentra en control de fuerza.....	60

Figura 65. Señal de Fuerza y Set Point en la primera prueba.	61
Figura 66. Señal de Fuerza y Set Point en la segunda prueba.....	62
Figura 67. Señal de Fuerza y Set Point en la tercera prueba.	63
Figura 68. Señal de Fuerza y Set Point en la cuarta prueba.....	64
Figura 69. Señal de Fuerza y Set Point en la quinta prueba.....	65
Figura 70. Señal de Fuerza y Set Point en la sexta prueba.	66
Figura 71. Señal de Fuerza y Set Point en la séptima prueba.....	67
Figura 72. Ubicación de la interfaz Háptica	68
Figura 73. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 1.....	68
Figura 74. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 2.....	69
Figura 75. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 3.....	69

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Amplificadores de Instrumentación.....	21
Tabla 2. Amplificadores Operacionales	22
Tabla 3. Datos del sensor de fuerza	35
Tabla 4. Servomotores	38
Tabla 5. Relación de fuerza y Duty Cycle	40
Tabla 6. Conexión de los pines de la DE0-Nano y las señales de la tarjeta de acondicionamiento	49

LISTA DE ANEXOS

Pág.

ANEXO A. MANUAL DE USUARIO DE LA PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO.....	76
---	-----------

RESUMEN GENERAL DEL PROYECTO

TITULO: SISTEMA DE CONTROL DE FUERZA E INTERFAZ HÁPTICA PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO

AUTOR: EDGAR RODRIGO MANCIPE TOLOZA

FACULTAD: INGENIERÍA ELECTRÓNICA

DIRECTOR: SERGIO ALEXANDER SALINAS MSc.

RESUMEN:

En este proyecto se logró desarrollar un sistema de control de fuerza en hardware embebido para un prototipo de prótesis de mano tipo pinza de 1 grado de libertad, en el cual, a partir de una señal de electromiografía se habilita el movimiento de un servomotor permitiendo así la acción de abrir y cerrar la prótesis. Posteriormente, mediante un control PI (Proporcional e Integral) incremental se logra mantener la fuerza en la prótesis, para ello se selecciona el *valor de referencia* a partir del promedio de la fuerza ejercida durante el posicionamiento por electromiografía.

Un pequeño vibrador localizado en el brazo del usuario actúa como interfaz háptica, lo cual permite que la persona relacione la fuerza ejercida por la prótesis sobre un objeto con la frecuencia de las vibraciones en su brazo.

Para el desarrollo del proyecto se integraron conocimientos en las áreas de biomédica, sistemas embebidos y control, de forma que se lograra obtener exitosamente un prototipo de prótesis mioeléctrica, pequeña, ligera y portátil a partir del diseño y construcción de un circuito de acondicionamiento de señales de electromiografía, señales de fuerza, y la implementación de algoritmos de control de fuerza en un sistema embebido en una FPGA (*Field Programmable Gate Array*).

PALABRAS CLAVE: Prótesis de Mano, Electromiografía, Control de Fuerza, Interfaz Háptica, FPGA.

ABSTRACT OF THE PROJECT

TITLE: SYSTEM OF FORCE CONTROL AND HAPTIC INTERFACE FOR A PROTOTYPE OF ELECTROMYOGRAPHIC PROSTHETIC HAND

AUTHOR: EDGAR RODRIGO MANCIPE TOLOZA

DEPARTMENT: ELECTRONIC ENGINEERING

DIRECTOR: SERGIO ALEXANDER SALINAS MSc.

ABSTRACT:

This project succeeded in developing a force control system in embedded hardware for a prototype of prosthetic hand of 1 degree of freedom, which from an electromyography signal enables the move of a servomotor enabling to open and close the prosthesis. Subsequently through an incremental PI (Proportional Integral) control the user can keep the force previously established in the prosthesis, to do this it will be selected a set point from the average of the force during electromyography.

A small vibrator located in the user's arm acts as a haptic interface, which allows the user relating the force exerted by the prosthesis on an object with the frequency of vibration in his arm.

For the development of the project it was integrated knowledge in the areas of biomedical, embedded systems and control, so in this way can achieve a successful myoelectric prosthesis prototype, small, lightweight and portable from the design and construction of a electromyography and strength conditioning circuit, and the implementation of force control algorithms in an embedded system on FPGA (Field Programmable Gate Array).

KEYWORDS: *Prosthetic hand, Electromyography, Force Control, haptic interface, FPGA.*

INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia muchos seres humanos han sufrido la pérdida de sus miembros a causa de accidentes, amputaciones por enfermedades o malformaciones físicas. Con el fin de mitigar el impacto por la carencia de uno de sus miembros, el hombre ha creado artefactos que sustituyen la extremidad faltante, dichos artefactos son conocidos actualmente como prótesis.

Por medio de la influencia de los campos de la electrónica y la mecánica, las prótesis han perfeccionado sus características, asemejándose un poco más a un miembro natural, e incrementando de este modo la calidad de vida de las personas que las usan.

Con el tiempo se han realizado diversos aportes investigativos sobre prótesis de mano electromiográficas como “*Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist*” cuyo aporte significativo fue la construcción de una prótesis de muñeca de 2 grados de libertad controlada por el reconocimiento de patrones en señales electromiográficas.¹

Por otro lado se han desarrollado investigaciones acerca de tecnología háptica orientada a la construcción de prótesis humanas, como complemento adaptativo del paciente con la prótesis. Un ejemplo de estas investigaciones es “*Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system*” en la cual se desarrolla un sistema de realimentación sensorial utilizando una pantalla táctil, mediante el registro de la presión efectuada en la prótesis de mano y la realimentación de dicha presión sobre el antebrazo del paciente.²

Recientemente, en la Universidad Pontificia Bolivariana, se desarrolló un proyecto de grado orientado al diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica de miembro superior, por las estudiantes de Ingeniería Electrónica Diana Mercedes Arias y Liliana Esperanza Bautista, en la cual, empleando el módulo de tratamiento de señal electromiográfica (MOTSEL), realizaron la adquisición de la señal de electromiografía encargada de posicionar los servomotores acoplados a la prótesis, sin embargo no se contempló la opción de realizar un control de fuerza en lazo cerrado que permitiera mantener la fuerza ejercida por la prótesis, por otro lado su portabilidad es limitada debido a las características del MOTSEL.

Teniendo en cuenta las investigaciones realizadas en el área de prótesis humanas, este trabajo de grado consiste en el diseño e implementación de un sistema de control de

¹ KYBERD, Peter J., LEMAIRE, Edward D., SCHEME Erik, MACPHAIL, Catherine, GOUDREAU, Louis, BUSH, Greg, BROOKESHAW, Marcus. *Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist*. J Rehabil Res Dev. 2011;48(6): 609–18.

² ANTFOLK, C., BALKENIUS, C., LUNDBORG, G., ROSÉN, B. y SEBELIUS, F. *Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system*. Department of Electrical Measurements, Lund University, Lund, Sweden. 2010.

fuerza y realimentación sensorial de fuerza para el prototipo de una prótesis de mano de 1 grado de libertad, controlada a partir de señales de electromiografía.

Para poder desarrollar la prótesis se diseñó un esquema que permitiera visualizar la relación entre los elementos que conforman la prótesis y su interacción con el brazo del usuario, tal como se observa en la figura 1.

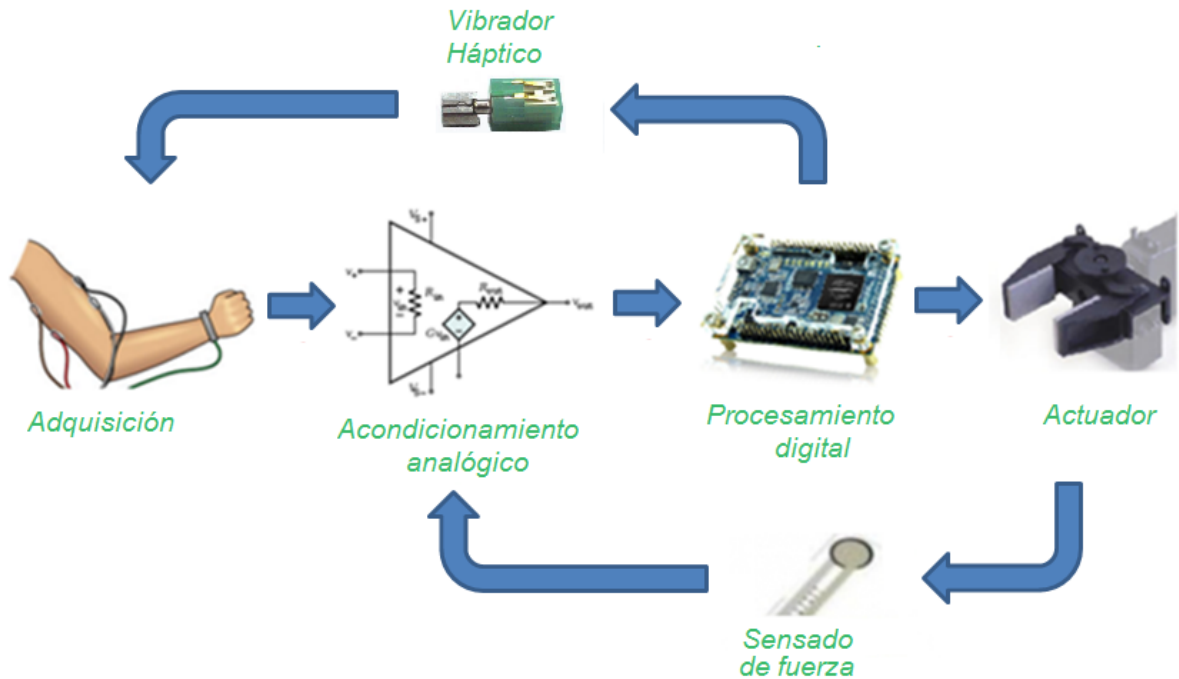


Figura 1. Esquema del proyecto.

En el esquema se puede observar que la señal de electromiografía es captada a partir de un conjunto de electrodos localizados en el brazo del usuario de la prótesis, posteriormente se acondiciona dicha señal con el fin de procesarla digitalmente en una FPGA y finalmente enviar la señal de control hacia un servomotor acoplado a una pinza.

La pinza posee un sensor de fuerza piezorresistivo en una de sus superficies, de modo que la fuerza ejercida por la prótesis pueda ser sensada y procesada por un algoritmo de control en la FPGA, de esta forma se logra mantener en la pinza la fuerza establecida por el usuario mediante la corrección de la posición del servomotor acoplado a la prótesis.

Un motor localizado en el brazo del paciente será el encargado de dar la interacción háptica entre el usuario y la prótesis, mediante vibraciones proporcionales a la fuerza captada por el sensor.

OBJETIVOS

Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema de control de fuerza e interfaz háptica de fuerza, para un prototipo de prótesis electromiográfica de mano de 1 grado de libertad.

Objetivos Específicos

- Determinar la estructura mecánica a utilizar como prótesis de mano de 1 grado de libertad, el servomotor encargado del movimiento de la prótesis y los sensores para captar señales de electromiografía y señales de fuerza.
- Diseñar e implementar los circuitos de adquisición de señales de electromiografía y fuerza, provenientes de los sensores.
- Desarrollar un algoritmo, en HDL Verilog, que: controle la posición del servomotor de acuerdo a la señal de electromiografía captada, controle la fuerza a ejercer con la prótesis sobre un objeto y permita la realimentación sensorial entre la prótesis y el paciente.
- Integrar los circuitos de adquisición de señales, la estructura mecánica, el sistema de control de fuerza y la realimentación sensorial, para obtener la prótesis de mano de 1 grado de libertad con sistema de control de fuerza e interfaz háptica.

1 MARCO REFERENCIAL

En este primer capítulo se hará una revisión del estado del arte de las prótesis de mano y tecnología háptica, así como de las principales características de los elementos más relevantes para el desarrollo del proyecto.

1.1 ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es el registro de los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad de los músculos, además de la detección, análisis y uso de dicha señal eléctrica. La señal de electromiografía es la representación de la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras del músculo liso y estriado propagándose hasta los tejidos de la piel.³

El potencial bioeléctrico de la señal de electromiografía varía dependiendo de las condiciones en que se encuentren las células excitables (células que se encuentran en tejidos nerviosos, musculares y glandulares), los dos posibles estados para una célula excitable son:

- Estado de Reposo: es el estado donde las células excitables mantienen un potencial alrededor de los -90mV.
- Estado Activo: en dicho estado las células excitables tienen un potencial eléctrico entre los -55mV y 30mV.

Adicionalmente, la frecuencia de la señal de electromiografía se encuentra en una banda de 0 a 500Hz con energía dominante en 50Hz y 150Hz, sin embargo en ciertos casos se pueden encontrar señales de EMG con frecuencias hasta de 2000Hz.⁴

Los electrodos encargados de captar las señales de electromiografía pueden ser superficiales, como se observa en la figura 2, los cuales se ubican sobre la piel cerca al músculo, su instalación es rápida, fácil y segura. Por otro lado se encuentran los electrodos invasivos de aguja, los cuales tienen la ventaja de adquirir señales con mayor intensidad que los superficiales, sin embargo al ser invasivos su instalación debe realizarse con mayor cuidado y resultan ser más incómodos para el paciente tal como se puede ver en la figura 3.

³ JAIMES VEGA, Diego Fernando y ORDUÑA GUERRERO, Hernán Darío. Módulo de Tratamiento de Señal Electromiográfica. Universidad Pontificia Bolivariana. 2005.

⁴ ARIAS PÉREZ, Diana Mercedes y BAUTISTA TORRES, Liliana Esperanza. Prototipo de Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior. Bucaramanga: Universidad Pontificia Bolivariana. 2006.



Figura 2. Electrodo superficial.⁵



Figura 3. Electrodo de aguja.⁶

Para el desarrollo de este proyecto se tomó la decisión de utilizar electrodos superficiales de cloruro de plata de referencia “Meditrace 200” de la marca KENDALL, debido a su fácil adquisición y su uso práctico.

Adicionalmente, a los electrodos se debe conectar un circuito electrónico cuya funcionalidad sea acondicionar analógicamente las señales de electromiografía, dicha interacción entre el circuito electrónico y los electrodos es también llamado circuito de electromiografía. Un circuito de electromiografía está compuesto por los siguientes elementos:⁷

- Electrodo: Encargados de captar la señal eléctrica de EMG.
- Preamplificación: Debido a que los potenciales eléctricos captados por los electrodos superficiales son muy pequeños y se encuentran por el orden de los milivoltios, es necesario amplificar dicha señal de voltaje. Por lo general se utiliza amplificadores de instrumentación en esta etapa.
- Filtrado: Generalmente se utiliza un filtro pasa banda formado por un filtro pasaaltos y un filtro pasabajos, cuyas frecuencias de corte se encuentran entre los 5Hz y 500Hz para electromiografía superficial, en ocasiones la frecuencia de

⁵ Imagen tomada de <<http://viamed.net/examen-diagnoacutestico-c-23.html?language=es>>. [Consultado en Marzo 14 de 2012].

⁶ Imagen tomada de <<http://biomedicpotenciales.blogspot.com/>>. [Consultado en Marzo 14 de 2012].

⁷ VELEZ, Cristian Alberto. Diseño y Construcción de un Prototipo de Equipo de Biorretroalimentación para Miografía. Disponible en línea: <<http://www.dalcame.com/wdescarga/electromiografia.pdf>>. [Consultado en Marzo 15 de 2012].

corte del pasabajos puede ser mayor, con el fin de obtener las señales electromiográficas en ciertos músculos.⁸

- Etapa de Amplificación: En ocasiones se usa un amplificador adicional, cuando la amplitud de la señal debe ser ajustada al rango de un convertidor análogo digital.
- Filtrado Rechazabanda: Se utiliza un filtro rechazabanda para atenuar el ruido de 60Hz causado por la red.
- Graficador: Su función radica en medir la señal de electromiografía resultante en la etapa final del circuito, para ello se pueden utilizar osciloscopios, un computador, un *display*, o papel.

1.2 TECNOLOGÍA HÁPTICA

Cuando se habla de interacción háptica se hace referencia al sensado y la manipulación a través del tacto excluyendo las sensaciones visuales y auditivas, de forma que la tecnología háptica es aquella tecnología que proporciona una realimentación sensorial a las personas sobre las propiedades físicas y el medio en que se encuentran objetos mecánicos ya sean representados por un instrumento o una prótesis.⁹

Para las aplicaciones que simulan propiedades físicas reales, tales como el peso, la fricción, la textura o resistencia, se hace la simulación a través de interfaces sensoriales que permiten al usuario sentir lo que está sucediendo en el entorno mecánico o virtual, ya sea aplicando presiones, vibraciones, o movimientos de oposición a la fuerza ejercida.

Muchas disciplinas dependen de la ejecución de técnicas físicas con un alto grado de precisión y destreza, por tal razón se ha tomado ventaja de la tecnología háptica para ayudar a estudiantes a afinar sus habilidades. Los estudiantes de medicina, por ejemplo suelen utilizar dispositivos hápticos para desarrollar una idea de lo que se siente llevar a cabo procedimientos quirúrgicos. Estos simuladores proporcionan a los estudiantes la oportunidad de desarrollar un sentido del tacto de las estructuras, órganos y tejidos del cuerpo. Por otro lado, se han utilizado dispositivos hápticos en terapias de rehabilitación física, con el fin de que los pacientes tengan una mejor adaptación al entorno que se está simulando para su rehabilitación.¹⁰

Teniendo en cuenta los resultados que conlleva el uso de interfaces háptica en terapias de adaptación y rehabilitación, se han realizado diversos estudios que demuestran la

⁸ ROSE, William. *EMG (Electromyogram) Analysis*. Disponible en línea: <<http://www.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/emg.html>>. [Consultado en Enero 26 de 2013].

⁹ SRINIVASAN, Mandayam A. *What is Haptics*. Massachusetts Institute of Technology. Disponible en línea: <http://www.sensable.com/documents/documents/what_is_haptics.pdf>. [Consultado en Diciembre 14 de 2012].

¹⁰ EDUCASE. *7 things you should know about Haptics*. Septiembre de 2007. Disponible en línea: <<http://net.educause.edu/ir/library/pdf/ELI7029.pdf>>. [Consultado en Marzo 17 de 2012].

ventaja que conlleva la realimentación sensorial en personas amputadas, como por ejemplo la investigación de “*Robotic touch shifts perception of embodiment to a prosthesis in targeted reinnervation amputees*” en donde se incorpora una realimentación táctil cutánea, llamado también el *G10-Tactor*, el cual utiliza vibraciones en el cuerpo del paciente, las cuales responden a los estímulos generados en un miembro artificial. Los testimonios de los dos pacientes amputados evidenciaron que la ilusión creada por la interfaz háptica, les podría ayudar a incorporar con mayor facilidad la prótesis como parte de su propio cuerpo. En la figura 4 se puede observar a una de las pacientes, una mujer de 41 años de edad utilizando el *G10-Tactor*, con diferentes actuadores localizados en su cuerpo.¹¹



Figura 4. G10-Tactor.

Durante el desarrollo de este proyecto, se aprovecha el uso de la tecnología háptica, para lograr establecer una realimentación de fuerza entre el usuario y la prótesis, con el fin de darle a conocer al paciente el momento en que la prótesis sujeta un objeto y con qué fuerza lo sujeta a partir de vibraciones proporcionales a la fuerza ejercida, sin necesidad de que el usuario observe directamente la prótesis.

1.3 SISTEMAS EMBEBIDOS

Un sistema embebido es un dispositivo que ha sido programado para realizar una o varias tareas específicas, sus principales características en comparación con los computadores son: tener un bajo consumo de energía, poseen un tamaño relativamente pequeño, algunos son más económicos, poseen menor cantidad de código en su programación y pequeñas baterías le brindan mayor autonomía.¹²

¹¹ MARASCO, Paul D., KEEHOON, Kim. COLGATE, James E., PESHKIN, Michael A. and KUIKEN, Todd A. *Robotic touch shifts perception of embodiment to a prosthesis in targeted reinnervation amputees*. Brain 2011: 134; 747–758.

¹² GONZALES, Agustin J. *Sistemas Embebidos: Características*. Disponible en línea: <profesores.elo.utfsm.cl/~agv/elo326/1s06/lectures/Caracteristicas.ppt>. [Consultado en Febrero 25 de 2012].

Para que una prótesis robótica sea cómoda para el paciente es necesario el uso de herramientas pequeñas, ligeras, portátiles y de bajo consumo energético. Es por ello que es de gran importancia la implementación de sistemas embebidos como una opción para controlar los actuadores de las prótesis.

El mercado actual ofrece una gran variedad de sistemas embebidos, sin embargo su selección se debe hacer de forma rigurosa pensando en que dicha plataforma satisfaga las necesidades en cuanto a velocidad de procesamiento, capacidad de memoria, entradas y salidas físicas, consumo de energía, compatibilidad con otros dispositivos, flexibilidad a cambios en programación, tamaño, peso, entre otros. Entre los sistemas embebidos comerciales se encuentran las FPGAs.

1.3.1 FPGA

La FPGA (de sus siglas en inglés, *Field Programmable Gate Array*) es un dispositivo semiconductor que puede ser programado después de su construcción, en vez de estar restringido a una determinada función de hardware. Dentro de una FPGA se puede implementar cualquier función lógica mediante la interconexión de bloques lógicos.¹³

Actualmente en el mercado se encuentran diferentes fabricantes de FPGAs, (como lo son Xilinx, Altera, Atmel, Actel, entre otras) los cuales compiten por entregar dispositivos cada vez más modernos, con mayor capacidad, mayor número de elementos lógicos, y más velocidad de procesamiento.

Al hacerse un análisis de cómo está diseñada una FPGA, se puede ver que se encuentra dividida en diferentes bloques, con un gran número de elementos lógicos listos para conectarse entre ellos, de tal forma que conformen un circuito capaz de comportarse como el programador desea. Esta característica hace de las FPGAs una opción muy apetecida para programar sistemas que adquieren, procesan y controlan múltiples señales a grandes velocidades.

Existen diversas formas de programar una FPGA, por lo general entre los lenguajes de descripción de hardware (HDL) más empleados actualmente están Verilog, VHDL y SystemVerilog.¹⁴

Generalmente las FPGAs son implementadas en tarjetas de desarrollo con diversos periféricos y acondicionadores de señales que facilitan las pruebas al diseñador, sin embargo se debe tener en cuenta que la FPGA a seleccionar, debe estar en una tarjeta ligera y pequeña para su implementación en el proyecto, es por ello que una buena opción es la tarjeta de desarrollo DE0-Nano, la cual viene integrada con una FPGA de Altera, esta tarjeta de desarrollo es ofrecida por *Terasic Technologies* con los periféricos,

¹³ ALTERA. FPGAs. Disponible en línea: <<http://www.altera.com/products/fpga.html>>. [Consultado en Abril 07 de 2012].

¹⁴ LINN, Yair. FPGAs (*Field Programmable Gate Arrays*) y sus usos en audio, video, telecomunicaciones, y procesamiento digital de señales. Bucaramanga: IV Seminario Internacional de Ingeniería Electrónica Universidad Pontificia Bolivariana. Abril de 2010.

número de pines, y tamaño adecuado para ser implementada en una prótesis mioeléctrica de mano. La figura 5 muestra el diseño de la tarjeta DE0-Nano.

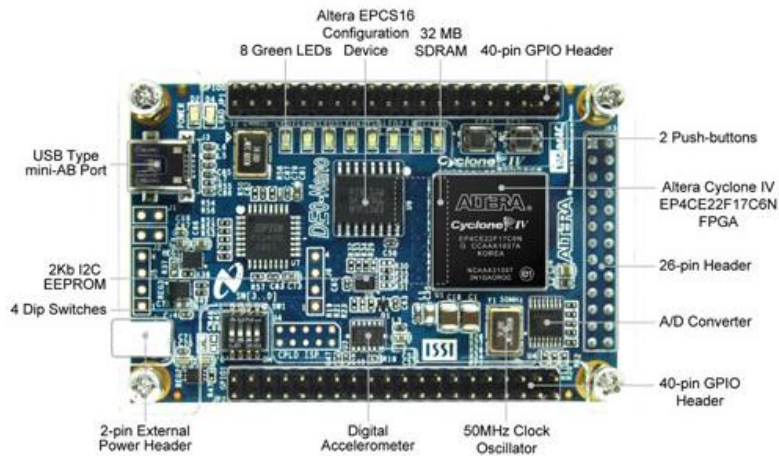


Figura 5. DE0-Nano Development and Education Board - layout.¹⁵

De manera general los elementos más importantes en el desarrollo del proyecto, ofrecidos por la tarjeta de desarrollo DE0-Nano son¹⁶:

- FPGA Cyclone IV de Altera.
- Convertidor análogo digital ADC128S022, 8 canales, 12-bits.
- Cristal de 50MHz.
- 4 PLL.
- 72 pines I/O de propósito general.
- Dispositivo de configuración no volátil EPCS16.
- 2 pulsadores N/A con resistencias *Pull-up*.
- 4 dip-switch con resistencias *Pull-Up*.

1.4 SENSOR DE FUERZA PIEZORRESISTIVO

Los FSR o sensores de fuerza piezorresistivos son dispositivos con una película de polímero que reduce la resistencia eléctrica del material al incrementar la fuerza aplicada a su superficie, estos tienen la característica de producir una resistencia que va desde el orden de los Mega-ohmios en reposo hasta unos cuantos Kilo-ohmios con presión en su superficie.¹⁷

¹⁵ Imagen tomada de Terasic Technologies. Disponible en línea: <<http://www.terasic.com.tw/cgi-bin/page/archive.pl?Language=English&CategoryNo=139&No=593&PartNo=3>>. [Consultado en abril 8 de 2012].

¹⁶ TERASIC TECHNOLOGIES. *DE0 Nano User Manual*. 2003-2011.

¹⁷ INTERLINK ELECTRONICS. *FSR Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog*. Disponible en línea: <<http://www.lynxmotion.com/images/data/fsrguide.pdf>>. [Consultado en Abril 02 de 2012].

Entre los posibles sensores de fuerza piezorresistivo se encuentran el FSR400 ofrecido por la empresa *Interlink Electronics*, figura 6, el cual permite la medición de fuerzas que van desde las 0lb hasta 20lb en un diámetro de medición de 5,5mm, para dicho sensor los valores de resistencia varían entre los 100K Ω en reposo, hasta por debajo de los 10K Ω con máxima presión en su superficie.¹⁸



Figura 6. Sensor de fuerza FSR400.

Por otro lado se encuentran los sensores FlexiForce A201, ofrecidos por la empresa Tekscan los cuales permiten un rango de medición que va desde las 0lb hasta las 25lb y un diámetro de medición de 9,53mm, dicho sensor está construido por 2 capas de poliéster, cada capa tiene aplicado un material conductor, seguido por otra capa de presión sensitiva de tinta, el aspecto del sensor se puede observar en la figura 7.¹⁹



Figura 7. Sensores de Fuerza FlexiForce A201.

Con el fin de conocer la fuerza con que se agarra un objeto, es necesario el uso de un sensor que mida la fuerza que aplica la prótesis sobre el objeto, esto nos lleva a seleccionar un sensor de fuerza de tipo resistivo, en el cual a partir de un correcto acondicionamiento se puede obtener un voltaje dependiendo de la fuerza aplicada en la superficie del sensor.

Una vez obtenido un sensado de fuerza, es posible realizar el control de fuerza para una prótesis electromiográfica de mano, a través de un algoritmo de control en donde el control de fuerza entra a actuar cuando el paciente deja de emitir señales de

¹⁸ INTERLINK ELECTRONICS. FSR400. Disponible en línea: <<http://www.interlinkelectronics.com/FSR400.php>>. [Consultado en Septiembre 09 de 2012].

¹⁹ TEKSCAN. FlexiForce Sensors. Disponible en línea: <<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>>. [Consultado en Septiembre 09 de 2012].

electromiografía y desea que la prótesis conserve la fuerza de agarre sin deformar físicamente el objeto sostenido y al mismo tiempo evitando que el objeto se caiga.²⁰

1.5 SERVOMOTORES

Los servomotores, son motores de DC con la característica de poder controlar su posición angular dentro de un rango de operación cercano a los 180 grados, lo cual les permite ser aplicados en campos de robótica, biónica, aerodelismo, entre otros. Los componentes principales de un servomotor son:²¹

- Motor de corriente continua.
- Caja de engranajes reductores que disminuyen la velocidad del eje de salida y aumentan el par mecánico del mismo.
- Sensor de desplazamiento, generalmente se usa un potenciómetro lineal que cierra el lazo de control.
- Circuito de control, es el encargado de comparar la señal de referencia (*set point*) con la señal de realimentación proveniente del sensor de desplazamiento y a partir de ella generar una señal de corrección.

La característica principal de un servomotor es el control de su posición a partir de una señal modulada en ancho de pulso o PWM, que se caracteriza por ser una señal digital con frecuencia constante, y tiempos de encendido y apagado (*Duty Cycle*) variables.

Entonces la longitud del pulso de encendido determinará los giros de motor. Por ejemplo, para la mayoría de los servomotores estándar, un pulso de 1.5 ms provocará que el motor tome la posición de 0 grados, si el pulso es de 0.5 ms el servomotor tomara la posición de -90 grados, por otro lado si el pulso es de 2.5ms el servomotor girara a la posición de 90 grados. La figura 8 muestra de forma más detallada el funcionamiento de un servomotor de acuerdo a la señal de PWM aplicada.²²

²⁰ REINOSO, Oscar, FILGUEIRA Alejandro, FERNÁNDEZ, Cesar, JIMÉNEZ, Luis. Control Híbrido con Reorientación Para Trazado de Figuras en Superficies 3D. Alicante. Universidad Miguel Hernández de Elche. 2005.

²¹ CANDELAS Francisco A., CORRALES Juan A. Servomotores. Universidad de Alicante. Publicación Interna 9. Septiembre 20 de 2007.

²² Lynxmotion, *User Manual SSC-32 Ver 2.0*. 2005: Pekin. p.4.

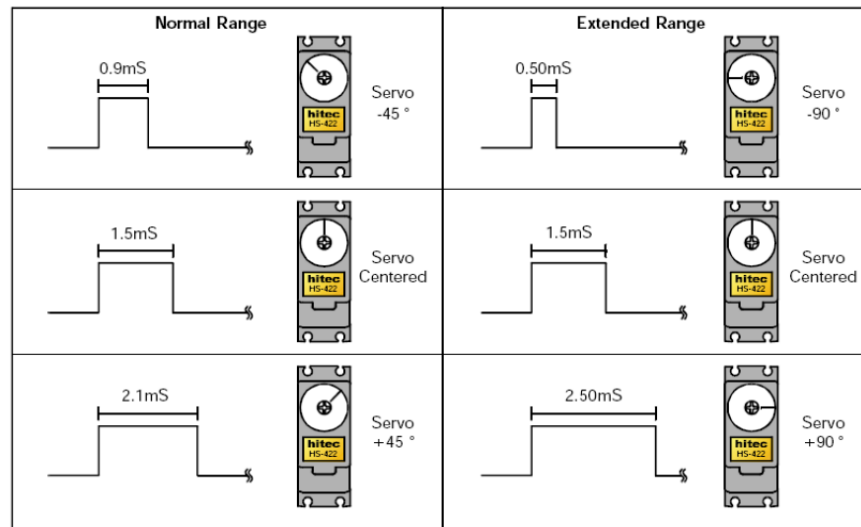


Figura 8. Comportamiento de un servomotor.

Teniendo en cuenta las ventajas de los servomotores en cuanto a su posicionamiento a partir de una señal de PWM, resulta viable utilizarlo para controlar las posiciones de apertura del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano.

1.6 PRÓTESIS HUMANAS

Una prótesis es una estructura artificial que reemplaza un miembro o extremidad del cuerpo humano, algunas tienen el fin de cumplir una función estética y otras están dotadas de ciertas características que permiten imitar los movimientos del miembro amputado o faltante.

La construcción y uso de prótesis es una actividad con un gran recorrido histórico y data de épocas remotas, como lo es el caso de la prótesis de pie más antigua la cual se puede observar en la figura 9, dicha prótesis fue encontrada en una momia egipcia que data entre los años 950 y 710 antes de Cristo.²³

²³ PUBLICO. Descubierta la prótesis más antigua del mundo. Disponible en línea: <<http://www.publico.es/ciencias/362399/descubierta-la-protesis-mas-antigua-del-mundo>>. [Consultado en Marzo 5 de 2012].



Figura 9. Prótesis más antigua del mundo.²⁴

Por otro lado se encuentran las prótesis de miembro superior más antiguas, como lo es la mano de hierro del general romano Marcus Sergius fabricada alrededor del año 218 a.C. la cual tenía como función sujetar la espada del general.²⁵

1.6.1 Clasificación de las Prótesis Humanas

Dado un conjunto de características de las prótesis estas pueden ser clasificadas de la siguiente forma:²⁶

1.6.1.1 Función

- Función Motora: cumple la función de imitar movimientos básicos del miembro humano que sustituye. Se divide en miembros superiores como hombros, brazos y manos; y miembros inferiores como cadera, piernas y pies.
- Función Estética: solo cumple la función de ocultar o disimular la afección.

1.6.1.2 Acción

- Activa: poseen un elemento que requiere energía externa para su funcionamiento, como por ejemplo los motores.
- Pasiva: a diferencia de las Activas, no poseen elementos adicionales que consumen energía, por lo general su funcionamiento se basa en sistemas hidráulicos o de resortes.

²⁴ Imagen tomada de <<http://www.publico.es/ciencias/362399/descubierta-la-protesis-mas-antigua-del-mundo>>. [Consultado en Marzo 5 de 2012].

²⁵ PEDROZA MELÉNDEZ, Alejandro. Historia de las prótesis de mano. Disponible en línea <<http://revistalareunion.blogspot.com/2008/09/historia-de-las-prtesis-de-mano.html>>. [Consultado en 10 de abril de 2012].

²⁶ NAVARRO, Rafael B. Instrumentación Biomédica. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá. Disponible en línea: <<http://web.usal.es/~lcal/electroencefalografia.pdf>>. [Consultado en Marzo 9 de 2012].

1.6.1.3 Modo de Control

- Preprogramadas: responden a la interacción de controles como pulsadores o comandos pre programados.
- Control a voluntad: responden a señales de electromiografía (EMG) generadas en los músculos del paciente, o señales de electroencefalografía (EEG) basada en la actividad bioeléctrica del cerebro.

1.6.1.4 Realimentación

- Con interacción háptica: contienen sensores de temperatura y fuerza que le permiten al paciente conocer el medio en que se encuentra la prótesis.
- Sin interacción háptica: no contiene sensores de temperatura ni fuerza.

1.7 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS DE MANO

Actualmente, existen prótesis pasivas y activas. Las primeras son las más comerciales, debido a su sencillez, sus precios son más asequibles para la población en general, sin embargo dichas prótesis tienen funciones sencillas que se controlan a partir del movimiento de algunas partes del cuerpo del paciente.

Por otro lado, están las prótesis activas que realizan movimientos controlados por la interacción de motores y actuadores en la misma, por tal razón estas prótesis necesitan de una fuente de energía externa que alimente los motores y sensores. Las prótesis robotizadas son también conocidas como prótesis mioeléctricas, o prótesis biónicas.

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de una señal de electromiografía, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con mayor grado de adaptación, sintetizan un buen aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión.

El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, produce una pequeña señal eléctrica o de electromiografía, la cual puede ser registrada por electrodos ubicados cerca al musculo en movimiento, posteriormente dicha señal es amplificada, filtrada y luego procesada por un algoritmo de control, el cual puede encontrarse en un sistema embebido, que conmuta los servomotores de la prótesis encendiéndolos y apagándolos, produciendo así movimiento y funcionalidad.²⁷

²⁷ DORADOR GONZÁLEZ, Jesús Manuel. Robótica y prótesis inteligentes. En: Revista Digital Universitaria. Enero 18, 2004. Volumen 6, Numero 1. Disponible en línea: <<http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>>. [Consultado en Marzo 10 de 2012].

1.7.1 Investigaciones Realizadas en Prótesis de Mano

Recientemente se han realizado diversas investigaciones en prótesis de mano tal como “Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres”, desarrollada por Cesar Augusto Quinayás Burgos en la Universidad del Cauca, cuyos resultados obtenidos le permitieron construir una prótesis de mano de 6 grados de libertad, conformada por 3 dedos, cada uno con 2 actuadores. El aspecto de la prótesis diseñada y obtenida en esta investigación se puede observar en la figura 10.²⁸

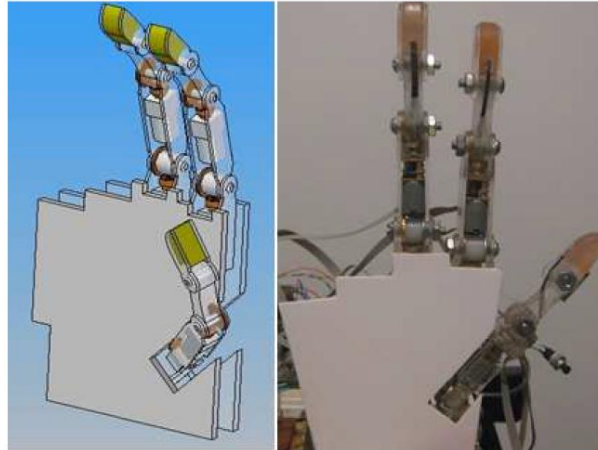


Figura 10. Diseño CAD y prototipo de mano robótica.

El prototipo de prótesis desarrollado permite realizar diferentes tipos de agarre tales como: el agarre esférico, agarre de precisión, agarre de gancho, agarre lateral y agarre cilíndrico, sin embargo el control de los motores de la prótesis se realizaron mediante un dsPIC y una serie de comandos enviados desde LabView y no por señales de electromiografía. Por otro lado este proyecto contempló la idea de utilizar sensores de fuerza piezorresistivo FSR, tal como se observa en la figura 11, con el fin de determinar el momento en que la falange distal tiene contacto con el objeto a agarrar y de esta forma determinar la fuerza de agarre.

²⁸ QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto. Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres. Popayán: Universidad del Cauca. Enero de 2010.



Figura 11. Sensores FSR en la mano robótica.

Otra de las investigaciones recientes en prótesis de mano es la *CyberHand*, como se puede ver en la figura 12, desarrollada en un convenio entre: *Scuola Superiore Sant'anna* en Italia, *INAIL Prosthetic Centre* en Italia, Centro Nacional de Microelectrónica en España, *Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik* en Alemania, Universidad Autónoma de Barcelona en España y *Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg University* en Dinamarca. El proyecto *CyberHand* consiste en el desarrollo de una prótesis de mano cibernética capaz de recrear el enlace natural que existe entre la mano humana y el sistema nervioso central.²⁹

²⁹ DARIO P., BECCAI L., CARPANETO J., CAVALLARO E., MICERA S., STELLIN G., CIPRIANI C., ZACCONE F., CARROZA M. C., CABIBIHAN JJ., CAPIELLO G., LAZZARINI R., VACALEBRI P., VECCHI F., OSÉS M. T., RIQUELME J. S., PAREJO C. O., KOCH K. P., DOERGE T., HANAUER M., RAMACHANDRAN A., NAVARRO X., VALDERRAMA E., VERDI E., CUADRAS J., RODRÍGUEZ F. J., LAGO N., LOPEZ-VALES R., GAROIA-ALIAS G., YOSHIDA K., HENNINGS K., TOSATO M., BUREAU M. *CyberHand – Development of a Cybernetic Hand Prosthesis*. Disponible en línea: <<http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/index.htm>>. [Consultado en Septiembre 25 de 2012].

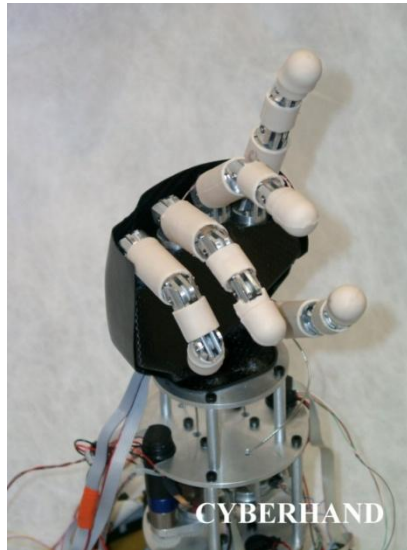


Figura 12. CyberHand.³⁰

La CyberHand ha sido uno de los proyectos de investigación más destacados en el área de prótesis biónicas de mano, debido a su desempeño, adaptación a diversos agarres y control de fuerza. La prótesis está formada por 5 dedos antropomórficos, 15 sensores de efecto Hall acoplados a cada falange para detectar el ángulo de la articulación, motores DC para el movimiento de cada dedo y un pulgar que puede tomar una posición opuesta a la palma de la mano.

Adicionalmente, la CyberHand contiene sensores táctiles en la punta de cada dedo, un sistema de control a partir de señales de electromiografía y tensiómetros ajustables para realizar el control de fuerza, esto le permite al usuario poder realizar diferentes tipos de agarres, también conocido como agarre adaptativo, tales como el agarre cilíndrico y agarre lateral.

1.7.2 Prótesis Mioeléctricas Comerciales

En el mercado actual existen compañías encargadas de la investigación, producción y comercialización de prótesis robóticas, entre las cuales se destacan: *Otto Bock*, con sedes de distribución y servicio en 44 países y exportación en 140 países del mundo, la compañía *Ossur*, la cual presta sus servicios en 17 países, y la compañía Colombiana *Bionix*, quienes brindan una prótesis funcional y económica, al alcance de la población con bajos recursos.

Entre las prótesis mioeléctricas de mano destacadas se encuentran las siguientes:

³⁰ Imagen tomada de: *CyberHand*. Disponible en línea: <<http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/download/index.htm>>. [Consultado en Septiembre 15 de 2012].

- *El Greifer eléctrico:* cuyo aspecto de puede observar en la figura 13, es particularmente robusto y apropiado para trabajos difíciles, sus principales características son la fuerza, precisión de agarre y durabilidad.³¹



Figura 13. Greifer Eléctrico de Sistema DMC *VariPlus* de Ottobock.

- *MyoHand VariPlus Speed®:* posee una elevada velocidad y fuerza de agarre que se pueden ajustar a las necesidades del paciente, se puede adaptar fácilmente a un paciente con un bajo nivel de amputación.³²



Figura 14. *MyoHand VariPlus Speed®* de Otto Bock.

- *DMC plus® - Mano Eléctrica de Sistema:* la fuerza y velocidad de agarre son proporcionales a la señal de EMG captada, posee un control de seguridad que abre la prótesis con una señal de EMG mas alta que la utilizada para cerrarla³³. Otra de sus ventajas es la estética que le brinda un aspecto más cercano al de una mano humana, como se puede observar en la figura 15.

³¹ OTTOBOCK Company. Greifer Eléctrico de Sistema DMC *VariPlus*. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5746.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].

³² OTTOBOCK Company. *MyoHand VariPlus Speed®*. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/19986.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].

³³ OTTOBOCK Company. *DMC plus® - Mano Eléctrica de Sistema*. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5737.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].



Figura 15. *DMC plus*® - Mano Eléctrica de Sistema de Otto Bock.

- *BX Hand*: desarrollada por la empresa Bionix, consiste en una mano mioeléctrica, con un diseño moderno y económica la cual brinda una autonomía de hasta 8 horas de uso continuo, con una fuerza de agarre máximo de 100N y una apertura total de 130mm.³⁴



Figura 16. *BX Hand* de Bionix.

³⁴ BIONIX Company. *BX Hand*. Disponible en línea: <<http://www.bionix.com.co/portafolio-b.html>>. [Consultado en Abril 17 de 2012].

2 DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE MANO

Con el fin de obtener el prototipo de prótesis electromiográfica de mano, se tomó la decisión de dividir el diseño en 6 etapas, las cuales posteriormente serán unificadas en un solo mecanismo. Las etapas son las siguientes:

- Acondicionamiento y procesamiento de la señal de EMG.
- Acondicionamiento y filtrado del sensor de fuerza.
- Selección de la estructura mecánica a utilizar como prótesis de mano de un grado de libertad.
- Selección, acondicionamiento y funcionamiento del mecanismo encargado de realizar la interfaz háptica de fuerza con el usuario.
- Diseño del posicionamiento y del control de fuerza de la prótesis.
- Diseño y fabricación del circuito impreso.
- Implementación de la prótesis de mano.

2.1 ACONDICIONAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE ELECTROMIOGRAFÍA

2.1.1 Circuito Analógico de EMG

Dado que las señales de electromiografía son potenciales eléctricos muy pequeños, y se encuentran dentro de un rango de frecuencias de 0 a 1000Hz, se hace necesaria la implementación de un circuito analógico que logre acondicionar dichas señales de EMG, antes de pasarlas por un convertidor análogo digital.

Para la construcción del circuito analógico de señales de electromiografía se tomó la decisión de diseñarlo en 6 etapas: la selección de los amplificadores, el diseño de un circuito básico de electromiografía, el diseño de un filtro analógico pasabajos, el diseño de un circuito para ajustar el offset de la señal de EMG, la unificación de los circuitos analógicos y por último la construcción de los cables de EMG.

2.1.1.1 Selección de Componentes

La selección de los componentes se realiza a partir de un listado ofrecido por Texas Instruments en amplificadores de instrumentación y amplificadores operacionales, con mayor facilidad en ser adquiridos. A partir de dicho listado se realizó una consulta de las principales características de cada amplificador obteniendo así los resultados de los amplificadores de instrumentación en la tabla 1 y los resultados de los amplificadores operacionales en la tabla 2.³⁵

³⁵ TEXAS INSTRUMENTS. Hojas de datos de INA101, INA115, INA126, INA128, OPA4227, OPA4277, OPA2703, OPA2107, OPA4131 y OPA4137. Disponible en línea: < <http://www.ti.com/>>. [Consultado en Junio 18 de 2012].

- Amplificadores de Instrumentación:

Tabla 1. Amplificadores de Instrumentación.

	INA101HP	INA115	INA126P	INA128P	INA129P
RUIDO (10Hz,100Hz,1KHz)	(18,15,13)nV/√Hz	(15,11,11)nV/√Hz	(45,35,35)nV/√Hz	(10,8,8) nV/√Hz	(10,8,8) nV/√Hz
CMRR (a 1KHz)	80dB	95dB	60dB	110Db	110dB
MAX GANANCIA (1KHz)	60dB	60dB	58dB	60dB	60dB
VOLTAJE DE OFFSET	25uV máx.	50uV máx.	250uV máx.	50uV máx.	50uV máx.
RANGO DE GANANCIA (V/V)	1-1.000	1-10.000	5-10.000	1-10.000	1-10.000
CORRIENTE DE POLARIZACIÓN	15nA max	5nA max	25nA max	5nA max	5nA max
DRIFT	0.25uV/°C max	0.25uV/°C max	3uV/°C max	0.5uV/°C max	0.5uV/°C max
RANGO DE ALIMENTACIÓN	±5V a ±20V	±2.25V a ±18V	±1.35 a ±18V	±2.25V a ±18V	±2.25V a ±18V
CORRIENTE EN REPOSO (por amplificador)	±5mA	±2.1mA	±0.175mA	0.7mA	0.7mA
No-Linealidad % (100v/v)	0.002 a 0.003	0.0005 a 0.002	0.002 a 0.012	0.012 max	0.002 max
IMPEDANCIA DE ENTRADA	10.000MΩ	10.000MΩ	1.000MΩ	10.000MΩ	10.000MΩ
ECUACIÓN DE GANANCIA	$G = 1 + (40k/RG)$	$1 + (50k/RG)$	$G = 5 + (80kΩ/RG)$	$1 + (50kΩ/RG)$	$1 + (49.4kΩ/RG)$
ESPECIALIDAD	Alta exactitud	Precisión	MicroPOWER	Precisión, Bajo consumo	Precisión, Bajo consumo
APLICACIONES	GALGAS EXTENSIOMETRICAS TERMOPARES RTDs TRANSDUCTORES A DISTANCIA SEÑALES DE BAJO NIVEL INSTRUMENTACIÓN MÉDICA	PUENTE AMPLIFICADOR TERMOPARES AMPLIFICADOR DE SENSORES RTD INSTRUMENTACIÓN MÉDICA ADQUISICIÓN DE DATOS	AMPLIFICADOR DE SENSORES INDUSTRIALES AMPLIFICADOR FISIOLÓGICO: ECG, EEG, EMG MULTICANAL DE ADQUISICIÓN DE DATOS SISTEMAS PORTÁTILES, A BATERÍA	PUENTE AMPLIFICADOR TERMOPARES AMPLIFICADOR DE SENSORES RTD INSTRUMENTACIÓN MÉDICA ADQUISICIÓN DE DATOS	PUENTE AMPLIFICADOR TERMOPARES AMPLIFICADOR DE SENSORES RTD INSTRUMENTACIÓN MÉDICA ADQUISICIÓN DE DATOS

El amplificador de instrumentación seleccionado para formar parte del circuito analógico de EMG, es el INA129P debido a su gran rechazo en modo común CMRR por encima de las otras opciones, por otro lado su baja corriente de polarización lo hace ideal para su implementación en pacientes con miembros amputados que presenten un potencial eléctrico muy bajo en sus células excitables, además dentro de las aplicaciones del INA129P se encuentra la instrumentación medica.

De igual modo se puede observar en la tabla que el INA128P y el INA129P tienen características similares, sin embargo el INA129P tiene un porcentaje de No-linealidad en la ganancia mucho más bajo, por lo cual lo hace más atractivo en el momento de diseñar e implementar.

- Amplificadores Operacionales:

Tabla 2. Amplificadores Operacionales

	opa 4277	opa2703 - CMOS	opa2107 - FET	opa4131 - FET	opa4137 - FET
RUIDO (10Hz,100Hz,1KHz)	(12,8,8)nV/√Hz	(45)nV/√Hz a 1KHz	(30,12,9) nV/√Hz	(21,15,15) nV/√Hz	(45)nV/√Hz a 1KHz
CMRR (a 1KHz)	100dB	70dB	92dB	65dB	70dB
MAX GANANCIA (1KHz)	1MHz	1MHz	100KHz	4MHz	100KHz
VOLTAJE DE OFFSET	±50uV	160uV	100uV	750uV	1500uV
CORRIENTE DE POLARIZACIÓN	1nA máx.	0.01nA máx.	0.01nA máx.	0.05nA máx.	0.005nA máx.
ALIMENTACIÓN	Dual	Single/Dual	Dual	Dual	Dual
RANGO DE ALIMENTACIÓN	±2V a ±18V	4V a 12V ±2V a ±6V	±4.5V a ±15V	±4.5V a ±18V	±2.25V a ±18V
CORRIENTE EN REPOSO (por amplificador)	0.79 a 0.9mA	0.16mA	2.5mA	1.7mA	0.22mA
ESPECIALIDAD	Alta Precisión	Baja corriente de polarización	Rápido Settling Time: 2µs to 0.01%, diFET	Propósito General	FET-INPUT, MicroAmplificador, baja corriente de polarización
APLICACIONES	TRANSDUCTOR DE AMPLIFICADOR PUENTE AMPLIFICADOR MEDICIONES DE TEMPERATURA INTEGRADOR INSTRUMENTOS ALIMENTADOS POR BATERÍAS PRUEBA DE EQUIPOS	APLICACIONES DE AUTOMOCIÓN EQUIPOS PORTÁTILES FILTROS ACTIVOS TRANSDUCTOR PRUEBA DE EQUIPOS ADQUISICIÓN DE DATOS	ADQUISICIÓN DE DATOS AMPLIFICADORES DE SALIDA DAC AMPLIFICADOR DE SENSORES DE ALTA IMPEDANCIA AUDIO DE ALTO RENDIMIENTO EQUIPO MÉDICO CT SCANNER	Propósito General	AMPLIFICADOR DE GALGAS EXTENSIOMETRICAS FOTODETECTOR INSTRUMENTOS ALIMENTADOS POR BATERÍAS PRUEBA DE EQUIPOS FILTROS ACTIVOS

El amplificador operacional seleccionado es el OPA4137 debido a la baja corriente de polarización y su bajo consumo, lo cual lo hace una buena opción para instrumentos alimentados con baterías, además dentro de las aplicaciones es recomendado para la implementación de filtros activos.

2.1.1.2 Circuito Básico de EMG

Un circuito básico de electromiografía consta de una etapa de amplificación, un filtro pasaaltos encargado de filtrar el ruido generado por las señales del corazón, un amplificador inversor entre las resistencias de la ganancia como referencia y un buffer conectado al blindaje de los cables para disminuir el ruido de la red de 60Hz, tal como se puede observar en la figura 17. El diseño de este circuito está basado en el amplificador de electrocardiografía con derivación de pierna derecha, recomendado en la hoja de datos

del INA128, con unas modificaciones en cuanto a las conexiones en el músculo del antebrazo.³⁶

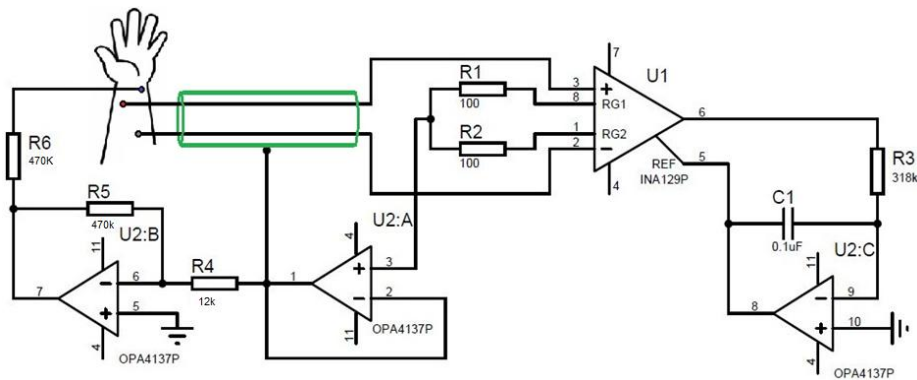


Figura 17. Circuito básico de EMG.

Las señales de electromiografía son captadas por dos electrodos superficiales localizados en el brazo del paciente, los cuales se encuentran conectados a los terminales inversor y no inversor del amplificador de instrumentación. Un tercer electrodo en el brazo del paciente es el encargado de conectar la referencia del circuito a través del amplificador de ganancia 39.

El filtro pasabajos se diseñó con frecuencia de corte de 5Hz y orden 1, a partir de la ecuación obtenida en la hoja de datos del INA128P:

$$F_c = \frac{1}{2\pi * R3 * C1}$$

Por lo cual se seleccionó una capacitancia comercial de 0.1µF, obteniendo así una resistencia R3 de 318.3KΩ sin embargo se realiza una aproximación a su valor comercial más cercano de 330KΩ, obteniéndose así una frecuencia de corte de 4.82Hz.

Por otro lado, se tomó la decisión de establecer la ganancia del amplificador de instrumentación utilizando dos resistencias de 100Ω en serie por lo cual al introducirlas en la ecuación del INA129P se obtiene:

$$Ganancia = 1 + \frac{49.4K\Omega}{RG}$$

$$Ganancia = 1 + \frac{49.4K\Omega}{(100\Omega + 100\Omega)}$$

$$Ganancia = 248 v/v$$

³⁶ Hoja de datos de INA128-INA129. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/product/ina129>>. [Consultado en Junio 18 de 2012].

De esta forma se logra amplificar las señales de electromiografía lo suficiente como para ser leída por un convertidor análogo digital.

2.1.1.3 Filtro Analógico Pasa Bajos

Debido a que las señales de electromiografía se encuentran en un rango de frecuencias inferior a 1KHz, se hace necesario la implementación de un filtro activo pasabajos, con el propósito de atenuar señales de alta frecuencia no pertenecientes a la electromiografía.

Por lo tanto el filtro a diseñar es un pasabajos Butterworth de orden 2 con topología Sallen-Key, el factor de calidad seleccionado es de 0.71, ganancia 1 y la frecuencia de corte es de 980Hz. Por lo cual se procedió a calcular los valores de resistencia y capacitancia del filtro utilizando la herramienta *Filter Pro* de *Texas Instruments*, obteniendo así los siguientes resultados:³⁷

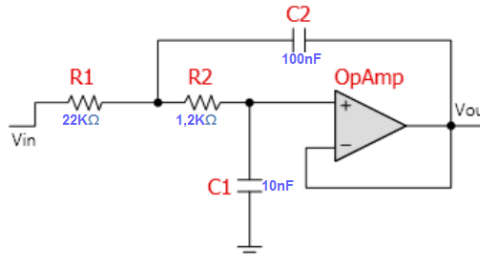


Figura 18. Filtro pasabajos sellen-key.

$$R1 = 22k\Omega$$

$$R2 = 1.2k\Omega$$

$$C1 = 10nF$$

$$C2 = 100nF$$

Adicionalmente, la herramienta permite visualizar la respuesta en frecuencia y fase del filtro diseñado, como se observa en la figura 19, permitiendo comprobar que los parámetros establecidos para el filtro estén correctos.

³⁷ *Active Filter Design Application, Filter Pro*. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/tool/filterpro>>. [Consultado en Junio 20 de 2012].

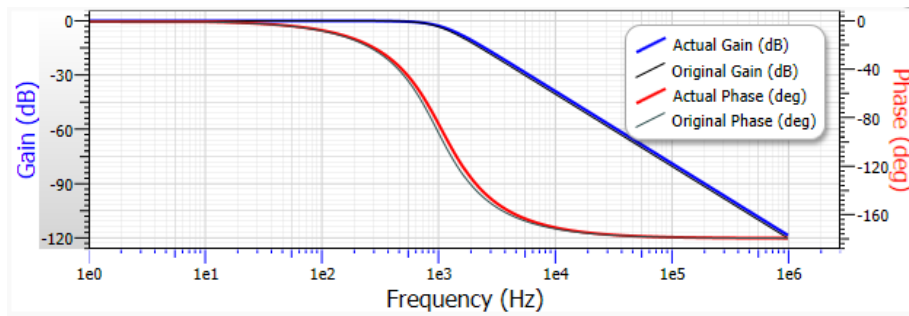


Figura 19. Respuesta en frecuencia y fase del filtro.

2.1.1.4 Circuito Analógico Final de EMG

Por último se integran el circuito básico de EMG y el filtro pasabajos con el fin de obtener la señal de Electromiografía acondicionada, antes de pasarla por el convertidor análogo digital.

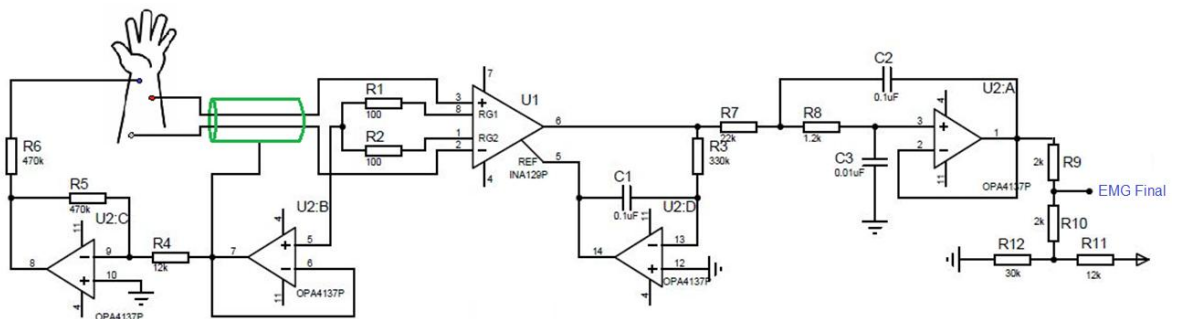


Figura 20. Circuito Final de EMG

2.1.1.5 Construcción de los cables de EMG

Para la construcción de los cables se utilizó cable de micrófono estereofónico con cordón flexible de cobre estañado y con blindaje de malla trenzada de cobre estañado con cubrimiento del 95% del cable, este cable contiene un aislamiento de polietileno permitiéndole ser flexible.

En un extremo del cable se conectaron 3 caimanes correspondientes a cada electrodo ubicado en el brazo, y en el otro extremo del cable se soldó una regleta de 3 pines, la cual se conecta a las entradas del amplificador de instrumentación y la referencia, en la figura 21 se puede observar los cables de EMG obtenidos.



Figura 21. Cables de EMG.

Posteriormente se realizó una comparación entre la señal de EMG captada por los cables contruidos en el circuito de acondicionamiento analógico y un equipo especializado de medición de EMG (Biopack). El resultado obtenido se observa en la figura 22 y figura 23.

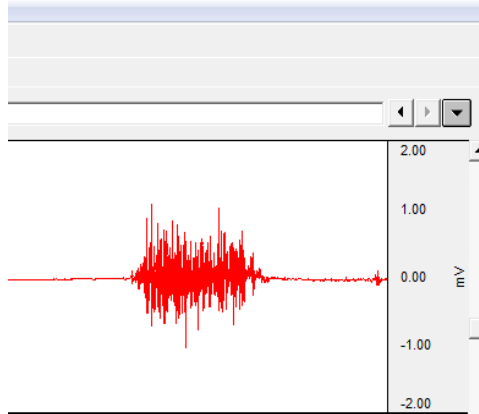


Figura 22. Electromiografía captada por el Biopack.

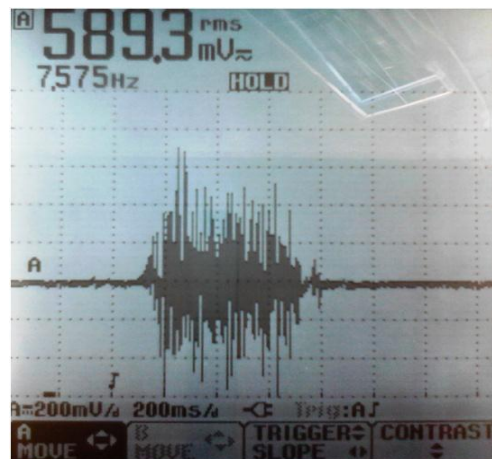


Figura 23. Electromiografía captada por el circuito de acondicionamiento.

2.1.2 Procesamiento Digital de la Señal de Electromiografía

2.1.2.1 Digitalización de la Señal de EMG

Antes de poder procesar la señal de electromiografía con un algoritmo dentro de la FPGA, es necesario digitalizar dicha señal utilizando un convertidor análogo digital (ADC). Debido a que la Tarjeta de desarrollo DE0-Nano dispone de un ADC conectado directamente a la FPGA, se tomó la decisión de utilizar dicho ADC.

El ADC de referencia ADC128S022 es un convertidor Análogo digital de 12 bits, que cuenta con 8 canales multiplexados a partir de comando digitales, este ADC puede operar a tasas de muestreo que van desde los 50KSPS (*kilo-Samples Per Second*) o kilo-muestras por segundo hasta los 200KSPS en optimas condiciones, según lo recomendado por el fabricante en la hoja de datos, por otro lado el fabricante recomienda utilizar un reloj con una frecuencia mínimo de 0.8MHz y máximo de 3.2MHz, para lograr el correcto funcionamiento del convertidor.³⁸

Dado que el ADC a utilizar se encuentra conectado a la tarjeta de desarrollo DE0-Nano, este opera para valores analógicos que oscilen entre 0v y +3.3V, por tanto se considera que los circuitos de acondicionamiento analógico de señales deberán ser diseñados de modo que no superen dicho voltaje.

Por otro lado se selecciona la velocidad de muestreo teniendo en cuenta que esta se encuentre dentro de los límites de velocidad de reloj recomendada por el fabricante, se toma la decisión de utilizar un reloj de 1.8MHz para el funcionamiento del ADC. Es importante tener en cuenta que se necesitará multiplexar 2 canales dado que un canal pertenecerá a la señal de EMG y el otro canal pertenecerá a la señal proveniente del sensor de fuerza, por lo cual la velocidad de muestreo será dividida en 2.

Terasic Technologies, fabricante de la tarjeta de desarrollo DE0 Nano, entrega un algoritmo de control del ADC, sin embargo dicho algoritmo solo puede ser utilizado cuando se desea trabajar 1 sola señal analógica, por lo tanto se decide escribir un algoritmo personalizado que logre multiplexar 2 señales analógicas a partir de una máquina de estados.

Debido a que, digitalizar una muestra de la señal de EMG y digitalizar una muestra de la señal del sensor de fuerza, le toma al algoritmo 36 ciclos del reloj de 1.8MHz, se puede calcular la frecuencia de muestreo de ambas señales de la siguiente forma:

$$Fs = \frac{CLK}{\text{estados}}$$

³⁸ Hoja de datos de ADC128S022. Disponible en línea: < <http://www.ti.com/product/adc128s022>>. [Consultado en Junio 20 de 2012].

$$F_s = \frac{1.8\text{MHz}}{36} = 50\text{kHz}$$

Una tasa de muestreo de 50kHz resulta ser una velocidad apropiada para la señal de electromiografía, dado que dicha frecuencia es 50 veces mayor a la frecuencia de corte del filtro pasabajas analógico para EMG, cumpliendo así con el teorema de Nyquist en donde se afirma que para reconstruir una señal, la frecuencia de muestreo debe ser mayor al doble de la frecuencia de la señal.³⁹

2.1.2.2 Filtrado Digital de la Señal de EMG

Se pudo observar que en la etapa analógica, la señal de electromiografía presenta interferencias de ruido provocado por la red de 60Hz, es por ello que es esencial implementar un filtro digital que atenúe la amplitud de las señales que se encuentren cercanas a la frecuencia de 60Hz, por ello se implementa un filtro FIR rechazabanda (*BandStop*).

Existen diversos métodos para calcular los coeficientes del filtro FIR, en este caso se seleccionó LabView con el *ToolBox Digital Filter Design*, haciendo así uso del bloque *Clasical Filter Design*, el cual permite ajustar las características del filtro en un entorno agradable al usuario, tal como se puede ver en la figura 24.

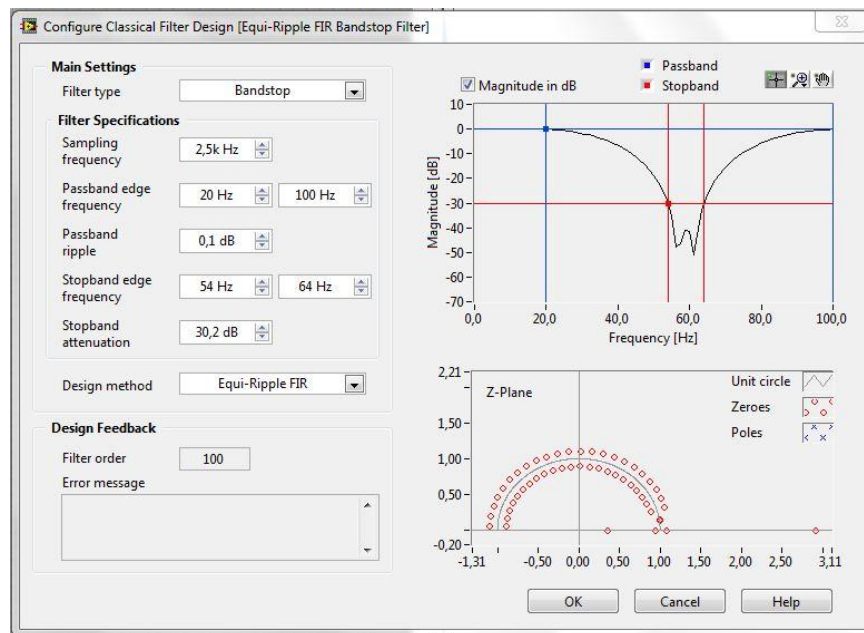


Figura 24. Entorno gráfico de la herramienta *Classical Filter Design*.

³⁹ RODRIGUEZ NAVARRO, Victoria Verence. Teorema de Muestreo de Nyquist-Shannon. Monterrey: Universidad Regiomontana. 21 de Mayo de 2011. Disponible en línea: <<http://es.scribd.com/doc/61724682/Teorema-de-Nyquist-Shannon-Senales-Digitales>>. [Consultado en Septiembre 27 de 2012]

Dado que los filtros FIR tienen la desventaja de incrementar su orden para cambios muy abruptos en las bandas de paso y las bandas de paro, el filtro rechazabanda se diseñó para rechazar las frecuencias que se encuentran entre 20Hz y 100Hz, adicionalmente se observó que implementar la frecuencia de muestreo del filtro a 50kHz, siendo esta la misma frecuencia de muestreo del ADC, el orden del filtro FIR resultante se incrementaba hasta un valor aproximado de 2000.

De forma que, para evitar elevar el orden del filtro FIR, se toma la decisión de realizar un submuestreo de la señal de electromiografía obtenida por el ADC, dicho submuestreo se hace a una frecuencia de 2,5kHz es decir a una frecuencia 20 veces menor, de esta forma aun se sigue cumpliendo con el teorema de Nyquist y se obtiene un filtro de orden 100 el cual puede ser fácilmente implementado en la FPGA.

Por otro lado, se seleccionó la atenuación de la señal en la banda de rechazo en un valor cercano a los -30,2dB obteniendo así una desviación en la banda de rechazo (δ) de 0.0309 a partir de la ecuación:⁴⁰

$$\text{Atenuacion}[dB] = -20 \log_{10}(\delta)$$

$$\delta = 10^{\frac{-\text{Atenuacion}[dB]}{20}}$$

$$\delta = 0.0309$$

Utilizando otro bloque de LabView, *DFD Plot Freq Response*, se verificó que los coeficientes generados anteriormente correspondían al filtro deseado, tal como se observa en la figura 25.

⁴⁰ MARTÍNEZ M., GÓMEZ L., SERRANO A. J., VILA J. y GÓMEZ J. Diseño de Filtros FIR. Universitat de Valencia. Disponible en línea: <http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/filtros-digitales/tema_3_diseno_de_filtros_fir.pdf>. [Consultado en Agosto 16 de 2012].

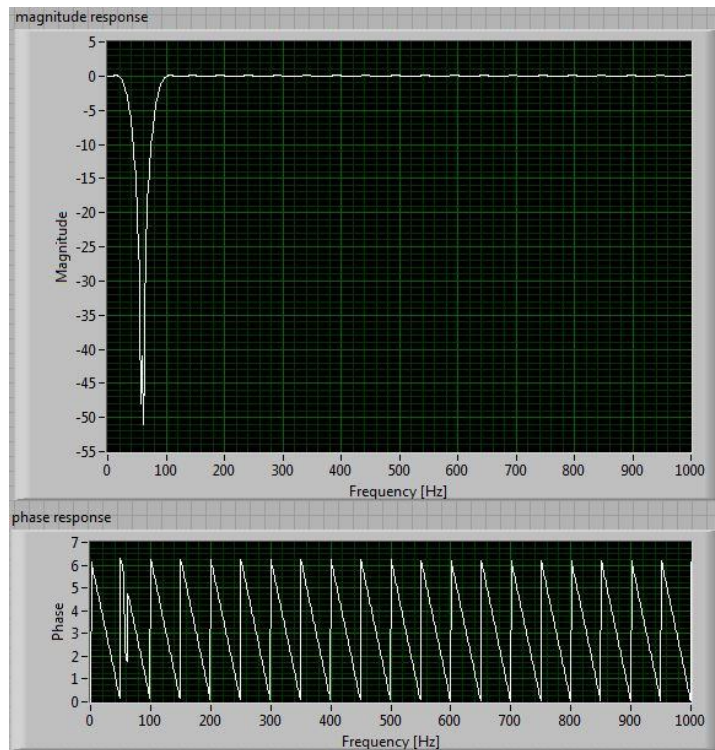


Figura 25. Comprobación de los coeficientes del filtro.

Por último se procede a escribir el algoritmo del filtro FIR en la FPGA con los coeficientes obtenidos.

2.1.2.3 Procesamiento de la Señal de EMG

Con el objetivo de obtener una señal que sea de utilidad para reconocer cuando se desea mover la prótesis se hace un procesamiento a la señal de EMG dividido en varias secciones:

- Ajuste 1: el primer ajuste consiste en multiplicar la señal de EMG por un escalar el cual es seleccionado a partir de la amplitud de la señal de EMG, en este caso 7, de forma que se incrementa la amplitud de la señal aprovechando así mejor el rango de 8 bits en el que oscila la electromiografía, sin embargo también se incrementa el nivel constante en el cual se encuentra la señal, por lo cual se debe restar dicho resultado por una variable, de modo que el nivel de la electromiografía base se encuentre alrededor de 127, es decir la mitad del rango de 8 bits. La siguiente ecuación muestra detalladamente la Ajuste1:

$$\mathbf{Ajuste1} = (\mathbf{EMG} * \mathbf{7}) - \mathbf{k}$$

En este ajuste se puede modificar el valor de k tanto en código, como usando los pulsadores ubicados en la tarjeta de desarrollo DE0-Nano, como se ve en la figura

26, con el fin de que la prótesis pueda ser ajustada a diferentes pacientes que presenten distintos niveles de DC en su señal de Electromiografía. El pulsador KEY[0] se encarga de bajar el offset de la señal de EMG, el pulsador KEY[1] sube dicho nivel de offset.



Figura 26. Pulsadores KEY[0] y KEY[1] de la DE0-Nano para modificar el ajuste de la señal de electromiografía.

- Rectificación de la señal de EMG: el segundo paso dentro del procesamiento de la señal de EMG es rectificarla, dado que es de mayor utilidad conocer cuándo hay presente mayor cantidad de señal, y en qué momentos hay poca. Para ello se verifica que el valor de cada muestra de electromiografía obtenida a la salida del filtro se encuentre por encima del valor de EMG base, el cual se seleccionó anteriormente como 127. Si la muestra tiene un valor por debajo de 127, se toma el valor más alto en la escala de 8 bits, es decir 255 y se le resta el valor de la muestra, obteniendo así un equivalente a la señal rectificada.
- Promedio de la señal de EMG: para obtener un promedio de la señal de EMG se utiliza la señal de salida de la sección de rectificación. Se toman 100 muestras, se suman en un registro y posteriormente el valor se divide por 100.
- Ajuste 2: por último se ajusta nuevamente la señal ya promediada para poder utilizarla más adelante en un algoritmo de posicionamiento por EMG, para ello, primero se disminuye el nivel de la electromiografía base restando 127 a la señal, luego se multiplica por un escalar, en este caso 5 dado que dicho valor aprovecha mejor el ancho de 8 bits de la escala completa, esto asegurará que el promedio de la electromiografía oscile cerca de 0 y 255. La siguiente ecuación representa mejor el ajuste 2:

$$\text{Ajuste2} = (\text{EMG} - 127) * 5$$

Una vez obtenida la señal promedio ajustada, se puede reconocer, a partir de la comparación entre dicho promedio y un umbral, en qué momento el usuario desea mover la prótesis.

2.2 ACONDICIONAMIENTO Y FILTRADO DEL SENSOR DE FUERZA

Antes de pasar la señal del sensor de fuerza por el convertidor análogo digital, es necesario realizar un acondicionamiento analógico que permita convertir la señal resistiva del sensor, en un voltaje que oscile entre 0 y 3.3v. Luego de haber hecho esto se realiza

un filtrado digital con el fin de atenuar el ruido de 60Hz presente en la señal de fuerza, y los cambios bruscos en la señal, utilizando un filtro FIR pasabajos.

2.2.1 Acondicionamiento Analógico del Sensor de fuerza

El sensor de fuerza seleccionado es el FlexiForce A201, con un rango de medición de 0 a 25lb de fuerza (11,3 kg de fuerza) o (110 Newtons) y un diámetro de medición de 9,53mm.

Luego de revisar las características del sensor, mediante pruebas se evidenció que en vacío la resistencia del sensor es superior a los 30MΩ, luego se verificó experimentalmente que cuando la pinza y el servomotor (seleccionados en el capítulo 2.3) ejercen la máxima fuerza sobre la superficie del sensor, al sujetar un objeto, la resistencia del sensor disminuye hasta los 0,6MΩ, aproximadamente.

Con base en estos valores se toma la decisión de construir el circuito que acondicionará la señal de fuerza proveniente del sensor a partir de un divisor de tensión, de la siguiente forma:

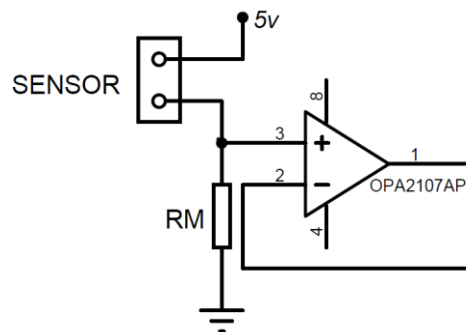


Figura 27. Circuito de acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza.

Dado que se quiere que el voltaje a la salida del amplificador operacional no supere los 3.3v se selecciona la resistencia RM en la condición más crítica la cual es cuando la resistencia del sensor es de 0,6MΩ de la siguiente forma:

$$3.3v > \frac{RM}{RM + 0.6M\Omega} * 5v$$

$$1.16M\Omega > RM$$

Por consiguiente se decide utilizar una resistencia RM de 1MΩ asegurando así que la señal de fuerza no supere el voltaje máximo del ADC (3.3V).

2.2.2 Filtrado Digital del Sensor de Fuerza

Como se explicó anteriormente, la señal de voltaje proveniente del *buffer* conectado al sensor de fuerza es digitalizada por el ADC de la DE0-Nano, a una frecuencia de 50kHz, al igual que la señal de electromiografía.

Al obtenerse dicha señal digital del sensor, se pudo ver que las variaciones eran muy abruptas, e incluso se observó que había presente una señal de 60Hz proveniente del ruido de la red. Por tal razón se implementó digitalmente un filtro FIR pasabajos con frecuencia de corte de 5Hz.

Nuevamente, el cálculo de los coeficientes se realizó mediante LabView, introduciendo la frecuencia de corte de 5Hz, la frecuencia de paro de 10Hz, con una atenuación de -30dB. Sin embargo, seleccionar una frecuencia de muestreo de 50kHz para este filtro, generaría un filtro de orden muy alto, el cual tendría muchos inconvenientes para ser implementado, es por ello que se decide hacer un submuestreo de 200Hz (20 veces mas alta a la frecuencia de corte con el fin de obtener una buena reconstrucción de la señal) para el filtro FIR pasabajos siendo este valor 250 veces menor a la frecuencia de muestreo del ADC, de modo que con estas condiciones se obtuvo un filtro de orden 62.

En la figura 28 se puede observar el entorno gráfico de la herramienta en el momento en que se introducen las especificaciones del filtro y en la figura 29 se utiliza un bloque adicional que permite graficar la respuesta en frecuencia y fase de los coeficientes generados.

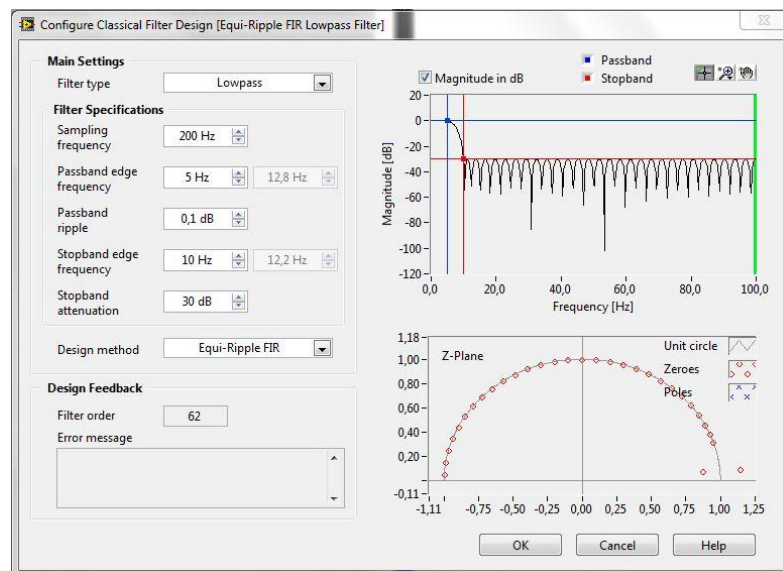


Figura 28. Cálculo de los coeficientes del filtro FIR pasabajos.

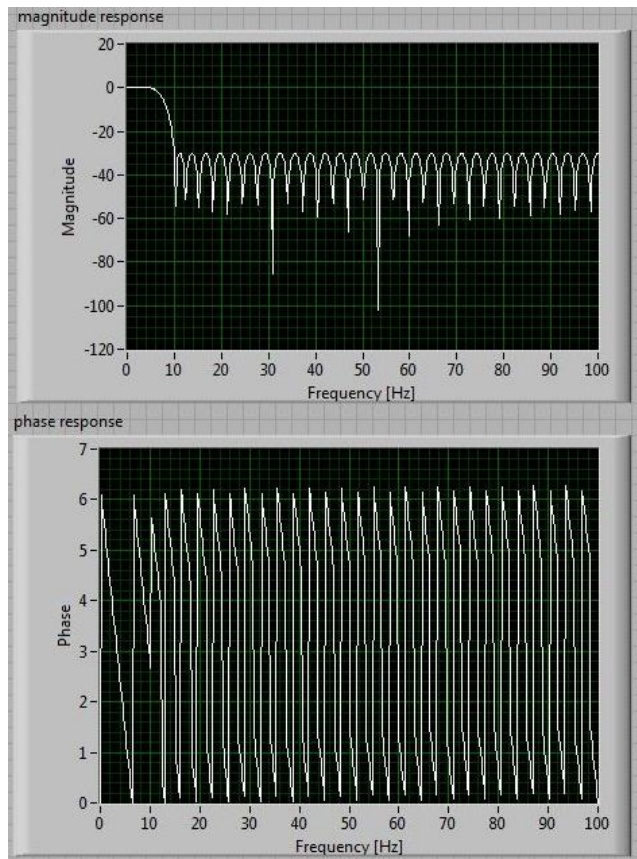


Figura 29. Comprobación de los coeficientes del filtro FIR pasabajos.

Luego de obtener los coeficientes del filtro FIR pasabajos se procede a realizar su respectiva programación en la FPGA.

2.2.3 Caracterización del Sensor de Fuerza

Con el fin de conocer la curva del sensor de fuerza se registra el valor binario correspondiente a diferentes fuerzas aplicadas a la superficie del sensor. Dado que la información obtenida en la hoja de datos del sensor confirma que éste puede sensor hasta 110N, al dividirlo en la aceleración de la gravedad (9.8m/s^2) se obtiene la máxima masa que se deberá aplicar a la superficie del sensor, es decir 11,34kg.

Teniendo en cuenta lo anterior se procedió a llenar la siguiente tabla con los valores tomados por el circuito de acondicionamiento del sensor de fuerza, la lectura digital realizada por el convertidor análogo digital y la fuerza aplicada a la superficie del sensor:

Tabla 3. Datos del sensor de fuerza

Masa (kg)	Fuerza (N)	Voltaje a la salida (V)	Valor del ADC
0,00	0,00	0,00	00
0,05	0,49	0,14	11
0,10	0,98	0,31	24
0,15	1,47	0,41	32
0,20	1,96	0,54	42
0,25	2,45	0,72	56
0,30	2,94	0,85	66
0,35	3,43	1,01	78
0,40	3,92	1,16	90
0,45	4,41	1,33	103
0,50	4,90	1,43	111
0,55	5,39	1,59	123
0,60	5,88	1,75	135
0,65	6,37	1,92	148
0,70	6,86	2,02	156
0,75	7,35	2,12	164
0,80	7,84	2,25	174
0,85	8,33	2,33	180
0,90	8,82	2,47	191
0,95	9,31	2,70	203
1,00	9,80	2,78	215
1,05	10,29	2,94	227
1,10	10,78	3,09	239

El circuito de acondicionamiento se construyó de forma que la máxima fuerza ejercida por el *gripper* y servomotor seleccionados en el capítulo 2.3, entregara un voltaje no superior a 3,1V. De modo que, de la tabla se concluye que la máxima fuerza ejercida por el *gripper* en la superficie del sensor es de aproximadamente 1,1kg de fuerza o 10,78N.

Luego de obtener los valores de la tabla 3, se procedió a graficar la curva del sensor, tal como se observa en la figura 30.

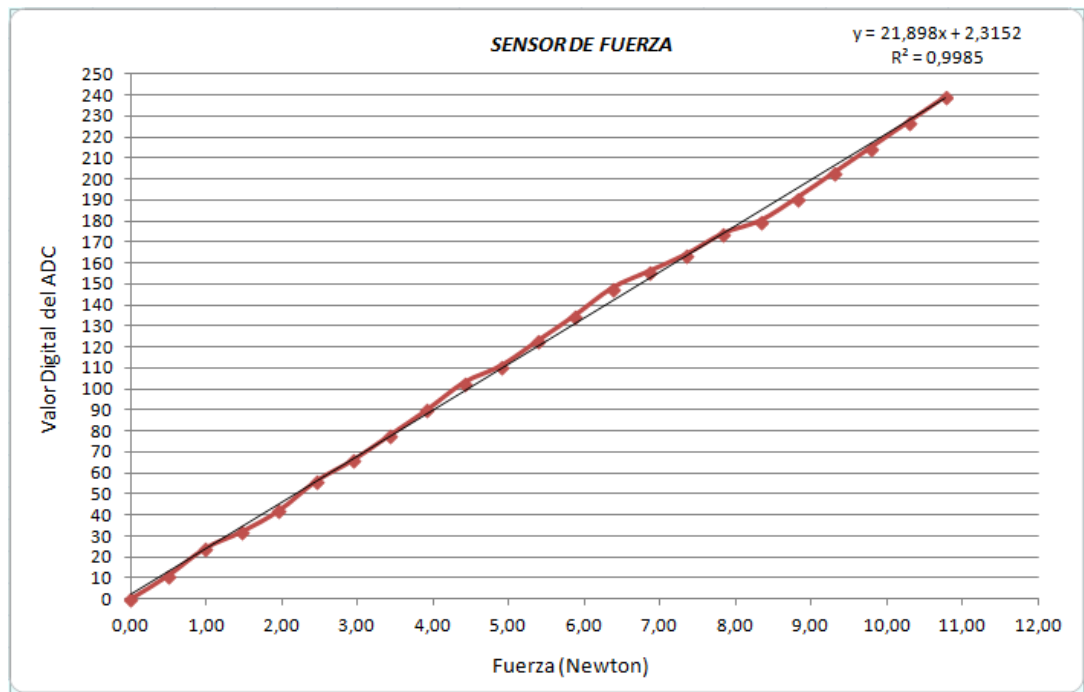


Figura 30. Curva del sensor de fuerza, Valor Digital del ADC vs Fuerza.

Al graficar, se pudo comprobar que la curva del sensor es lineal, lo cual resulta ser una ventaja ya que permite implementar un controlador lineal, con estos mismos valores se halló la siguiente ecuación del sensor.

$$\text{Valor Digital del ADC} = (21,898 * \text{Fuerza}) + 2,3152$$

2.3 SELECCIÓN DE LA ESTRUCTURA MECÁNICA A UTILIZAR COMO PRÓTESIS DE MANO DE UN GRADO DE LIBERTAD

2.3.1 Selección de la Pinza

Actualmente se han desarrollado diversas investigaciones en el diseño y la fabricación de estructuras mecánicas orientadas a funcionar como prótesis de mano tipo pinza, tal como la pinza diseñada por las estudiantes Diana Arias y Viviana Bautista, dicho modelo comprende de tres sujetadores: 2 que simulan el comportamiento del dedo índice y 1 que realiza la función de pulgar al agarrar objetos, tal como se puede observar en la figura 31.⁴¹

⁴¹ ARIAS PÉREZ, Diana Mercedes y BAUTISTA TORRES, Liliana Esperanza. Op. cit.



Figura 31. Modelo de Pinza.

Por otra parte existen diversos modelos comerciales de pinza que pueden ser utilizados como prótesis de mano tipo pinza. Dado que resulta más conveniente adquirir la pinza de forma comercial, se tomó la decisión de utilizar un *grripper* como prótesis de mano tipo pinza.

Entre los mecanismos comerciales, se seleccionó el *grripper* de la figura 32, dado que resulta favorable para la instalación del sensor de fuerza debido a que la superficie de las pinzas es de 1.9cm x 2.9cm y una apertura total de la pinza de 3.3cm, lo suficientemente grande para utilizar el diámetro completo del sensor de fuerza, adicionalmente otra ventaja es que permite un fácil acople de un servomotor estándar.⁴²

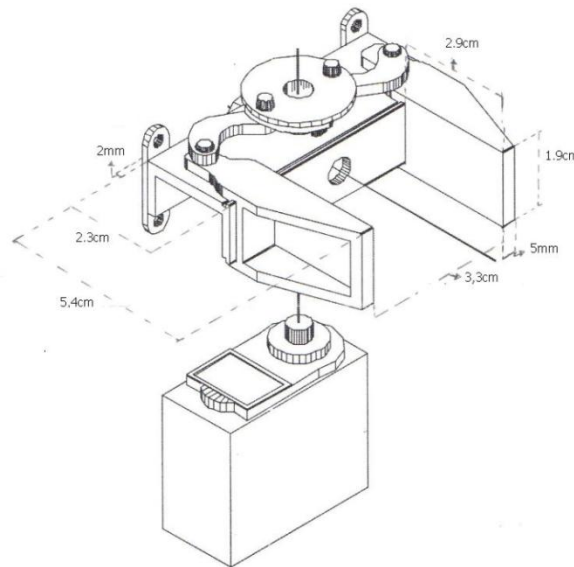


Figura 32. *Gripper*.

⁴²Dynamo Electronics. *Gripper Pequeño*. Disponible en línea: http://dynamoelectronics.com/dynamo-tienda-virtual.html?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=250&category_id=60. [Consultado en Julio 28 de 2012].

2.3.2 Selección del Servomotor

Dada la forma del *gripper* escogido, se debe seleccionar un servomotor estándar debido a que estos se acoplan correctamente. Dentro de los servomotores con mayor comodidad en adquisición se encuentran los siguientes tres:⁴³

- Hitec HS-311: Es el servomotor más utilizado comúnmente por su bajo costo y piñonería en nylon. Sus principales características son par mecánico de 42oz/in (3 kg.cm) y velocidad: 0.19sec/60° sin carga a un voltaje de alimentación de 4.8V.
- Hitec HS-322HD Deluxe: Tiene las mismas características de velocidad y par mecánico del HS-311, sin embargo su piñonería en carbonita lo hace más resistente para trabajos pesados.
- Hitec HS-645MG Ultra Torque: Su alto torque combinado con piñonería metálica lo convierten en uno de los servomotores estándar más fuertes y resistentes del mercado. Sus principales características son par mecánico de 133.33oz/in (7.7 kg.cm) y velocidad de 0.24sec/60° sin carga a un voltaje de alimentación de 4.8V.

La siguiente tabla muestra de forma organizada una comparación entre las características de los tres servomotores:

Tabla 4. Servomotores

	HS-311	HS-322HD	HS-645MG
Par Mecánico (4.8V)	42oz/in (3 kg.cm)	42oz/in (3 kg.cm)	133.33oz/in (7.7 kg.cm)
Velocidad (4.8V)	0.19sec/60°	0.19sec/60°	0.24sec/60°
Piñonería	Nylon	Carbonita	Metal

Luego de observar las 3 opciones se optó por seleccionar el servomotor HS-645MG dado que su alto par mecánico permitiría que se aproveche de mejor forma el rango de medición del sensor de fuerza que las otras dos opciones. Adicionalmente, su piñonería es suficientemente resistente, permitiendo así ejercer fuerzas sin temor a daños en el mecanismo del servomotor.

2.4 SELECCIÓN, ACONDICIONAMIENTO Y FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO ENCARGADO DE REALIZAR LA INTERFAZ HÁPTICA DE FUERZA CON EL USUARIO

Cuando se habla de percepción háptica se hace relación a todo lo que tiene que ver con el tacto, de forma que en este proyecto es importante que el usuario pueda relacionar la fuerza sensada al sujetar un objeto con la prótesis por medio de un actuador, por lo tanto se utiliza un pequeño motor con una pieza metálica en su eje con forma de medio cilindro, obteniendo así un pequeño vibrador, similar al utilizado en controladores de videojuegos y celulares.

⁴³Hitec. *Analog Servos.* Disponible en línea: <<http://www.hitecrd.com/products/servos/analog/index.html>>. [Consultado en Julio 29 de 2012].



Figura 33. Vibrador seleccionado como interfaz háptica.

Dado que la vibración del motor, está relacionada con su velocidad, se utiliza un modulador de ancho de pulso (PWM) para variar la velocidad del motor. El circuito que acondiciona la salida de PWM de la FPGA hacia el motor es un comparador tal como se puede observar en la figura 34, basándonos en un comparador de forma que se logren obtener solo valores de 0V y 5V.

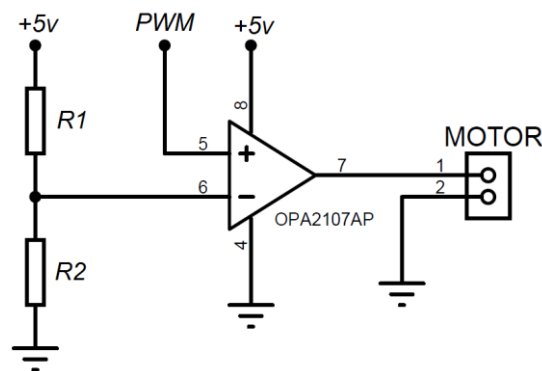


Figura 34. Acondicionamiento de la señal PWM al motor

La forma para seleccionar las resistencias $R1$ y $R2$ se hace pensando en que los valores lógicos de la señal de PWM proveniente de la FPGA tienen un voltaje de 0V y 3.3V por lo cual la tensión en la terminal inversora del comparador puede tener un valor dentro de $1/3$ y $2/3$ del máximo voltaje de la señal de PWM, es decir entre 1.1V y 2.2V. En base a estos datos al utilizar un divisor de tensión se obtiene la relación entre las resistencias $R1$ y $R2$:

$$1.1V \leq \frac{R2}{R1 + R2} * 5V \leq 2.2V$$

$$\frac{11}{39}R1 \leq R2 \leq \frac{11}{14}R1$$

Se toma la decisión de utilizar una resistencia de 30kΩ como $R1$ y una resistencia de 12kΩ como $R2$, cuyos valores comerciales resultan ser cercanos a los calculados anteriormente cumpliendo con la desigualdad.

Para el diseño del algoritmo encargado de generar el PWM que maneja la velocidad del vibrador, se tiene en cuenta que el rango de la señal de fuerza se encuentra dentro de los

8 bits, por lo cual se diseña un modulador de ancho de pulso cuyo *Duty Cycle* sea proporcional al valor en binario de la señal de fuerza, tal como se muestra en la tabla 5:

Tabla 5. Relación de fuerza y Duty Cycle

<i>Fuerza</i>	<i>Duty Cycle</i>
00000000	0%
00111111	25%
01111111	50%
10111111	75%
11111111	100%

Siguiendo este orden de ideas se diseña un PWM a partir de una rampa de 8 bits con frecuencia de 5 Hz, manteniendo el concepto de generar un modulador de ancho de pulso a partir de la comparación entre una onda triangular y una señal de referencia, tal como se puede ver en la figura 35, dicha idea se logra traducir en un algoritmo escrito en Verilog, dentro de la FPGA a partir de una serie de instrucciones que comparan los dos datos.⁴⁴

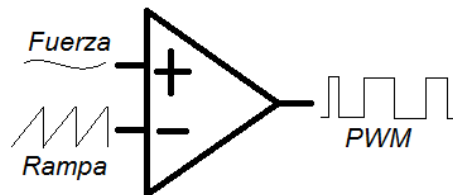


Figura 35. Estrategia para generar el PWM del vibrador.

2.5 DISEÑO DEL POSICIONAMIENTO Y DEL CONTROL DE FUERZA DE LA PRÓTESIS

El diseño se hace pensando en que dos señales completamente diferentes, electromiografía y fuerza, serán las encargadas de: habilitar el movimiento del servomotor y controlar la fuerza ejercida en la prótesis respectivamente.

De forma que se toma la decisión de diseñar dos estrategias por aparte, uno encargado de posicionar la prótesis a partir de señales de EMG en lazo abierto, usando realimentación visual y el otro encargado de mantener la fuerza establecida por el usuario después de posicionar la prótesis a su voluntad con electromiografía.

⁴⁴ BUSO, Simone y MATTAVELLI, PAOLO. *Digital Control in Power Electronics*. Morgan & Claypool, 2006, pp. 13-31.

2.5.1 Posicionamiento por EMG

Para lograr el posicionamiento a partir de señales de EMG, se establece un umbral de referencia, de forma que un comparador determinará si el usuario está generando señales de EMG por voluntad propia al compararlo con la amplitud del promedio de la señal de electromiografía. Dicho umbral determina si se debe o no cambiar la posición angular del servomotor.

Cuando la señal de EMG supera el umbral, el ángulo del servomotor incrementa o disminuye 1 grado a una frecuencia de 40Hz, es decir que el servomotor gira 1 grado cada 0.025 segundos, esta velocidad de giro es constante para permitir al usuario de la prótesis abrir y cerrar el *gripper* con mayor precisión y suavidad durante el posicionamiento por EMG.

Por otro lado, se estableció una señal que determina el sentido de giro al servomotor, de forma que dicha señal indica si durante el posicionamiento por EMG se debe incrementar o disminuir el ancho de pulso de la señal de PWM enviada al servomotor.

El rango en que se mueve el eje del servomotor, acoplado a la prótesis, es de 10 grados a 135 grados, por lo cual la pinza logra pasar de una posición completamente abierta a completamente cerrada en 3,125 segundos, a partir de señales de EMG. El diagrama en bloques de la figura 36 muestra la estrategia de posicionamiento por EMG.

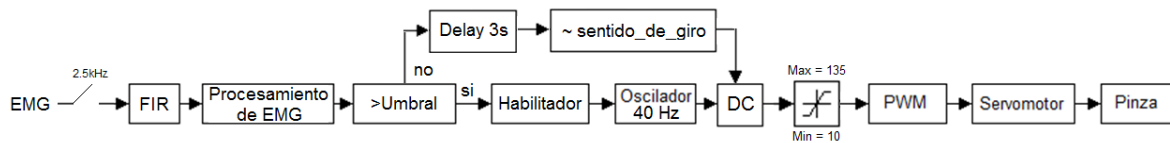


Figura 36. Diagrama de bloques del posicionamiento de la prótesis por EMG.

Cuando el usuario deja de emitir señales de EMG por voluntad propia, la amplitud del promedio de la señal de EMG reduce su valor por debajo del umbral y se empieza a ejecutar un contador que, transcurridos 3 segundos, realiza las siguientes dos acciones:

- La señal que determina el sentido de apertura a la prótesis, en posicionamiento por EMG, cambia su valor lógico (se invierte el sentido de giro del servomotor).
- Entra a funcionar el control de fuerza (la señal de PWM enviada al servomotor proviene ahora del algoritmo de control de fuerza).

2.5.2 Control de Fuerza

El control de fuerza sólo entra a funcionar cuando el promedio de la señal de EMG permanece más de 3 segundos por debajo del umbral, se estableció un tiempo de 3

segundos con el fin de que el usuario de la prótesis tuviera el tiempo suficiente para corregir la posición de apertura de la pinza.

Sin embargo hay que tener en cuenta que el control de fuerza solo funciona si previamente se establece un *Set Point* (punto de referencia), por lo cual durante los primeros 2 segundos del contador, se realiza un promedio de la fuerza ejercida por la prótesis, a partir de la toma de 100 muestras de la señal proveniente del sensor de fuerza a una frecuencia de 50Hz, tal como se observa en la siguiente ecuación.

$$\mathbf{Set\ Point} = \frac{1}{100} \sum_{i=0}^{99} (m[i])$$

Una vez obtenido el *Set Point*, el controlador procede a hacer las respectivas correcciones en la posición angular del eje del servomotor a través de un control en lazo cerrado, y de esta forma conservar la fuerza ejercida por la pinza en la superficie del sensor, lo más cercano al *Set Point* establecido.

2.5.2.1 Control de Fuerza PI con Algoritmo Incremental:

Se decide utilizar un control con algoritmo incremental cuya ecuación de la señal del mando de control es:⁴⁵

$$\mathbf{u}(t_k) - \mathbf{u}(t_{k-1}) = \Delta\mathbf{u}(t_k)$$

En donde el algoritmo PID incremental $\Delta\mathbf{u}(t_k)$ esta dado por:

$$\Delta\mathbf{u}(t_k) = Kp \left[\left(1 + \frac{\Delta t}{Ti} + \frac{Td}{\Delta t} \right) * e(t_k) + \left(-1 - \frac{2Td}{\Delta t} \right) * e(t_{k-1}) + \frac{Td}{\Delta t} * e(t_{k-2}) \right]$$

Dado que el algoritmo incremental que se desea implementar es un PI, el tiempo derivativo Td se hace cero, teniendo como resultado el siguiente algoritmo PI incremental:

$$\Delta\mathbf{u}(t_k) = Kp * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + \frac{Kp * \Delta t}{Ti} * (e(t_k))$$

Al reemplazarlo en la primera ecuación se obtiene el mando de control del algoritmo PI incremental:

$$\mathbf{u}(t_k) = \mathbf{u}(t_{k-1}) + Kp * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + \frac{Kp * \Delta t}{Ti} * (e(t_k))$$

⁴⁵ VISIOLI, Antonio. *Practical PID Control*. London: Springer, 2006, pp. 1-18

En donde $u(t_k)$ es el mando de control, $u(t_{k-1})$ la muestra anterior al mando de control, $e(t_k)$ es la muestra actual del error, $e(t_{k-1})$ es la muestra anterior del error, Kp es la ganancia proporcional, Δt es el tiempo de muestreo, y Ti el tiempo integral.

Dado que para la señal de fuerza se utilizó un filtro digital que realiza un submuestreo de 200Hz, la frecuencia de muestreo del controlador es de 200Hz es decir que Δt es 0.005 segundos.

Una vez determinadas la parte Proporcional y la parte Integral de la ecuación, se decide reemplazar el resultado del producto $\frac{Kp}{Ti}$ por un valor constante Ki y Δt por 0.005 de la siguiente forma:

$$u(t_k) = u(t_{k-1}) + Kp * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + Ki * 0.005 * e(t_k)$$

Pensando en los límites de máxima y mínima apertura de la pinza, se adiciona un *Anti-windup* para evitar la saturación del controlador, de forma que en los valores de 100% y 0% del mando, el valor del control incremental $\Delta u(t_k)$ se hace cero y el mando de control $u(t_k)$ no supera los valores máximo y mínimo correspondientes a los extremos de apertura y cierre de la pinza. La ecuación para saturación es la siguiente:

$$u(t_k) = u(t_{k-1}) + 0$$

Posteriormente, el mando de control se aplica al modulador de ancho de pulso, en forma de un nivel de DC que varía dependiendo de los valores del error, de tal forma que se reemplaza la variable u por DC tal como se observa en la siguiente ecuación:

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + Kp * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + Ki * 0.005 * e(t_k)$$

Finalmente, se representa el controlador PI a través del siguiente diagrama de bloques.

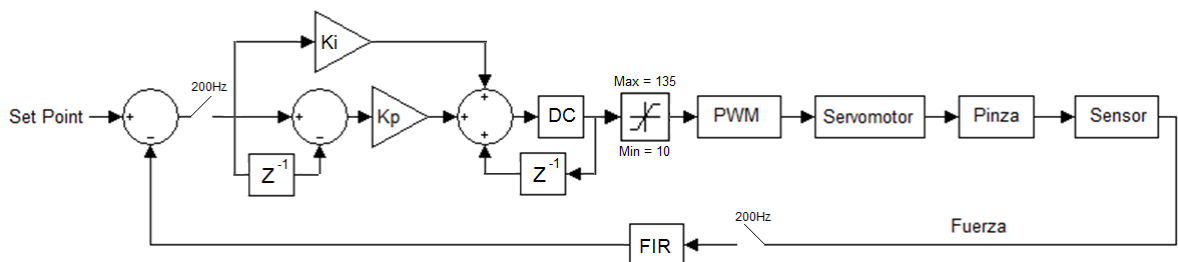


Figura 37. Diagrama de bloques del control de fuerza PI incremental, para la prótesis.

2.5.3 Diagrama de Bloques del Algoritmo que Integra el Posicionamiento por EMG y el Control de Fuerza

Una vez definida la estrategia para establecer la posición de la prótesis y el método para controlar la fuerza, se procedió a unificar los dos controles, teniendo en cuenta que se

debe cargar en un registro, la posición actual del servomotor al realizar el cambio de posicionamiento por EMG a control por fuerza a partir de un retardo de 3 segundos, tal como se observa en la figura 38.

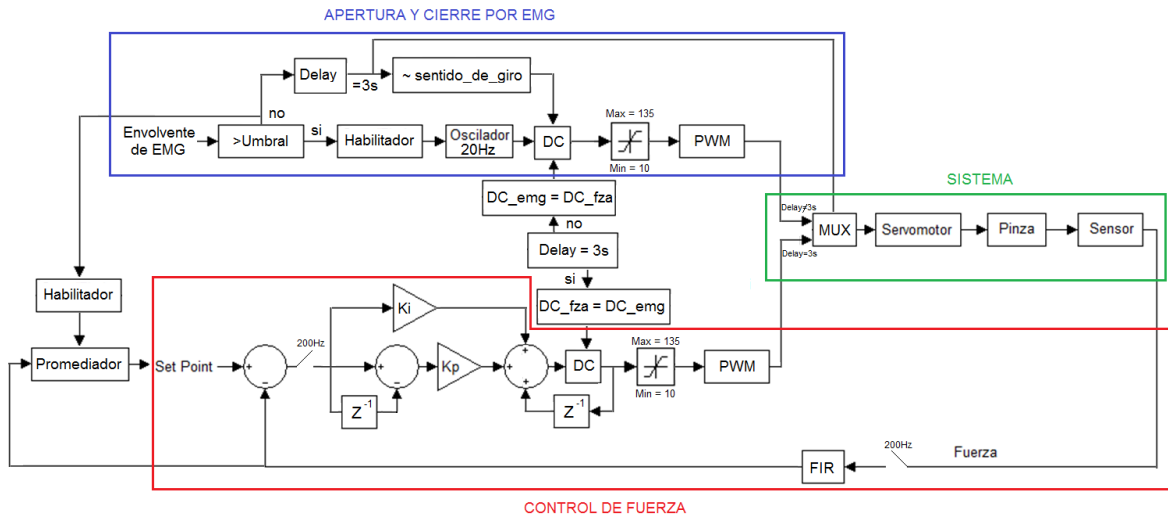


Figura 38. Diagrama de bloques de posicionamiento por EMG y control de fuerza integrados.

La señal de EMG, a partir de un umbral, determina si el *mux* envía la señal de PWM, proveniente del posicionamiento por EMG o por el control de Fuerza, al servomotor a través de un retardo de 3 segundos. Dicho intervalo de tiempo permite al usuario posicionar la apertura de la pinza en pequeños intervalos de tiempo inferiores a 3 segundos. A su vez el umbral del promedio de la electromiografía indica el momento en que se debe reiniciar el promediador del *Set Point*.

2.6 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO IMPRESO

El diseño del PCB (de sus siglas en inglés *Printed Circuit Board*) se realiza pensando en que su tamaño y forma se asemeje a la tarjeta DE0-Nano con el fin de que se puedan apilar ambas tarjetas.

2.6.1 Diseño Esquemático

Utilizando el software *Proteus 7.7* y la herramienta *ISIS SCHEMATIC CAPTURE*, se diseña el esquemático que contiene el circuito analógico, teniendo en cuenta que los conectores tipo DIL y SIL puedan ser acoplados a la FPGA, al servomotor, al sensor, y a los cables de EMG.

Las baterías que se utilizaron son de Polímero Ion Litio de 3.7V y 1000mAh, sin embargo el voltaje de estas puede variar de 4.2v en carga completa a 2.75v en descarga, es por ello que se tomó la decisión de utilizar reguladores de voltaje LD1117.⁴⁶

A la entrada de cada regulador se conectaron 2 baterías de 3.7v, obteniendo así un voltaje de entrada al regulador de 7.4v, y un voltaje fijo de salida de 5v. También se conectaron condensadores a la entrada y salida del regulador de 0.1 μ F y 10 μ F respectivamente, con el fin de disminuir el rizo en la salida, tal como se recomienda en la hoja de datos del regulador LD1117.⁴⁷

Dado que el amplificador de instrumentación INA129P y el amplificador operacional OPA4137P son de doble alimentación, se hace necesario utilizar un regulador que entregue un voltaje de -5v con respecto a la referencia, aprovechando la versatilidad del LD1117 para obtener un voltaje negativo, se conectó la salida del regulador a la referencia, obteniendo así una tensión de -5v en el pin de tierra del regulador, tal como se observa en la figura 39.

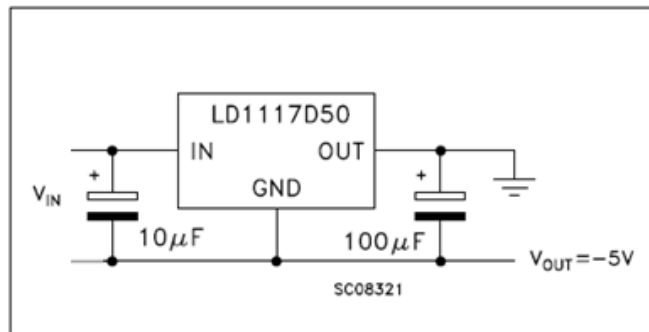


Figura 39. Alimentación negativa. Imagen tomada de la hoja de datos del LD1117.

Una vez obtenidos los voltajes para la alimentación del circuito y definidos los conectores, se procedió a diseñar el esquemático completo del circuito, tal como se puede ver en la figura 40.

⁴⁶ Hoja de datos de LI-Polymer Battery Packs 063450. Disponible en línea: <<http://www.sparkfun.com/datasheets/Batteries/UnionBattery-1000mAh.pdf>>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

⁴⁷ Hoja de datos del regulador LD1117xx. Disponible en línea: <http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00000544.pdf>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

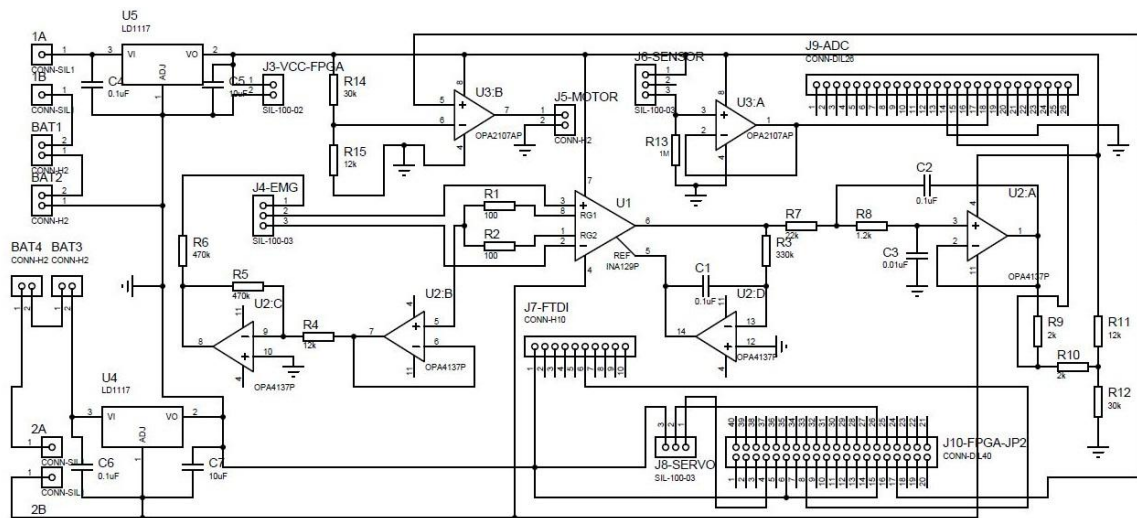


Figura 40. Esquemático del circuito analógico completo.

2.6.2 Diseño del PCB

Nuevamente utilizando el software *Proteus 7.7* y la herramienta *ARES PCB LAYOUT*, se ubican los componentes del circuito dentro de un área de trabajo de 3.1 pulgadas de alto por 1.9 pulgadas de ancho, es decir 7.9cmx4.8cm. Posteriormente se diseña la ruta de conexiones entre los componentes, dado la cantidad de rutas se tomó la decisión de hacer el PCB en dos capas, para mayor comodidad en la fabricación del mismo, obteniendo así las siguientes imágenes:

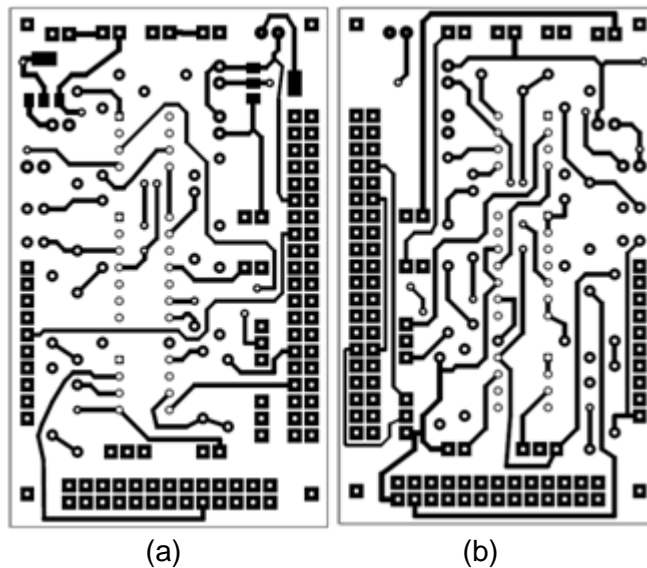


Figura 41. Rutas del PCB, (a) capa superior, (b) capa inferior.

Algunos criterios utilizados para el diseño del pcb son:

- Dejar una distancia mínima de 0.8mm entre pistas
- No colocar pistas en los bordes de la placa
- Dejar mínimo 2 decimas de pulgada entre el cuerpo y el punto de soldadura de cada elemento⁴⁸

Dado que la herramienta ARES PCB LAYOUT, nos permite visualizar el PCB en 3D, se logró verificar que la ubicación de los componentes fuera la apropiada, de forma que las conexiones de los cables de EMG, servomotor, motor y sensor se puedan realizar sin mayor inconveniente, y los componentes pudieran ser soldados sin problemas de espacio. En la figura 42 se puede observar el modelo en 3D del PCB, y en la figura 43 el modelo en 3D del PCB con los componentes.

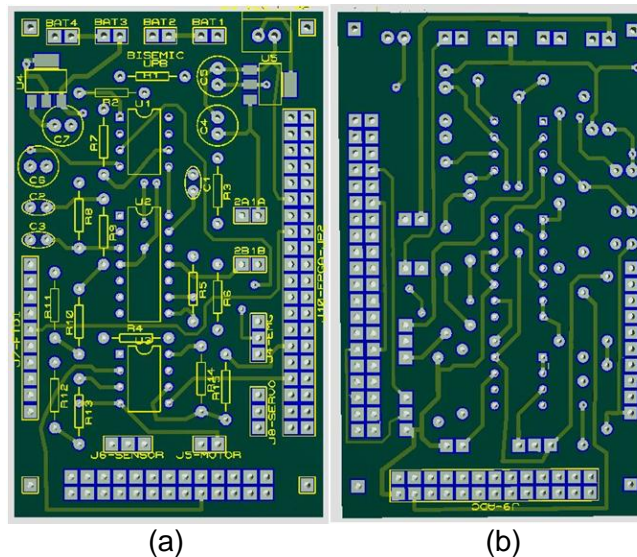


Figura 42. Modelo en 3D del PCB sin componentes, (a) capa superior, (b) capa inferior.

⁴⁸ Circuitos Impresos. Disponible en línea: <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/Solar/Componentes/CIRCUITOS_IMPRESOS.HTM>. [Consultado en Agosto 16 de 2012].

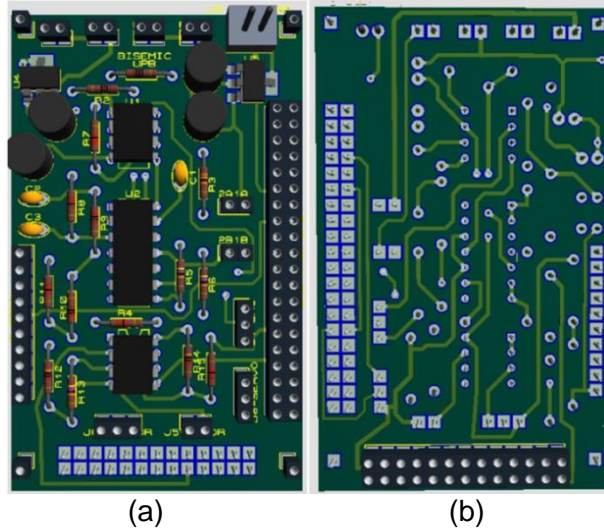


Figura 43. Modelo en 3D del PCB con componentes, (a) capa superior, (b) capa inferior.

2.6.3 Construcción del PCB

Una vez concluida la etapa de diseño, se procede a realizar la adquisición de los materiales que conforman el circuito tales como reguladores, resistencias, capacitores, amplificadores y baterías, posteriormente se construye el PCB diseñado.

Por último se soldan los componentes al PCB, obteniendo así la tarjeta de adquisición y acondicionamiento analógico de señales de EMG y acondicionamiento del sensor de fuerza. Dando como resultado final la tarjeta de la figura 44.

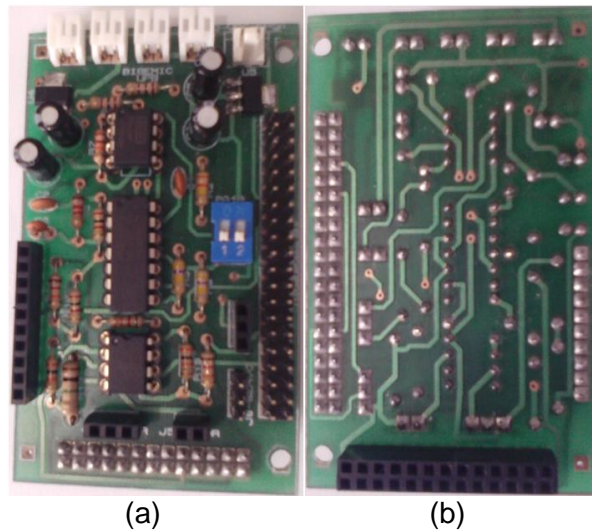


Figura 44. Tarjeta de acondicionamiento analógico de señales de EMG y sensor de fuerza, (a) vista superior, (b) vista inferior.

2.7 IMPLEMENTACIÓN DE LA PRÓTESIS DE MANO

En este subcapítulo se describirán los pasos y las piezas utilizadas para la conexión de las tarjetas y el acople de la pinza mecánica al circuito.

2.7.1 Conexión entre la Tarjeta DE0-Nano y el Circuito de Acondicionamiento Analógico

El primer paso consistió en acoplar la tarjeta DE0 Nano con el circuito de acondicionamiento analógico de señales de electromiografía y fuerza. La conexión entre ambos circuitos se realiza por los pines JP3 2x13 y los pines JP2 2x20 de la DE0 Nano hacia la tarjeta de acondicionamiento analógico, tal como se observa en la figura 45.

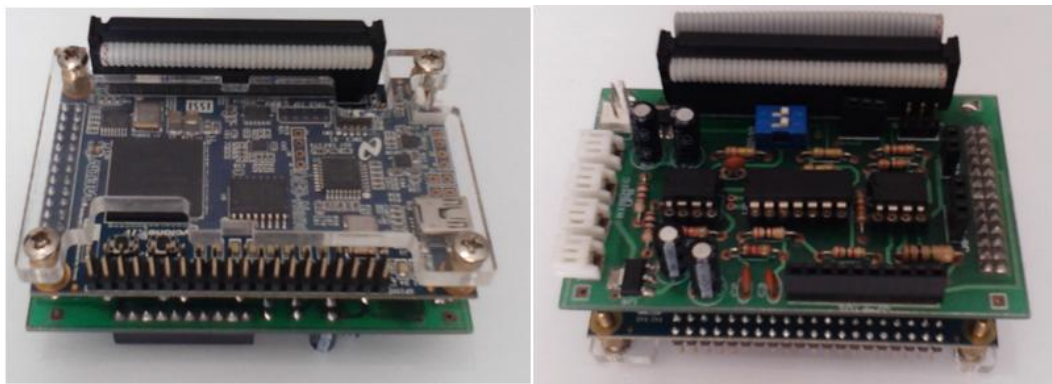


Figura 45. Conexión entre el circuito analógico y la DE0 Nano.

Dado que los pines JP2 se encuentran soldados en dirección opuesta a la tarjeta de acondicionamiento analógico, se utiliza un *ribbon* de 40 pines para la conexión entre ambas tarjetas, adicionalmente dos tornillos en los extremos de las tarjetas fijan la conexión entre las mismas. La tabla 6 muestra de forma organizada los pines de la tarjeta de desarrollo correspondiente a cada señal de la tarjeta de acondicionamiento.

Tabla 6. Conexión de los pines de la DE0-Nano y las señales de la tarjeta de acondicionamiento

Señal de la Tarjeta de Acondicionamiento	PIN de la DE0-Nano
Electromiografía	Analog_In0
Fuerza	Analog_In5
PWM para el servomotor	GPIO_126
PWM para la interfaz háptica	GPIO_15
Comunicación serial	GPIO_121

2.7.2 Acople entre las Tarjetas y el *Gripper*

Con el fin de mantener fija la pinza al las tarjetas de acondicionamiento analógico y la DE0-Nano, se construyeron dos piezas en acrílico en forma de L de 3x1cm y un grosor de 1cm y 1.5cm cada una, con perforaciones para la sujeción de la pinza, tal como se observa en la figura 46.



Figura 46. Piezas para acoplar la DE0 Nano y el *gripper*

Una vez obtenidas las piezas se obtiene el prototipo de prótesis tipo pinza con unas dimensiones de 11cm de largo 7.6cm de ancho y 5cm de alto, la cual se observa en la figura 47.

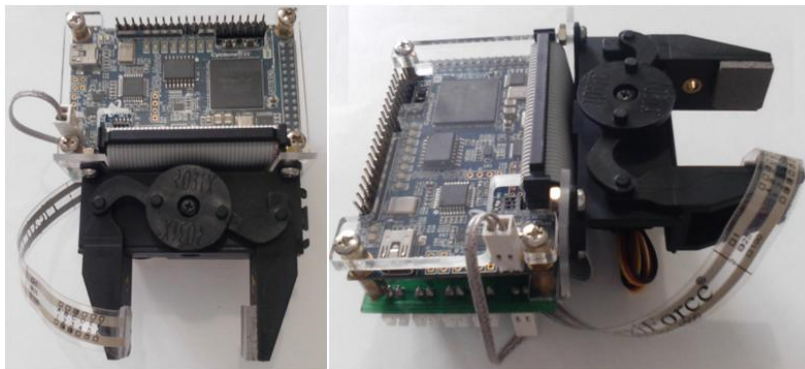


Figura 47. Acople entre el *gripper*, la tarjeta DE0 Nano, y el circuito de acondicionamiento analógico.

Por último, pensando en la sujeción de las baterías al prototipo, se construyó un conjunto de piezas en acrílico que permitiera mantener la ubicación de las baterías en una posición fija, teniendo en cuenta que se utilizan 4 baterías con medidas de 3.3cm x 5cm x 0.6cm, tal como se observa en la figura 48.



Figura 48. Piezas para el sostén de las baterías, y enganche de la prótesis a un muñón.

Finalmente, al unir todas las piezas mencionadas anteriormente se obtuvo un prototipo de prótesis mioeléctrica tipo pinza, fijo y compacto el cual podría ser acoplado a un muñón, como se puede observar en la figura 49.

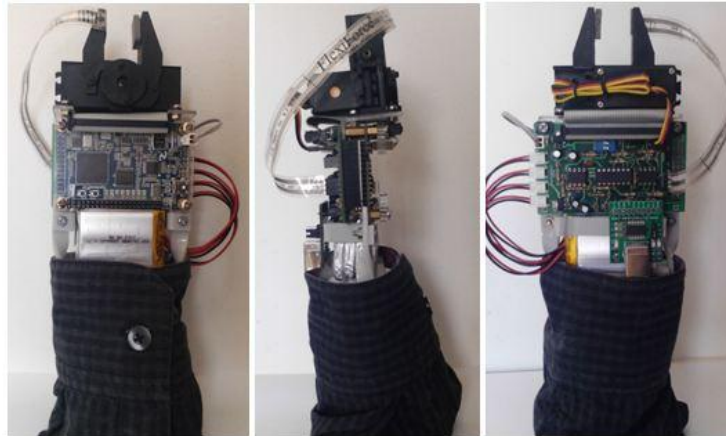


Figura 49. Ensamble final de la prótesis tipo pinza.

3 PRUEBAS DE DESEMPEÑO

En este capítulo se registraron las pruebas de desempeño realizadas al circuito de acondicionamiento analógico de electromiografía, la respuesta de los filtros digitales y cada una de las etapas del procesamiento digital de la señal de EMG. Adicionalmente, se registró el comportamiento de la prótesis a partir del posicionamiento por electromiografía y el control de fuerza.

3.1 SEÑAL DE ELECTROMIOGRAFÍA ANALÓGICA

En la figura 50, se observa la señal de electromiografía a la salida del circuito analógico conformado por la etapa de amplificación y filtrado, en la cual se puede ver que la amplitud de la electromiografía puede llegar hasta los 800mV pico a pico aproximadamente.

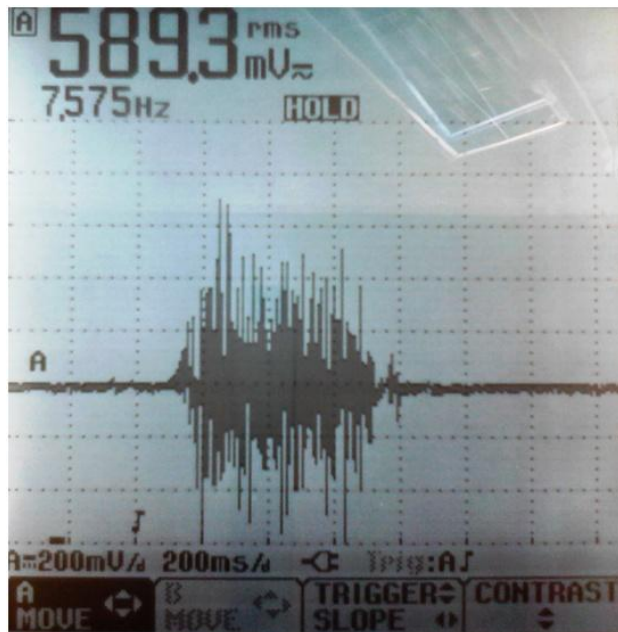


Figura 50. Señal de EMG.

Por otro lado, al relajar los músculos se observa la señal de electromiografía base la cual permite conocer que el offset de la señal es de 574mV (aunque este valor puede cambiar en cada persona), tal como se observa en la figura 51.

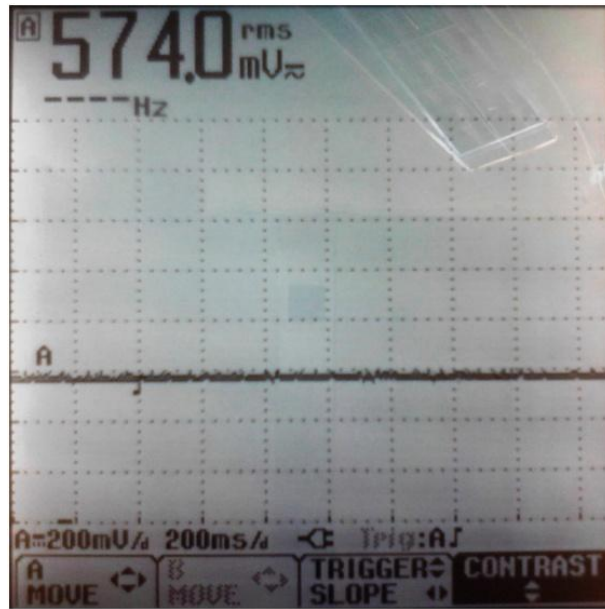


Figura 51. Señal de EMG base.

Sin embargo, al conectar la prótesis al computador por medio del convertidor Serial-USB se puede observar el ruido de 60Hz provocado por la red eléctrica, disminuyendo la escala del osciloscopio, dicha señal de 60Hz tiene una amplitud de 100mV pico a pico aproximadamente, tal como se observa en la figura 52.

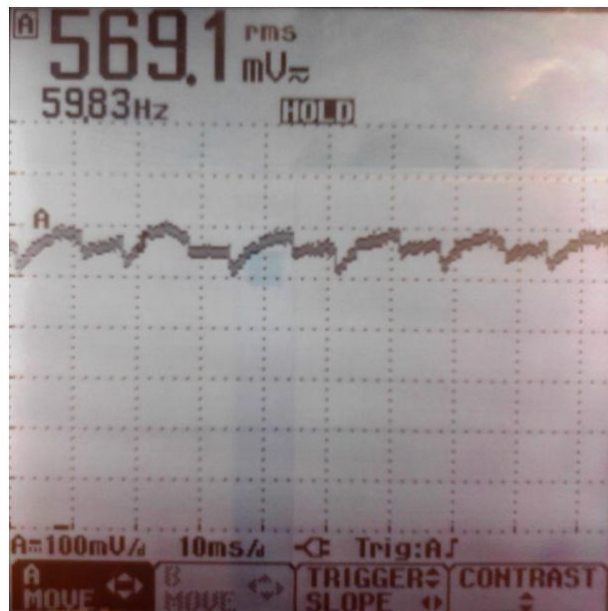


Figura 52. Ruido presente en la señal de EMG.

3.2 COMUNICACIÓN ENTRE LA FPGA Y EL COMPUTADOR

3.2.1 Comunicación Serial

La comunicación serial consiste en enviar una trama de datos, generalmente de 8 bits, bit a bit por un puerto serie, por lo cual el dato que se quiere enviar, deberá ser serializado antes de su posterior envío, por lo tanto el bit menos significativo (LSB) es enviado de primero, y el bit más significativo (MSB) es enviado de ultimo.⁴⁹

Para poder visualizar en la pantalla del computador las señales de fuerza instantánea, de electromiografía y realizar su correcto ajuste se utiliza un módulo de comunicación serial empleando un convertidor Serial-USB de marca FTDI (*Future Technology Devices International Ltd.*) y así visualizar de forma grafica las señales de EMG y fuerza.

Se emplea LabView con el fin de visualizar la información enviada a través de la comunicación serial mediante un programa con los bloques que inician una sesión visa y envía los bytes transmitidos de forma serial a un *Chart*, en la figura 53 se observa el entrono grafico para visualizar la señal de EMG. En la figura 54 se puede ver el entorno gráfico para visualizar las señales de *Set Point* y Fuerza actual en Newton.

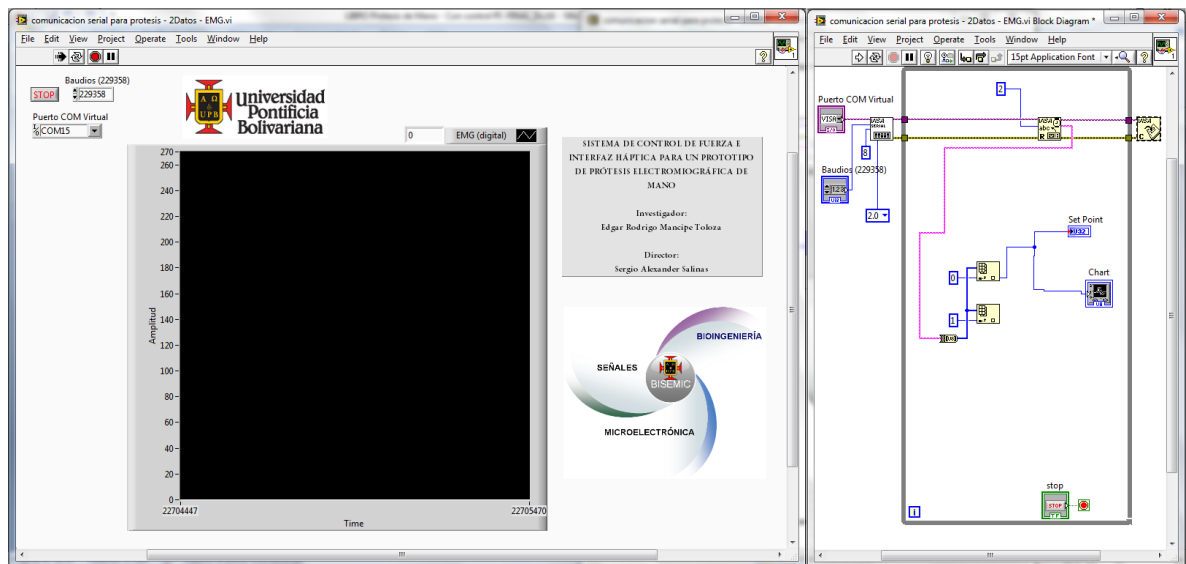


Figura 53. Programa con módulo Visa y Chart para graficar la señal de EMG

⁴⁹ NICOLLE, Jean P. *How the RS-232 serial interface works*. Disponible en línea: <<http://www.fpga4fun.com/SerialInterface1.html>>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

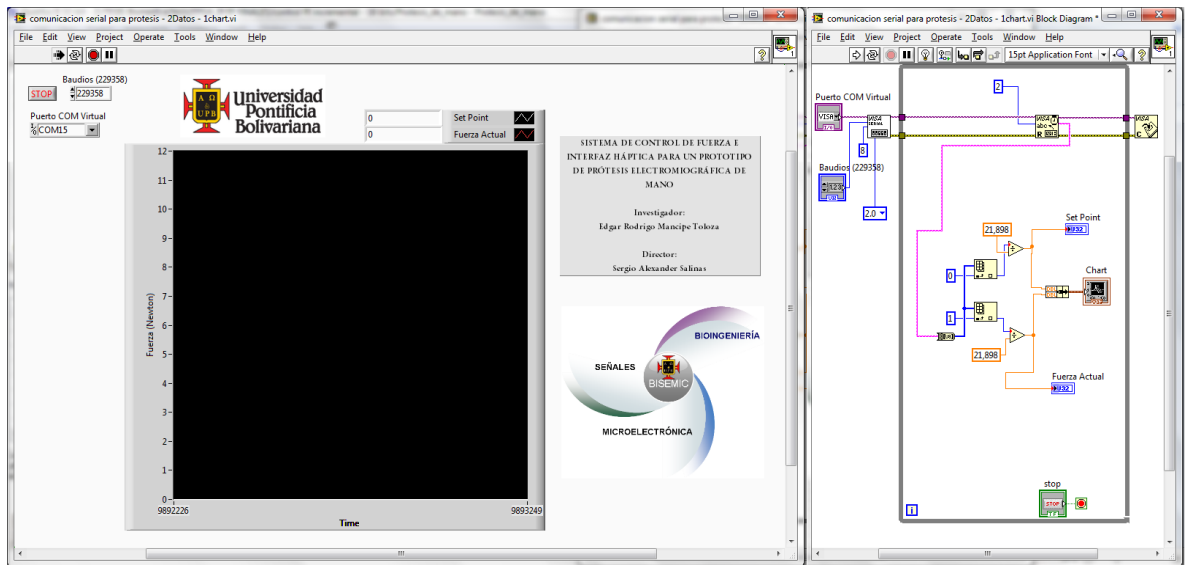


Figura 54. Programa con módulo Visa y Chart para graficar el *Set Point* y la fuerza actual.

3.2.2 Visualización del Filtro Digital de 60Hz

Después de haber escrito el algoritmo con los coeficientes del filtro FIR de 60Hz se realizan pruebas utilizando un generador de señal sinusoidal conectado al ADC de la FPGA. En la figura 55(a) se evidencia como la señal sinusoidal es atenuada cuando su frecuencia es cercana a los 60Hz, por otro lado en la figura 55(b) se observa una prueba con señales sinusoidales para frecuencias menores a 30Hz.

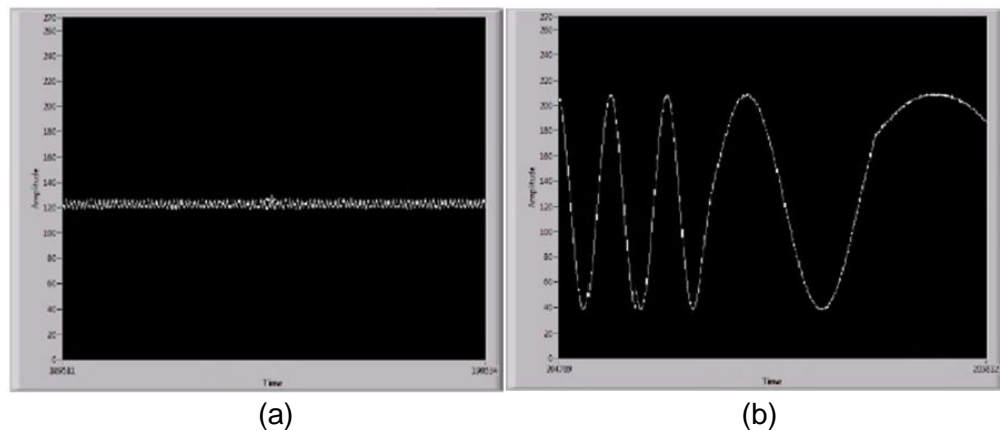


Figura 55. Comprobación del filtro FIR, (a) a 60Hz, (b) a frecuencias por debajo de 30Hz.

3.2.3 Visualización del Procesamiento Digital de la señal de EMG

3.2.3.1 Electromiografía con filtro de 60Hz:

Luego de comprobar que el filtro digital funciona correctamente, se procedió a visualizar la señal de EMG en la pantalla del computador, utilizando el mismo módulo de comunicación serial, obteniendo así en la figura 56(a) la señal de electromiografía base al no realizar fuerza en el músculo y en la figura 56(b) la señal de electromiografía en su máxima amplitud.

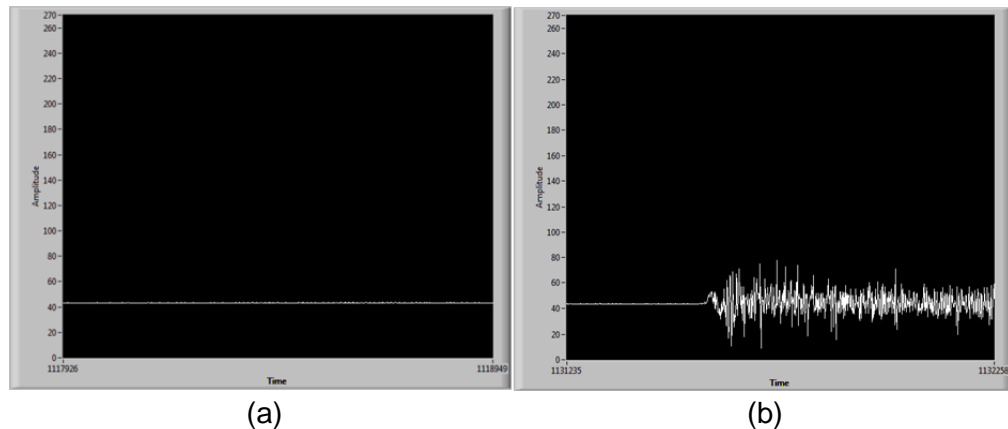


Figura 56. Señal de EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.

3.2.3.2 Ajuste 1 de la señal de Electromiografía:

Dado que tanto el offset como la amplitud de la señal de EMG pueden variar dependiendo del paciente, se realiza el ajuste de forma que la señal de EMG emitida por el usuario se mueva en un rango de 8 bits es decir de 0 a 255 manteniendo la electromiografía base en el centro, es decir 127, tal como se observa en la figura 57.

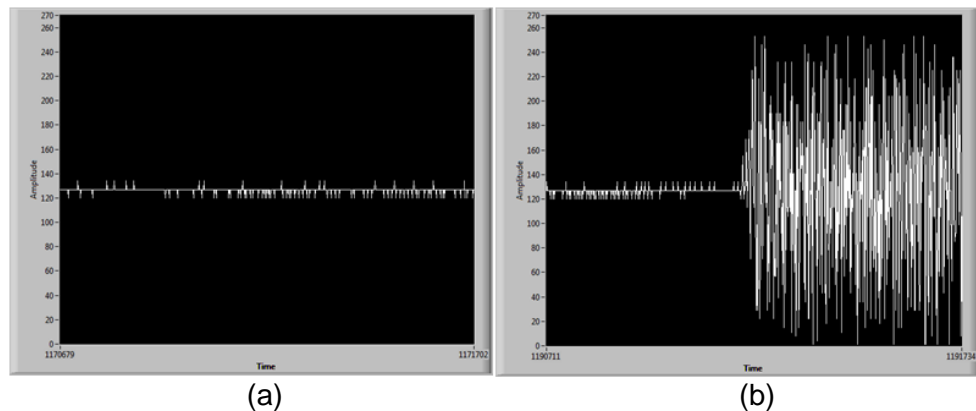


Figura 57. Ajuste 1 de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.

3.2.3.3 Rectificación de la señal de Electromiografía:

La rectificación se hace teniendo en cuenta tanto los valores positivos como los negativos de la señal de electromiografía, partiendo desde 127, tal como se observa en la figura 58, en donde los picos de la señal de electromiografía son todos mayores a 127, es decir que están por encima de la EMG base.

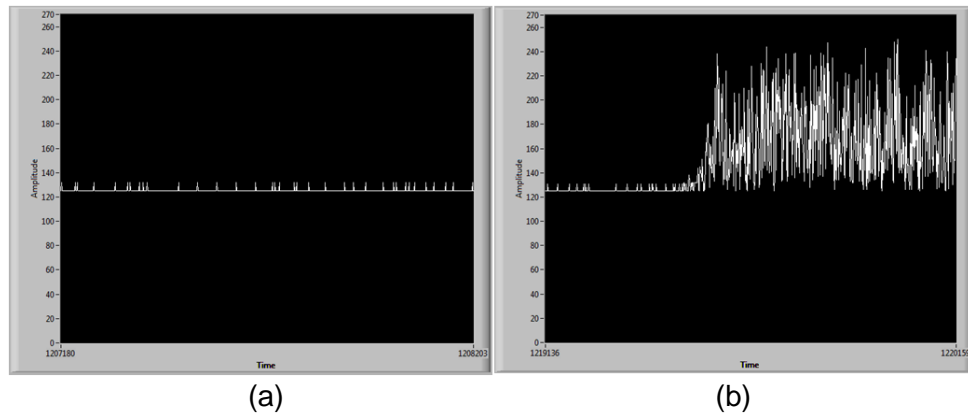


Figura 58. Rectificación de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.

3.2.3.4 Promedio de la señal de Electromiografía:

El promedio de la señal de electromiografía se obtiene de la rectificación, tal como se evidencia en la figura 59, en donde nuevamente la electromiografía base tiene un valor de 127 y el promedio permite suavizar la señal rectificada, para poder ser usada con el posicionamiento por electromiografía.



Figura 59. Promedio de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.

3.2.3.5 Ajuste 2 de la señal de Electromiografía:

El segundo ajuste baja el nivel de la electromiografía base a 0 y amplifica el rango de la amplitud de la señal de EMG teniendo en cuenta que no debe superar el valor de 255, de forma que no se sature, tal como se observa en la figura 60.

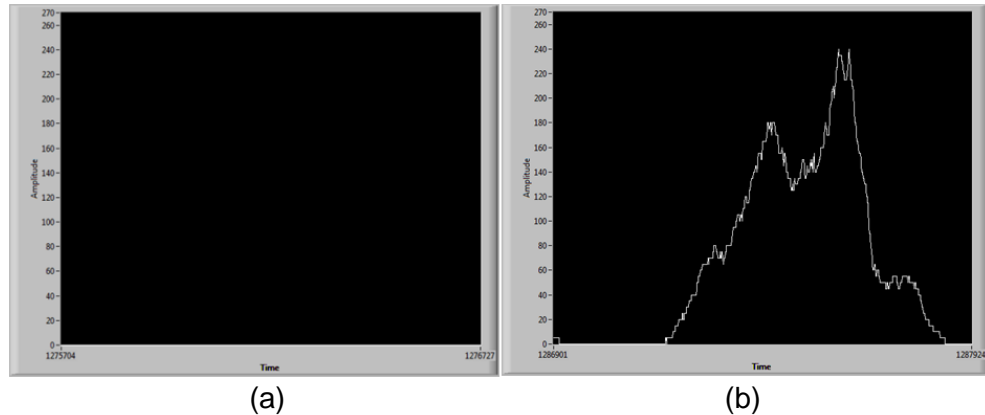


Figura 60. Ajuste 2 de la señal EMG, (a) base, (b) con máxima fuerza en el músculo.

3.2.4 Filtrado digital del sensor de fuerza

Luego de pasar la señal digitalizada del sensor de fuerza, por el filtro pasabajos, se pudo obtener una curva con menos oscilaciones causadas por el ruido de 60Hz de la red.

Posteriormente se procedió a graficar 2 veces la misma curva de fuerza obtenida por el sensor, con el fin de comparar la medición sin el filtro pasabajos (figura 61(a)) y la medición con el filtro pasabajos (figura 61(b)).

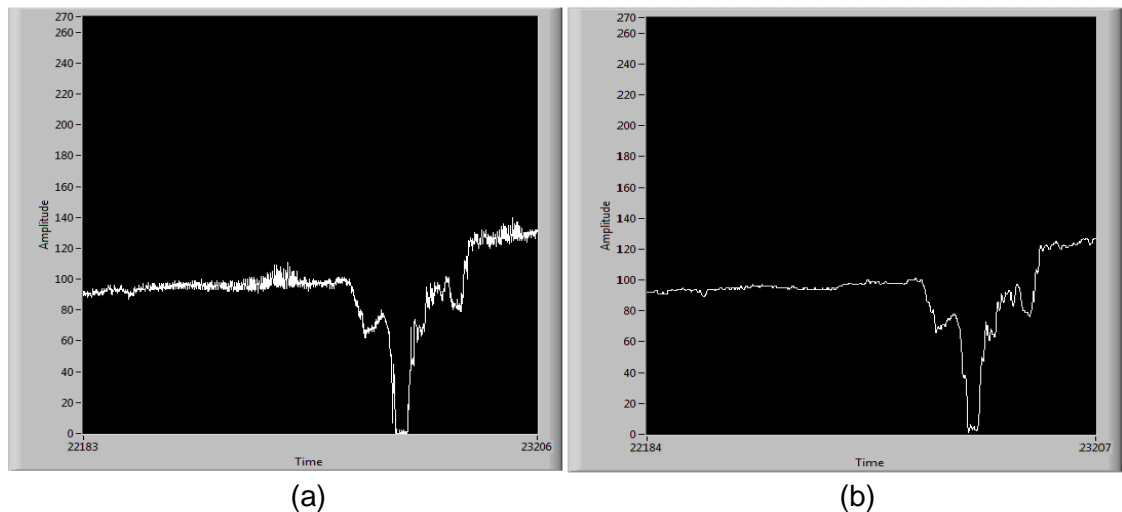


Figura 61. Señal obtenida por el sensor de fuerza, (a) sin filtro FIR pasabajos, (b) con filtro FIR pasabajos.

3.3 POSICIONAMIENTO POR SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA

Tal como se explicó anteriormente, el eje del servomotor acoplado a la pinza gira en sentido horario cuando el promedio de la señal de EMG supera el umbral establecido logrando así el cierre de la prótesis, el LED[7] encendido en la tarjeta indica que el sentido de giro es horario, tal como se muestra en la figura 62.

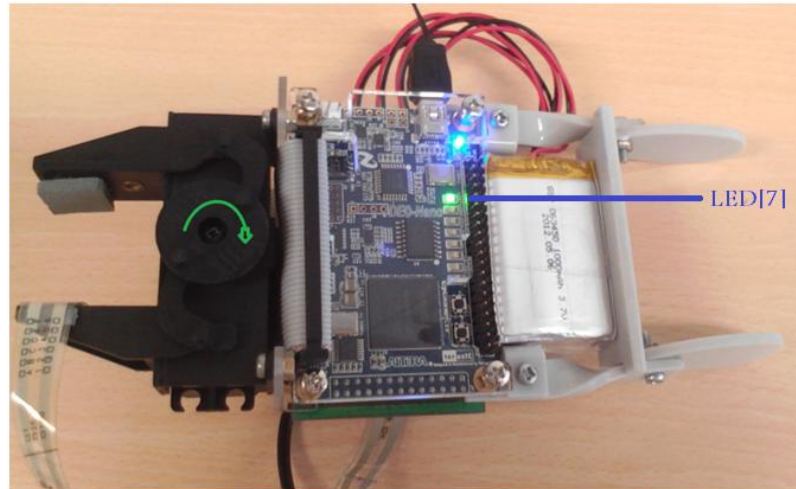


Figura 62. Servomotor en sentido horario y LED[7] encendido.

Luego de dejar de transmitir señales de EMG durante 3 segundos, se invierte la lógica del sentido de giro del servomotor y el LED[7] se apaga, de forma que al emitir nuevamente señales de electromiografía el servomotor mueve su eje en sentido anti-horario, abriendo nuevamente la prótesis, como se observa en la figura 63.

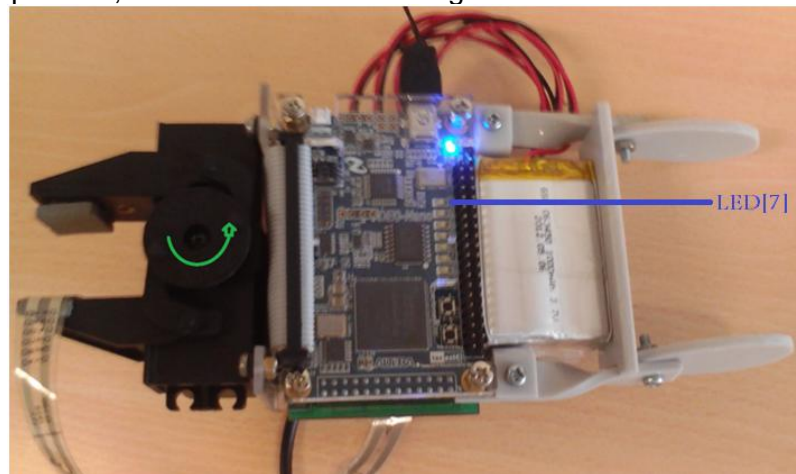


Figura 63. Servomotor en sentido anti-horario y LED[7] apagado.

Durante los 3 segundos mencionados, el usuario de la prótesis puede seguir moviendo el eje del servomotor en el mismo sentido en que lo venía haciendo. Este intervalo de tiempo

tiene como fin evitar que por una relajación del músculo no deseada, el algoritmo invierta el sentido de giro.

3.4 CONTROL DE FUERZA

En esta sección se evidencian las pruebas realizadas con el controlador, variando las ganancias mediante el método del tanteo con el fin de sintonizarlo y así obtener una respuesta aceptable de la variable controlada.

3.4.1 Control Incremental PI

El algoritmo de control de fuerza, entra a funcionar luego de transcurrir 3 segundos sin recibir señales de EMG, por lo cual durante los primeros 2 segundos se hace la adquisición del *Set Point* mediante el promedio de la señal de fuerza. El LED[0] encendido, tal como se observa en la figura 64, indica que el algoritmo está en control de fuerza y el *Set Point* está listo.



Figura 64. LED[0] encendido indicando que el algoritmo se encuentra en control de fuerza.

Para poder sintonizar el controlador se realizaron diversas pruebas con cambios en la ganancia Proporcional (K_p) y la ganancia Integral (K_i) en las cuales se iba registrando el comportamiento en la variable controlada, las pruebas realizadas arrojaron los siguientes resultados:

- Prueba 1. ($K_p=1$) y ($K_i=0$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 1 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + (e(t_k) - e(t_{k-1}))$$

Para la primera prueba se seleccionó la ganancia proporcional en 1 y la ganancia integral en 0, luego de establecer el *set point* en una fuerza de 3,2N se puede observar en la figura 65 que se mantiene un error cercano a 1.7N el cual no disminuye su valor.

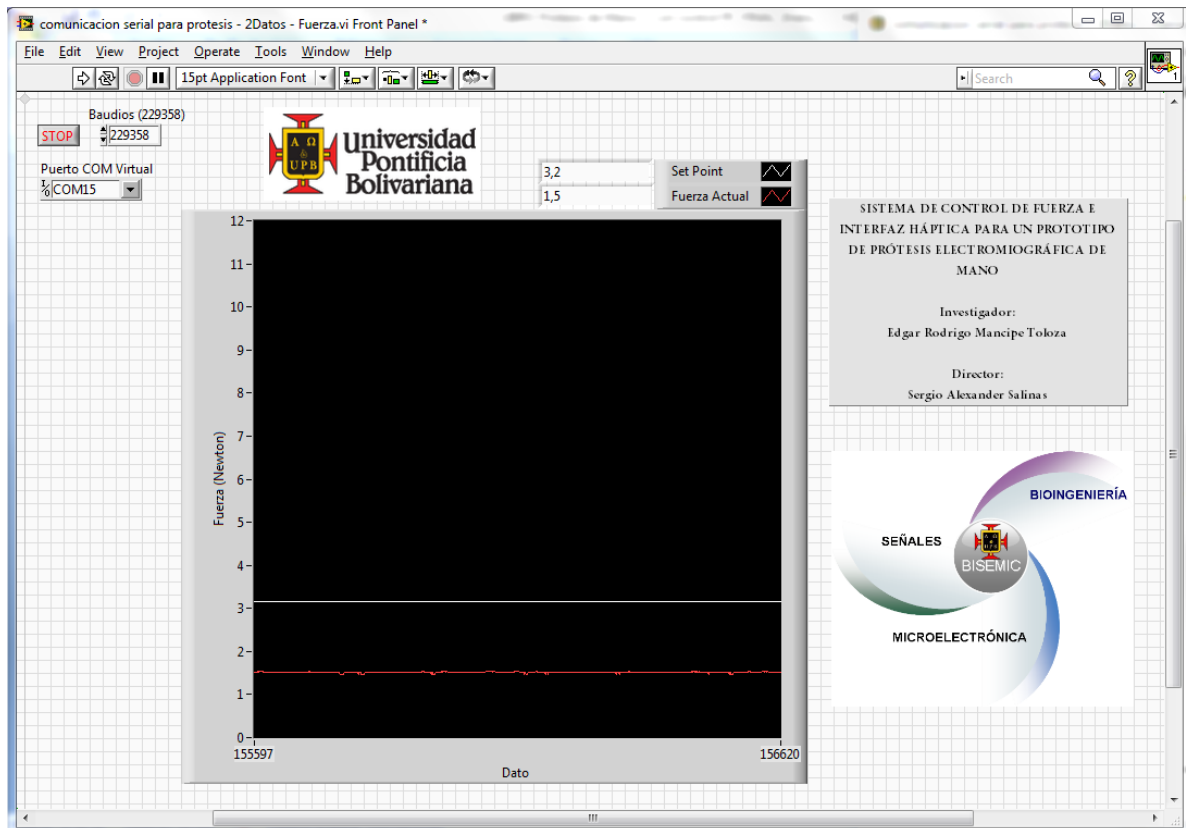


Figura 65. Señal de Fuerza y Set Point en la primera prueba.

De esto se concluye que es necesaria la parte integral del controlador para aproximar el error a 0N, ya que al revisar nuevamente la ecuación del controlador PI incremental se observa que la parte proporcional depende de la diferencia entre el error actual y el error anterior y al no haber cambios en la diferencia del error, el mando de control no varía.

- Prueba 2. ($K_p=1$) y ($K_i=1$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 1 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 1 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.005 * e(t_k)$$

En la segunda prueba se decide subir la ganancia integral a 1, dejando la ganancia proporcional en el mismo valor. Luego de establecer el *set point* en 2,6N se observa que la variable controlada oscila entre valores de fuerza de 0N a 5N aproximadamente tal como se observa en la figura 66.

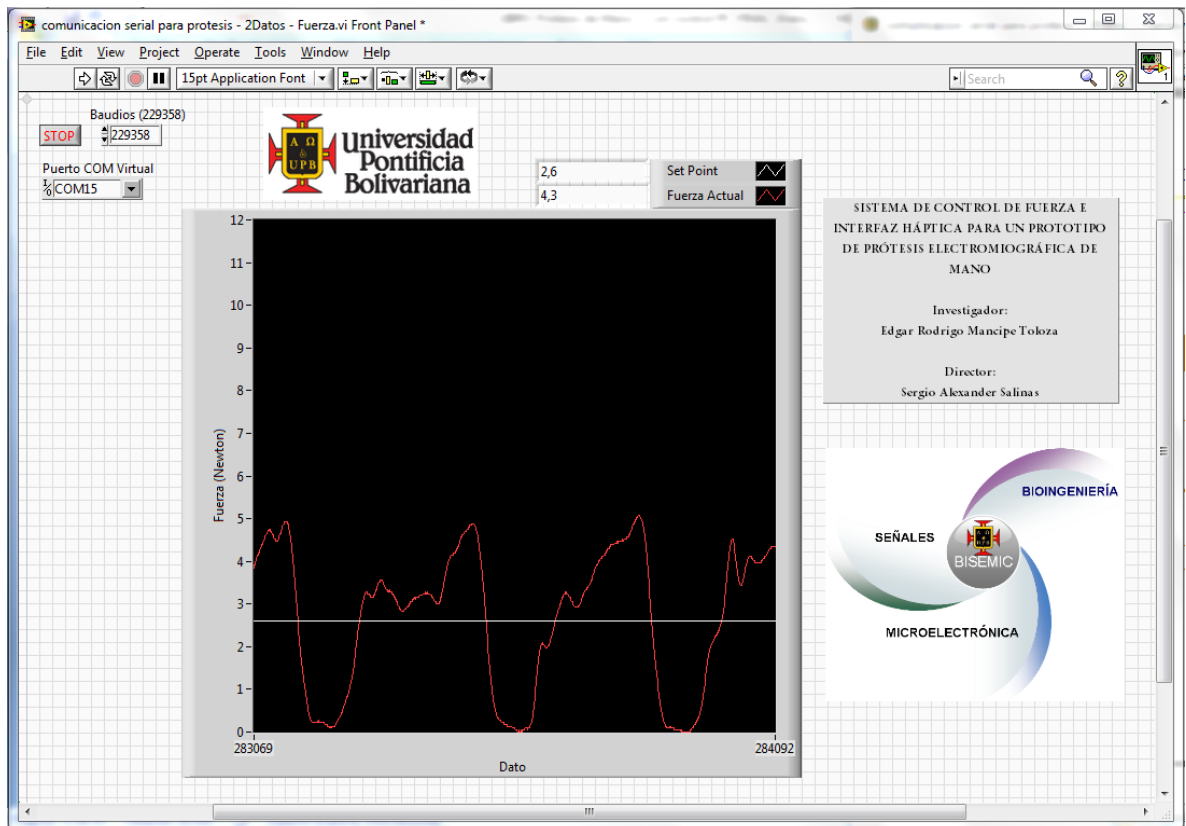


Figura 66. Señal de Fuerza y Set Point en la segunda prueba.

Al analizar esta gráfica se concluye que el controlador tiene la ganancia muy alta, por lo cual el controlador PI tiende a convertirse en un control ON-OFF o de máxima ganancia.

- Prueba 3. ($K_p=0$) y ($K_i=1$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 0 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 1 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 0.005 * e(t_k)$$

En esta tercera prueba se toma la decisión de apagar la parte proporcional y dejar la ganancia integral con el mismo valor de la segunda prueba es decir $K_i=1$.

Para visualizar el comportamiento de la variable controlada se estableció un set point de 2,4N. Nuevamente se observa que el controlador PI tiende a comportarse como un control ON-OFF tal como se observa en la figura 67, por lo cual el sistema sigue siendo inestable.

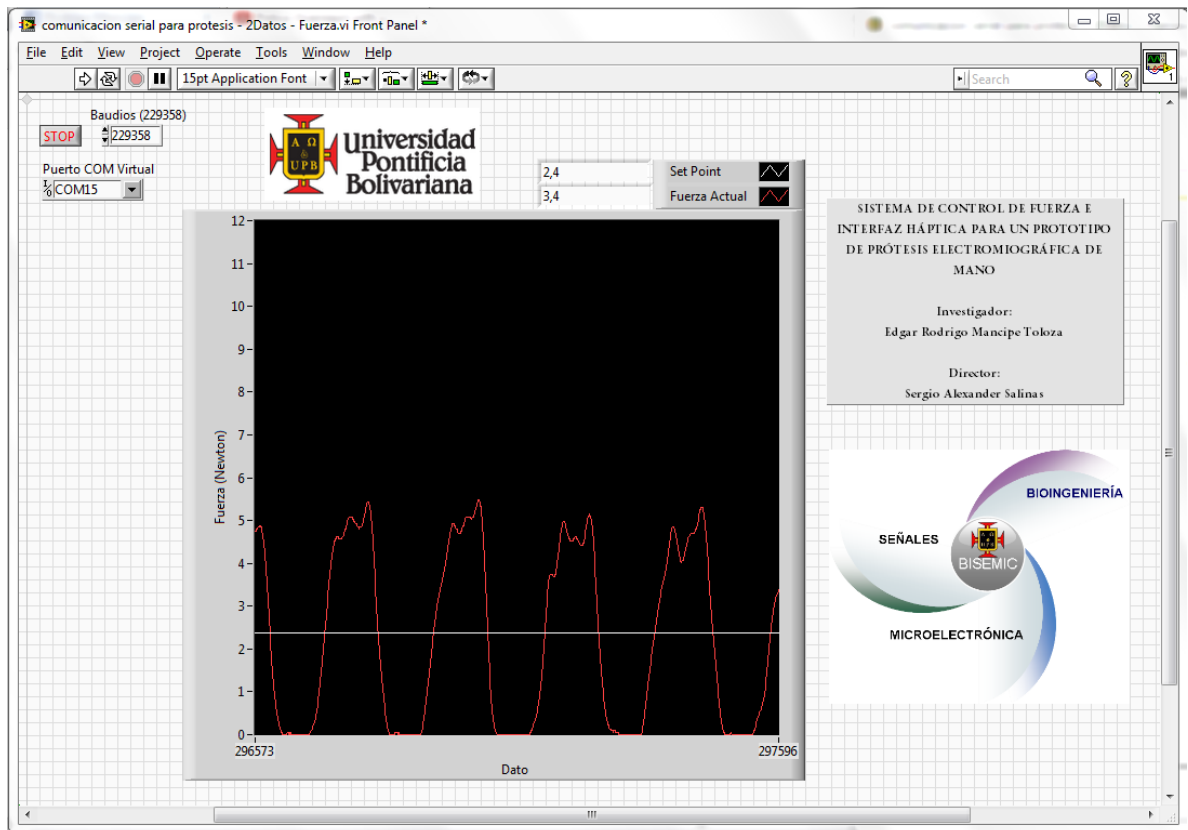


Figura 67. Señal de Fuerza y Set Point en la tercera prueba.

Al observar los resultados se concluye que la acción integral al sumarse al mando de control $DC(t_k)$ a una frecuencia de 200Hz (frecuencia de muestreo del controlador la cual es la misma frecuencia de muestreo de la señal de fuerza), se satura el mando de control $DC(t_k)$ en sus límites máximo y mínimo.

- Prueba 4. ($K_p=1$) y ($K_i=0.5$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 1 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.5 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.0025 * e(t_k)$$

Para la cuarta prueba nuevamente se establece la ganancia proporcional en 1, pero se decide disminuir la ganancia integral en 0.5 con el fin de que de esta forma no se sature rápidamente el controlador.

Se establece el *set point* en 2,8N, obteniéndose que la variable controlada continúa oscilando cerca al *set point*, sin embargo se observa que la oscilación de la fuerza actual es menor al de las pruebas realizadas anteriormente, tal como se ve en la figura 68.

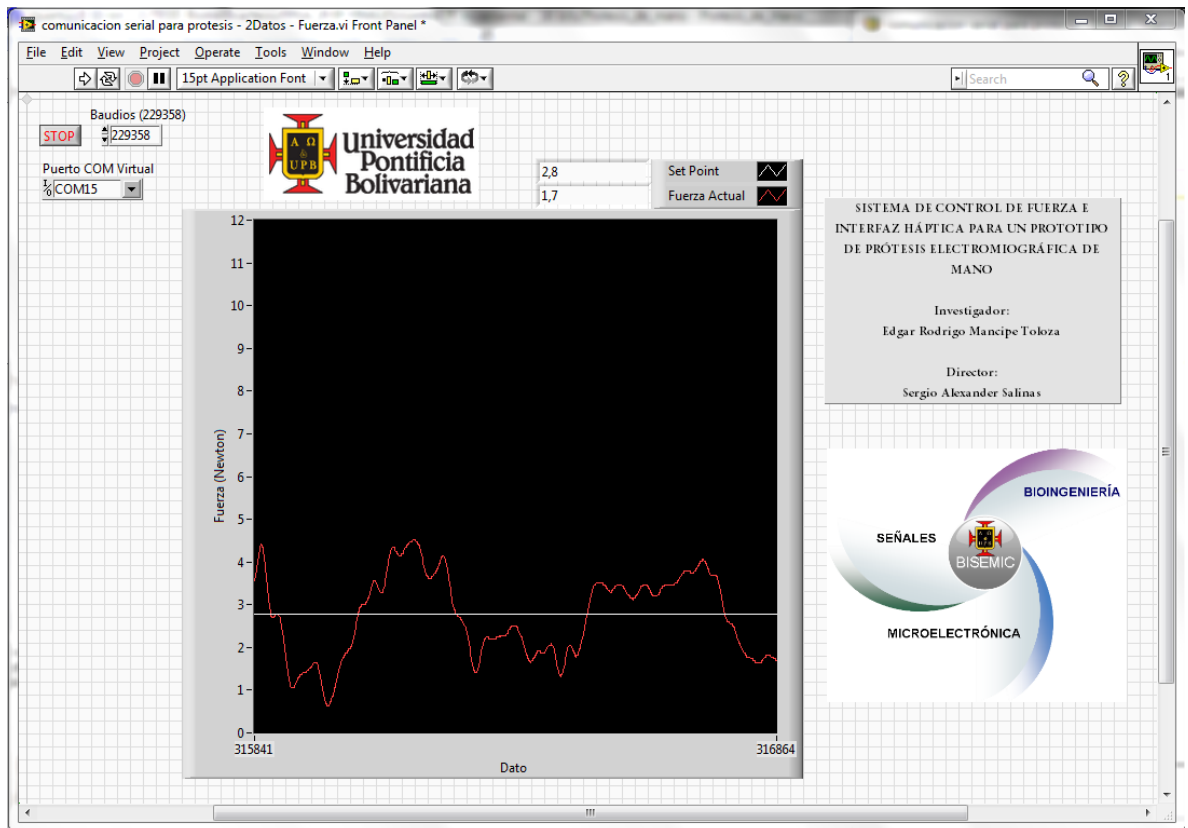


Figura 68. Señal de Fuerza y Set Point en la cuarta prueba.

- Prueba 5. ($K_p=1$) y ($K_i=0.2$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 1 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.2 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.001 * e(t_k)$$

En la quinta prueba otra vez se mantiene la ganancia proporcional K_p en 1, por otro lado se disminuye la ganancia integral K_i a 0.2, con el fin de disminuir las oscilaciones en la variable controlada.

El resultado obtenido para un *set point* de 2,4N se observa en la figura 69, en donde el pico máximo llega a 2,7N es decir 12,5% de *overshoot* aproximadamente, y el tiempo de establecimiento es de 2,55 segundos.

El tiempo de establecimiento se logró calcular mediante la visualización del chart, dado que este contiene 1023 datos enviados a una velocidad de 200 datos por segundos, por lo cual los 1023 datos visualizados fueron enviados en 5,115 segundos.

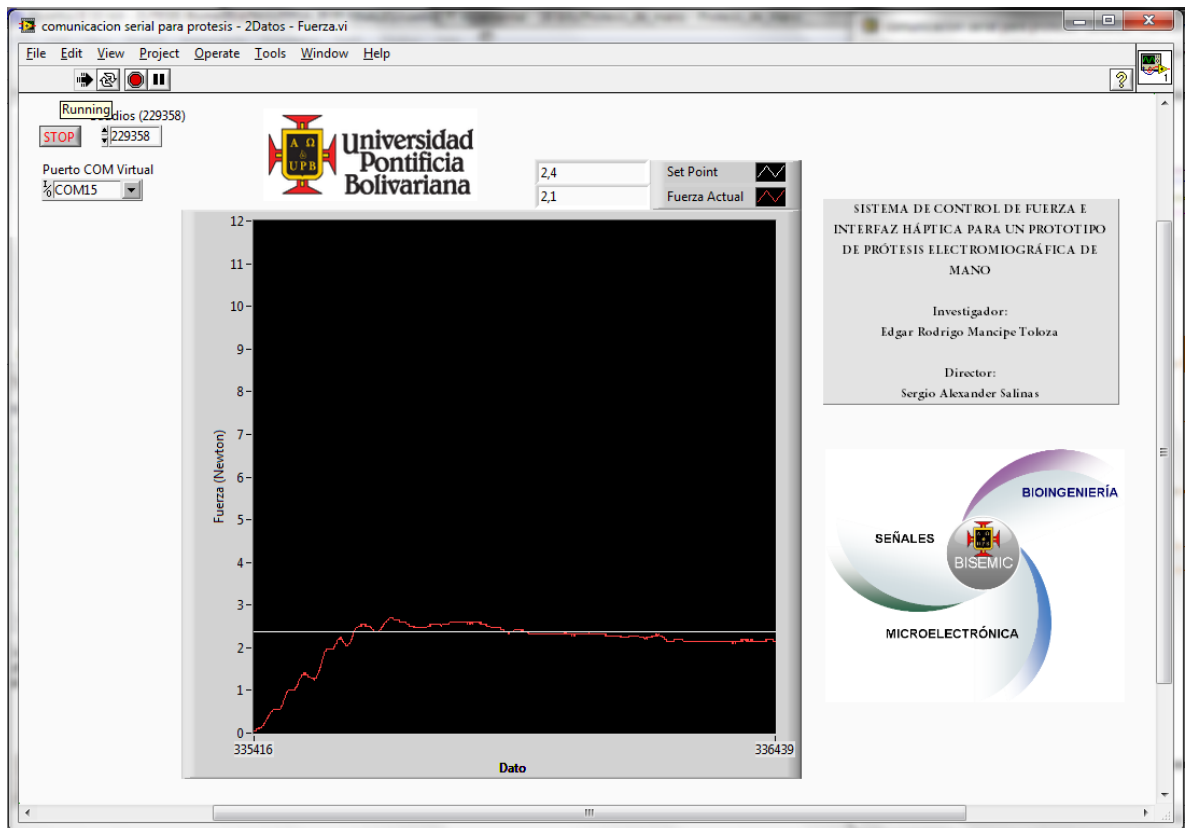


Figura 69. Señal de Fuerza y Set Point en la quinta prueba.

- Prueba 6. ($K_p=1$) y ($K_i=0.2$):

En esta sexta prueba no se modifican los valores de la ganancia K_p y K_i , de forma que se establece otro valor de *set point* más alto, y se aplica una perturbación en la superficie del sensor con el fin de observar el comportamiento de la variable controlada.

En la figura 70, se puede ver que para un *set point* de 4,1N el error tiende a estar por debajo de 0,2N es decir cerca al 5.1%, el *overshoot* se encuentra cerca del 17% y el tiempo de establecimiento se aproxima a los 2,5 segundos.

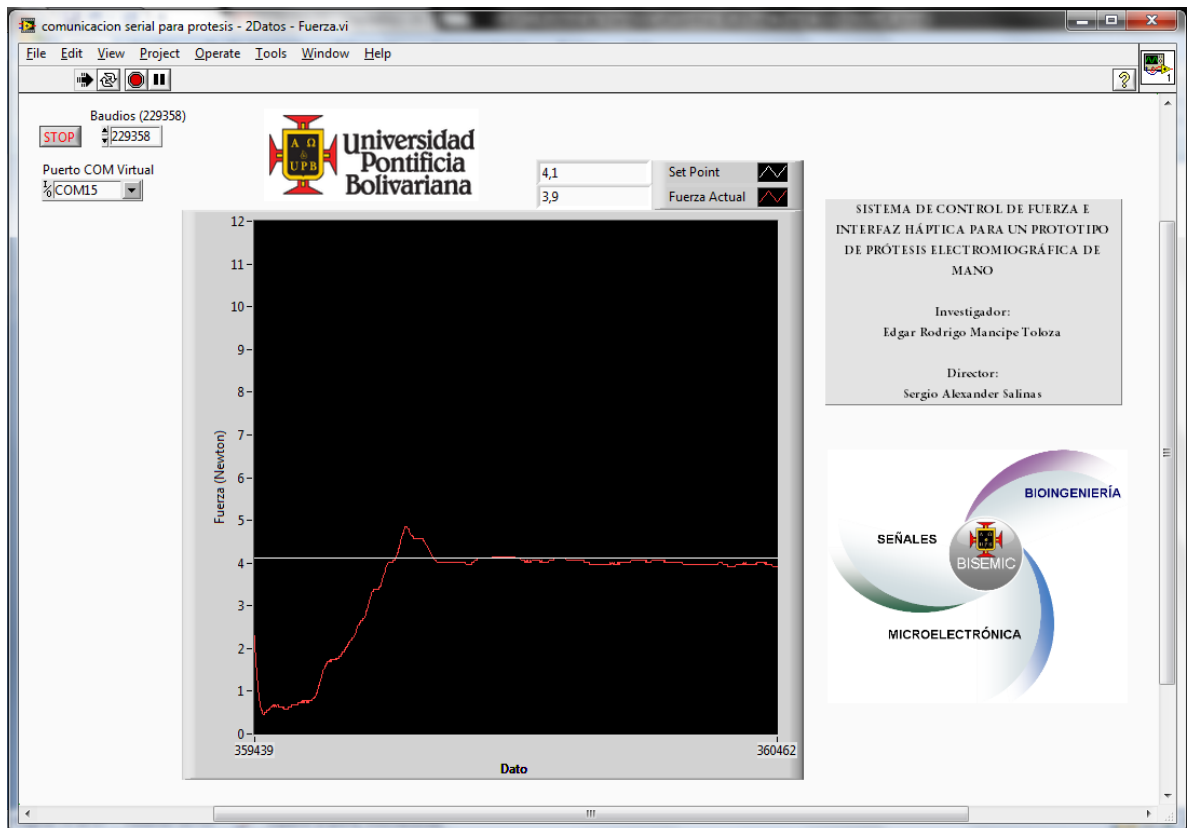


Figura 70. Señal de Fuerza y Set Point en la sexta prueba.

- Prueba 7. ($K_p=10$) y ($K_i=0.2$):

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 10 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.2 * 0.005 * e(t_k)$$

$$DC(t_k) = DC(t_{k-1}) + 10 * (e(t_k) - e(t_{k-1})) + 0.001 * e(t_k)$$

Para la última prueba se incrementa 10 veces el valor de la ganancia proporcional K_p y se deja el mismo valor de $K_i = 0.2$, nuevamente se establece otro valor de *set point* de 3.4N, y se aplica una perturbación en la superficie del sensor con el fin de observar el comportamiento de la variable controlada.

En la figura 71, se puede ver que la variable controlada disminuye su error más rápido que en la sexta prueba, sin embargo el *overshoot* se incrementa, alcanzando un valor aproximado al 29%.

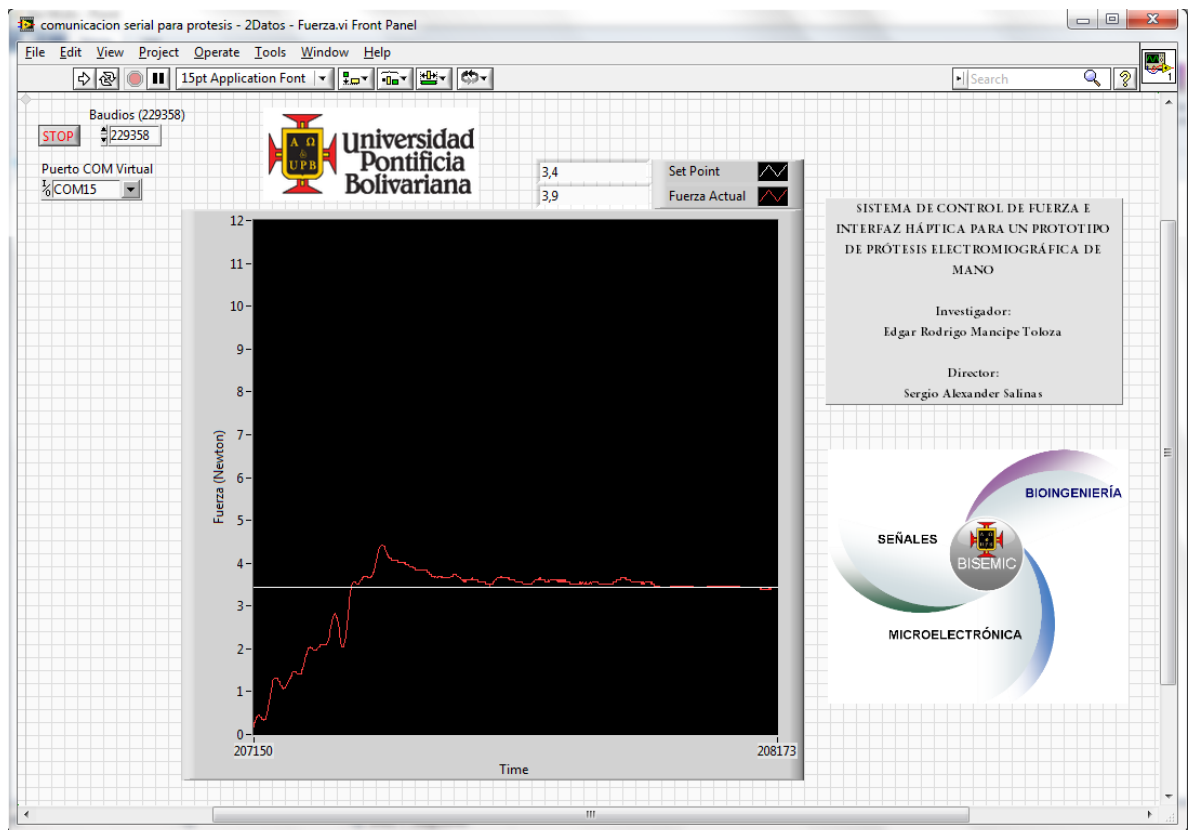


Figura 71. Señal de Fuerza y Set Point en la séptima prueba.

Después de revisar las 7 pruebas realizadas utilizando el método del tanteo (variando las ganancias proporcional e integral y observando la respuesta de la variable controlada) se toma la decisión de dejar las ganancias $K_p=1$ y $K_i=0.2$, dado que con estos valores se obtiene una respuesta suave, con menor sobreimpulso, sin oscilaciones y estable.

3.5 INTERFAZ HÁPTICA

Para la interfaz háptica de fuerza, se utilizaron vibraciones generadas por un motor con el eje acoplado a una pieza metálica. Las vibraciones fueron dadas por una señal de PWM aplicada al motor, de esta forma el Ciclo de Trabajo (*Duty Cycle*) es proporcional a la curva de la señal de fuerza. El vibrador se ubicó en el antebrazo del usuario de la prótesis tal como se observa en la figura 72.

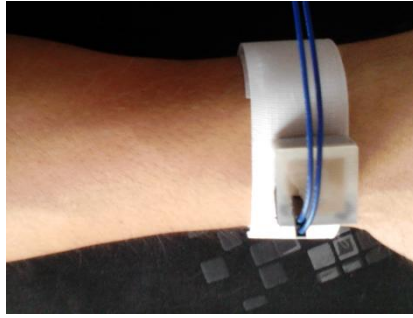


Figura 72. Ubicación de la interfaz Háptica

Para poder comprobar estas variaciones de la señal de PWM con respecto a la fuerza sensada se documentaron 3 pruebas en donde se visualizaron las siguientes señales:

Prueba 1: En la figura 73 el PWM aplicado a la interfaz háptica tiene un *Duty Cycle* menor al 10% para una fuerza de aproximada a 0,4N.

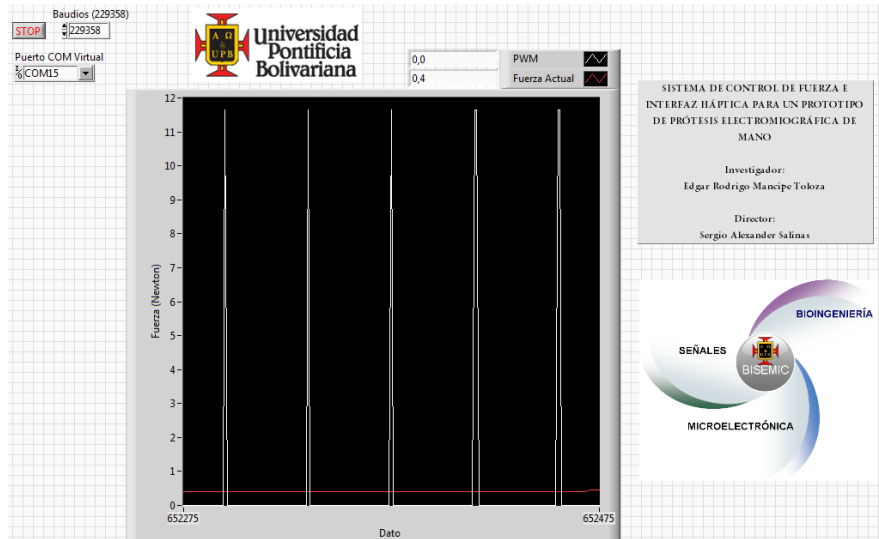


Figura 73. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 1.

Prueba 2: Para la segunda prueba se aplica una fuerza cercana a 5N, por lo cual se observa que la señal de PWM tiene un *Duty Cycle* cercano al 50% tal como se observa en la figura 74.

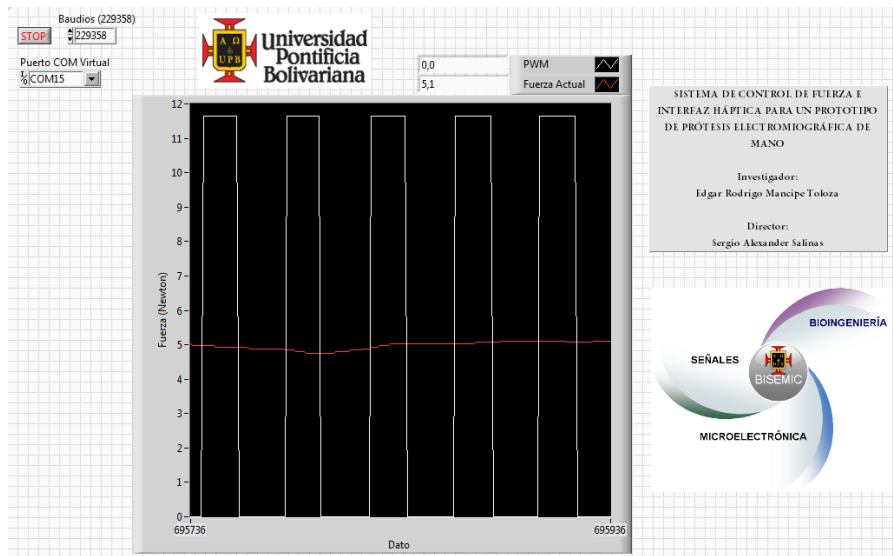


Figura 74. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 2.

Prueba 3: Para la última prueba se aplicó una fuerza cercana a 10,5N a la superficie del sensor, lo cual tuvo como resultado un PWM con un *Duty Cycle* cercano al 90% tal como se puede ver en la figura 75.

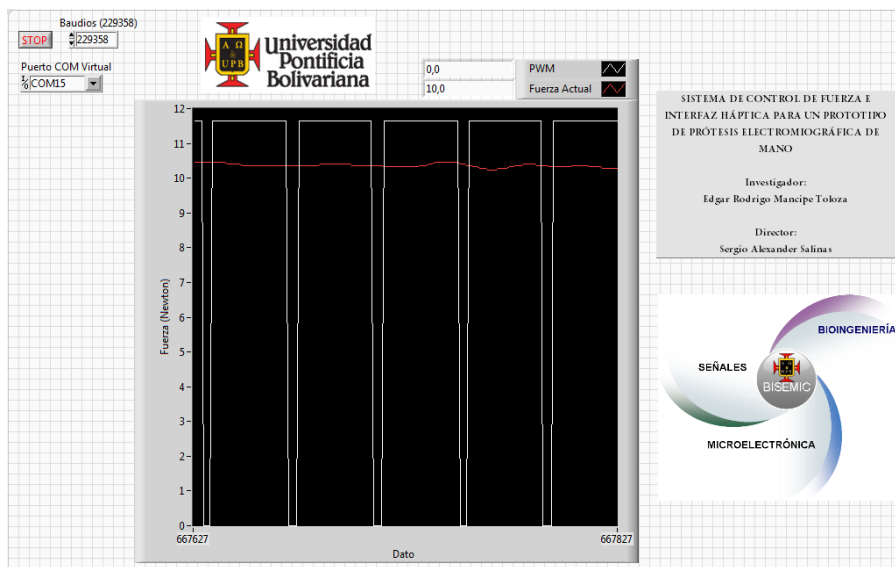


Figura 75. Señal de PWM y señal de fuerza en prueba 3.

De las 3 pruebas realizadas anteriormente se concluye que el ciclo de trabajo de la señal de PWM, varía de forma proporcional a la fuerza ejercida sobre la superficie del sensor, de modo que la frecuencia en las vibraciones de la interfaz háptica también varía de forma proporcional a la fuerza ejercida sobre la superficie del sensor.

4 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

- Se logró implementar con éxito un control de fuerza en un sistema embebido en FPGA para un prototipo de prótesis electromiográfica tipo pinza de un grado de libertad.
- Se seleccionó una estructura mecánica que conforma la prótesis de mano tipo pinza a partir de un *gripper* comercial, un servomotor estándar con piñonera metálica y un sensor de fuerza piezorresistivo económico y de fácil instalación.
- Se diseñó e implementó un circuito analógico de acondicionamiento para una señal de electromiografía proveniente del antebrazo del usuario, el cual fue usado para realizar la acción de abrir y cerrar la prótesis a voluntad.
- Se realizó la caracterización del sensor de fuerza seleccionado, que mostró un comportamiento lineal, y se diseñó e implementó un circuito analógico de acondicionamiento apropiado.
- Se desarrolló un algoritmo en lenguaje de descripción de hardware que permite abrir y cerrar la prótesis tipo pinza a partir de la señal de electromiografía obtenida por el circuito de acondicionamiento analógico.
- El algoritmo de control en hardware implementado es un PI incremental que permitió mantener la fuerza de agarre de la pinza cerca a un valor establecido con un tiempo de establecimiento de 2,5 segundos y error en estado estable de aproximadamente 0,2N es decir 5,1% de error.
- El vibrador utilizado como interfaz háptica de fuerza, permite al usuario de la prótesis relacionar la fuerza con la que se agarra un objeto con vibraciones aplicadas al antebrazo.
- Se logró integrar la pinza, el servomotor, el sensor de fuerza, la tarjeta DE0-Nano, los circuitos de acondicionamiento analógico y el vibrador, obteniendo así un prototipo de prótesis electromiográfica con control de fuerza e interfaz háptica.
- Adicionalmente se observó que la implementación de filtros digitales dentro del sistema embebido permitió atenuar el ruido de 60Hz de la red, presente en las señales de electromiografía y fuerza, obteniendo así señales más limpias para poder desarrollar el posicionamiento por electromiografía y el control de fuerza.
- Al utilizar un sistema embebido y diseñar un circuito de acondicionamiento analógico, se logró desarrollar un prototipo de prótesis mioeléctrica compacta, ligera y portátil.

- El agregar un módulo de comunicación serial, permitió observar las señales de electromiografía y fuerza, así como su procesamiento digital, ajuste y el comportamiento de la fuerza controlada mediante el software LabView.
- Diseñar e implementar el circuito digital en FPGA permitió hacer diseño modular, de forma que todo el problema se dividió en pequeñas etapas, las cuales fueron programadas, simuladas y posteriormente implementadas para comprobar su correcto funcionamiento.
- Este proyecto permitió observar que es posible construir una prótesis mioeléctrica de mano con un costo 40 veces inferior al costo promedio de una prótesis electromiográfica comercial, sin embargo se debe tener en cuenta que aún quedan características por mejorar para poder hacer la prótesis comercial.
- A futuro, se puede diseñar un circuito impreso que contenga el circuito analógico y la FPGA con los periféricos necesarios para el funcionamiento de la prótesis, de forma que se pueda reducir espacio al no utilizar una tarjeta de desarrollo como la DE0-Nano.
- Es posible diseñar y construir una nueva estructura mecánica de pinza, de forma que sea más agradable estéticamente y permita el agarre de objetos de mayor tamaño.
- Se pueden investigar y reemplazar los conectores del sensor de fuerza, cables de electromiografía e interfaz háptica utilizando conectores más robustos.
- A futuro se puede desarrollar una investigación que permita el ajuste automático a la señal de electromiografía de cada usuario sin necesidad de realizar el ajuste manualmente con pulsadores.

BIBLIOGRAFÍA

KYBERD, Peter J., LEMAIRE, Edward D., SCHEME Erik, MACPHAIL, Catherine, GOUDREAU, Louis, BUSH, Greg, BROOKESHAW, Marcus. *Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist*. J Rehabil Res Dev. 2011;48(6): 609–18.

ANTFOLK, C., BALKENIUS, C., LUNDBORG, G., ROSÉN, B. y SEBELIUS, F. *Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system*. Department of Electrical Measurements, Lund University, Lund, Sweden. 2010

JAIMES VEGA, Diego Fernando y ORDUÑA GUERRERO, Hernán Darío. Módulo de Tratamiento de Señal Electromiográfica. Universidad Pontificia Bolivariana. 2005.

ARIAS PÉREZ, Diana Mercedes y BAUTISTA TORRES, Liliana Esperanza. Prototipo de Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior. Bucaramanga: Universidad Pontificia Bolivariana. 2006.

VELEZ, Cristian Alberto. Diseño y Construcción de un Prototipo de Equipo de Biorretroalimentación para Miografía. Disponible en línea: <<http://www.dalcame.com/wdescarga/electromiografia.pdf>>. [Consultado en Marzo 15 de 2012].

ROSE, William. *EMG (Electromyogram) Analysis*. Disponible en línea: <<http://www.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/emg.html>>. [Consultado en Enero 26 de 2013].

SRINIVASAN, Mandayam A. *What is Haptics*. Massachusetts Institute of Technology. Disponible en línea: <http://www.sensable.com/documents/documents/what_is_haptics.pdf>. [Consultado en Diciembre 14 de 2012].

EDUCASE. *7 things you should know about Haptics*. Septiembre de 2007. Disponible en línea: <<http://net.educause.edu/ir/library/pdf/ELI7029.pdf>>. [Consultado en Marzo 17 de 2012].

MARASCO, Paul D., KEEHOON, Kim. COLGATE, James E., PESHKIN, Michael A. and KUIKEN, Todd A. *Robotic touch shifts perception of embodiment to a prosthesis in targeted reinnervation amputees*. Brain 2011: 134; 747–758.

GONZALES, Agustin J. Sistemas Embebidos: Características. Disponible en línea: <profesores.elo.utfsm.cl/~agv/elo326/1s06/lectures/Caracteristicas.ppt>. [Consultado en Febrero 25 de 2012].

ALTERA. FPGAs. Disponible en línea: <<http://www.altera.com/products/fpga.html>>. [Consultado en Abril 07 de 2012].

LINN, Yair. FPGAs (*Field Programmable Gate Arrays*) y sus usos en audio, video, telecomunicaciones, y procesamiento digital de señales. Bucaramanga: IV Seminario Internacional de Ingeniería Electrónica Universidad Pontificia Bolivariana. Abril de 2010.

TERASIC TECHNOLOGIES. *DE0 Nano User Manual*. 2003-2011.

INTERLINK ELECTRONICS. *FSR Force Sensing Resistor Integration Guide and Evaluation Parts Catalog*. Disponible en línea: <<http://www.lynxmotion.com/images/data/fsrguide.pdf>>. [Consultado en Abril 02 de 2012].

INTERLINK ELECTRONICS. FSR400. Disponible en línea: <<http://www.interlinkelectronics.com/FSR400.php>>. [Consultado en Septiembre 09 de 2012].

TEKSCAN. *FlexiForce Sensors*. Disponible en línea: <<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>>. [Consultado en Septiembre 09 de 2012].

REINOSO, Oscar, FILGUEIRA Alejandro, FERNÁNDEZ, Cesar, JIMÉNEZ, Luis. Control Híbrido con Reorientación Para Trazado de Figuras en Superficies 3D. Alicante. Universidad Miguel Hernández de Elche. 2005.

CANDELAS Francisco A., CORRALES Juan A. Servomotores. Universidad de Alicante. Publicación Interna 9. Septiembre 20 de 2007.

Lynxmotion, *User Manual SSC-32 Ver 2.0*. 2005: Pekin. p.4.

PUBLICO. Descubierta la prótesis más antigua del mundo. Disponible en línea: <<http://www.publico.es/ciencias/362399/descubierta-la-protesis-mas-antigua-del-mundo>>. [Consultado en Marzo 5 de 2012].

PEDROZA MELÉNDEZ, Alejandro. Historia de las prótesis de mano. Disponible en línea <<http://revistalareunion.blogspot.com/2008/09/historia-de-las-prtesis-de-mano.html>>. [Consultado en 10 de abril de 2012].

NAVARRO, Rafael B. Instrumentación Biomédica. Departamento Electrónica. Universidad Alcalá. Disponible en línea: <<http://web.usal.es/~lcal/electroencefalografia.pdf>>. [Consultado en Marzo 9 de 2012].

DORADOR GONZÁLEZ, Jesús Manuel. Robótica y prótesis inteligentes. En: Revista Digital Universitaria. Enero 18, 2004. Volumen 6, Numero 1. Disponible en línea: <<http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>>. [Consultado en Marzo 10 de 2012].

QUINAYÁS BURGOS, Cesar Augusto. Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres. Popayán: Universidad del Cauca. Enero de 2010.

DARIO P., BECCAI L., CARPANETO J., CAVALLARO E., MICERA S., STELLIN G., CIPRIANI C., ZACCONE F., CARROZA M. C., CABIBIHAN JJ., CAPIELLO G., LAZZARINI R., VACALEBRI P., VECCHI F., OSÉS M. T., RIQUELME J. S., PAREJO C. O., KOCH K. P., DOERGE T., HANAUER M., RAMACHANDRAN A., NAVARRO X., VALDERRAMA E., VERDI E., CUADRAS J., RODRÍGUEZ F. J., LAGO N., LOPEZ-VALES R., GAROIA-ALIAS G., YOSHIDA K., HENNINGS K., TOSATO M., BUREAU M. *CyberHand – Development of a Cybernetic Hand Prosthesis*. Disponible en línea: <<http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/index.htm>>. [Consultado en Septiembre 25 de 2012].

OTTOBOCK Company. Greifer Eléctrico de Sistema DMC VariPlus. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5746.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].

OTTOBOCK Company. MyoHand VariPlus Speed®. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/19986.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].

OTTOBOCK Company. DMC plus® - Mano Eléctrica de Sistema. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5737.html>. [Consultado en Marzo 12 de 2012].

BIONIX Company. BX Hand. Disponible en línea: <<http://www.bionix.com.co/portafolio-b.html>>. [Consultado en Abril 17 de 2012].

TEXAS INSTRUMENTS. Hojas de datos de INA101, INA115, INA126, INA128, OPA4227, OPA4277, OPA2703, OPA2107, OPA4131 y OPA4137. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/>>. [Consultado en Junio 18 de 2012].

Hoja de datos de INA128-INA129. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/product/ina129>>. [Consultado en Junio 18 de 2012].

Active Filter Design Application, Filter Pro. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/tool/filterpro>>. [Consultado en Junio 20 de 2012].

Hoja de datos de ADC128S022. Disponible en línea: <<http://www.ti.com/product/adc128s022>>. [Consultado en Junio 20 de 2012].

RODRIGUEZ NAVARRO, Victoria Verence. Teorema de Muestreo de Nyquist-Shannon. Monterrey: Universidad Regiomontana. 21 de Mayo de 2011. Disponible en línea: <<http://es.scribd.com/doc/61724682/Teorema-de-Nyquist-Shannon-Senales-Digitales>>. [Consultado en Septiembre 27 de 2012]

MARTÍNEZ M., GÓMEZ L., SERRANO A. J., VILA J. y GÓMEZ J. Diseño de Filtros FIR. Universitat de Valencia. Disponible en línea: <<http://ocw.uv.es/ingenieria-y->

arquitectura/filtros-digitales/tema_3._diseno_de_filtros_fir.pdf>. [Consultado en Agosto 16 de 2012].

Dynamo Electronics. Gripper Pequeño. Disponible en línea: <http://dynamoelectronics.com/dynamo-tienda-virtual.html?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=250&category_id=60>. [Consultado en Julio 28 de 2012].

Hitec. Analog Servos. Disponible en línea: <<http://www.hitecrcd.com/products/servos/analog/index.html>>. [Consultado en Julio 29 de 2012].

BUSO, Simone y MATTAVELLI, PAOLO. *Digital Control in Power Electronics*. Morgan & Claypool, 2006, pp. 13-31.

VISIOLI, Antonio. *Practical PID Control*. London: Springer, 2006, pp. 1-18

Hoja de datos de LI-Polymer Battery Packs 063450. Disponible en línea: <<http://www.sparkfun.com/datasheets/Batteries/UnionBattery-1000mAh.pdf>>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

Hoja de datos del regulador LD1117xx. Disponible en línea: <http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00000544.pdf>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

Circuitos Impresos. Disponible en línea: <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/Solar/Componentes/CIRCUITOS_IMPRESOS.HTM>. [Consultado en Agosto 16 de 2012].

NICOLLE, Jean P. *How the RS-232 serial interface works*. Disponible en línea: <<http://www.fpga4fun.com/SerialInterface1.html>>. [Consultado en Septiembre 10 de 2012].

ANEXO A.

MANUAL DE USUARIO DE LA PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO

MANUAL DE USUARIO DE LA PRÓTESIS ELECTROMIOGRÁFICA DE MANO

INTRODUCCIÓN

A continuación se presenta de forma concreta las principales características y funciones de los elementos que componen la prótesis mioeléctrica de mano tipo pinza, así como la metodología más apropiada para su correcto uso.

1. CARACTERÍSTICAS

En la figura 1 se puede observar que la prótesis tipo pinza se encuentra conformada por un conjunto de 4 baterías Ion Litio de 3.7v, un *gripper* con servomotor acoplado, un sensor de fuerza piezo resistivo, un pequeño vibrador como interfaz háptica, una tarjeta de desarrollo DE0-Nano y un circuito de acondicionamiento analógico de señales de electromiografía y fuerza.

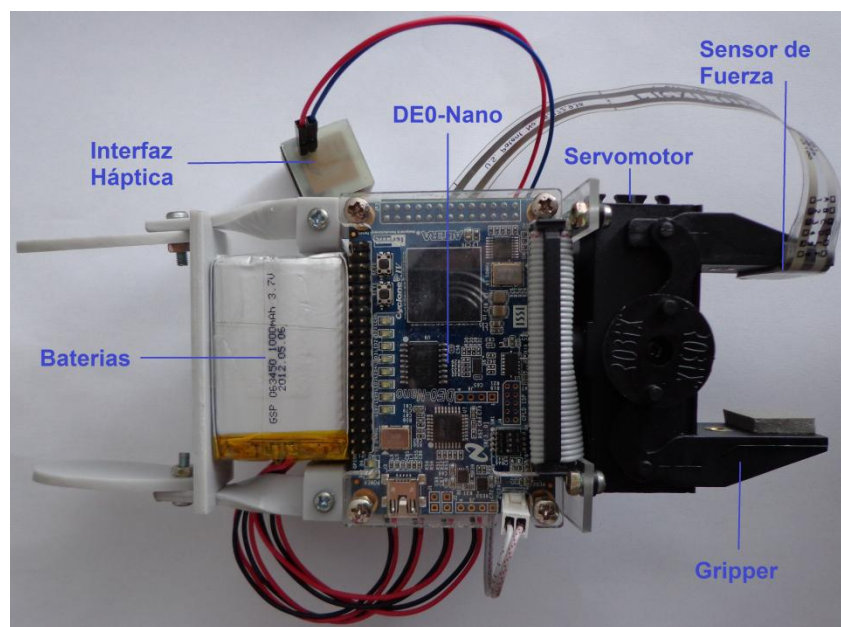


Figura 1. Prótesis mioeléctrica de mano tipo pinza.

2. ARQUITECTURA

2.1 TARJETA DE0-NANO

Los componentes de la tarjeta de DE0-Nano utilizados en la prótesis son:

- FPGA Altera Cyclone IV EP4CE22F17C6N
- Dispositivo de configuración Altera EPCS16
- Convertidor análogo-digital ADC128S022
- Cristal de 50MHz
- Conector USB tipo mini AB
- Conector de 2 pines para alimentación externa
- 4 Dip Switches
- Pulsadores KEY1 y KEY0, con circuito Schmitt Trigger
- LED7 y LED0
- Conector de 40 Pines JP2
- Conector de 26 Pines JP3

Cada uno de los componentes nombrados se pueden ver en la siguiente figura:

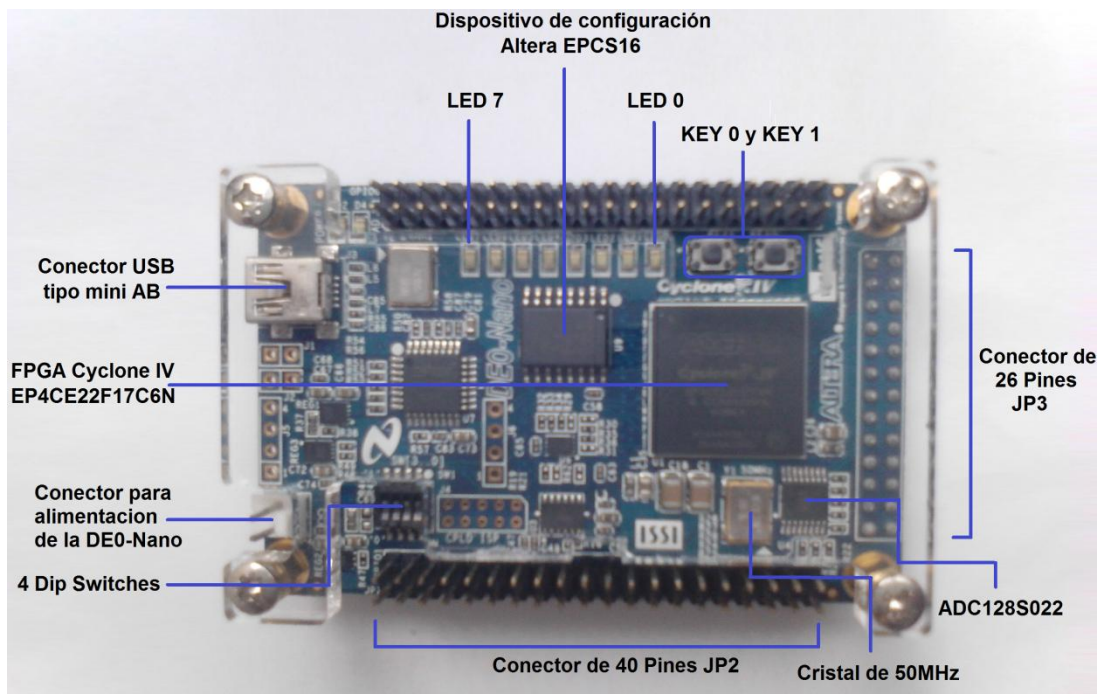


Figura 2. Tarjeta de desarrollo DE0-Nano.

2.2 TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO ANALÓGICO

El circuito de acondicionamiento analógico está conformado por un conjunto de amplificadores operacionales, un amplificador de instrumentación, reguladores y elementos pasivos que permiten acondicionar las señales de electromiografía y de fuerza antes de pasarlas por el convertidor análogo digital.

Adicionalmente esta tarjeta facilita la conexión entre los pines lógicos de la DE0-Nano, los pines del convertidor serial-USB, los cables de electromiografía, el servomotor y las baterías, tal como se observa en la figura 3. Por otro lado se encuentran 2 Dip Switches encargados de abrir el circuito que energiza la tarjeta.

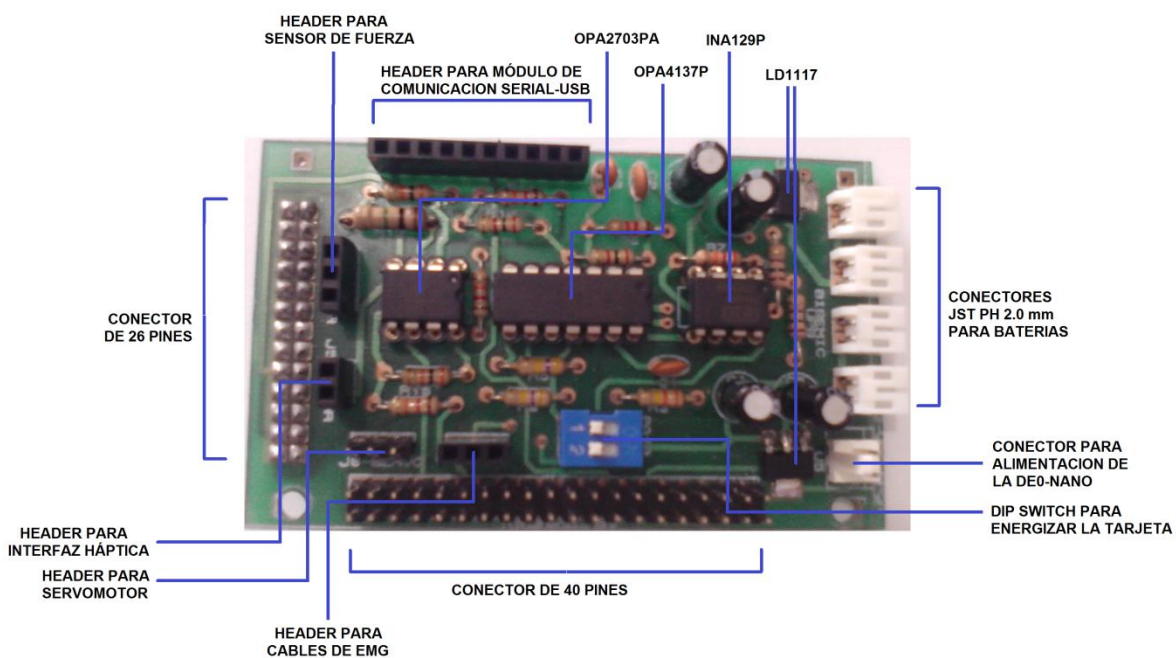


Figura 3. Tarjeta de acondicionamiento analógico.

Los principales componentes de la tarjeta son:

- Amplificador de instrumentación INA129P
- Amplificador operacional OPA4137P
- Amplificador operacional OPA2703PA
- 2 Reguladores LD1117 de 5v
- 2 *Dip Switches*
- 4 conectores JST PH 2.0 mm
- 18 conectores *Header* hembra
- 69 conectores *Header* macho
- 2 conectores MOL

3. CONEXIÓN DE LOS COMPONENTES

3.1 CONEXIÓN DE LAS BATERÍAS

La prótesis de mano utiliza 4 baterías de Ion Litio de 3.7V las cuales se conectan directamente a la tarjeta de acondicionamiento analógico.

Antes de conectar las baterías se debe verificar que los 2 *Dip Switch* se encuentren en la posición de apagado tal como se observa en la siguiente figura:

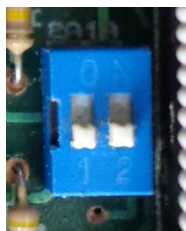


Figura 4. *Dip Switch* en posición de apagado.

Una vez verificada la posición de los *Dip Switch*, se procede a conectar cada batería en cada uno de los 4 conectores JST PH tal como se observa en la figura 5.

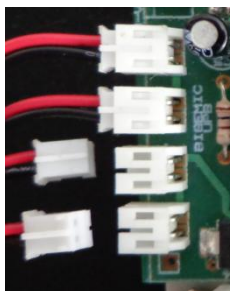


Figura 5. Conexión de las baterías.

La carga de las baterías tendrán una duración dependiendo del manejo que se le este dando a la prótesis, para ello se tiene una aproximación de tres posibles casos:

- Prótesis en estado de espera: el usuario no realiza ningún movimiento de la pinza por electromiografía ni por fuerza. Duración aproximada 14 horas.
- Prótesis en movimiento constante por electromiografía: en este caso el usuario realiza movimientos constantes a partir de señales de electromiografía. Duración aproximada 6 horas.
- Prótesis en control de fuerza: para este último caso la prótesis agarra un objeto con una fuerza aproximada a 5N y se mantiene en este estado. Duración aproximada 4 horas.

3.2 CONEXIÓN DEL SERVOMOTOR

El servomotor se conecta directamente al *Header* macho de 3 pines ubicado en la tarjeta de acondicionamiento analógico. Se debe tener en cuenta que el servomotor debe ser conectado correctamente antes de energizar el circuito, con el fin de evitar daños en el servomotor, o la prótesis. La siguiente figura ilustra la correcta conexión del servomotor:

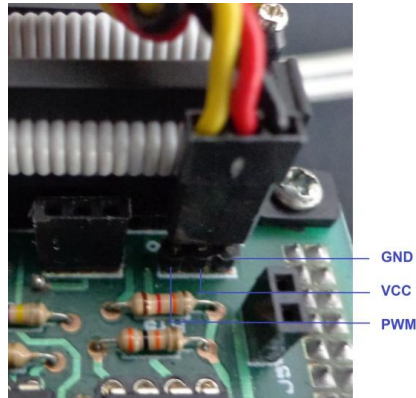


Figura 6. Conexión del servomotor.

3.3 CONEXIÓN DE LA INTERFAZ HÁPTICA

La interfaz háptica consiste en el pequeño motor ubicado en el antebrazo del usuario, dicho motor se conecta en el *Header* hembra de 2 pines ubicado en la tarjeta de acondicionamiento analógico tal como se observa en la figura 7.

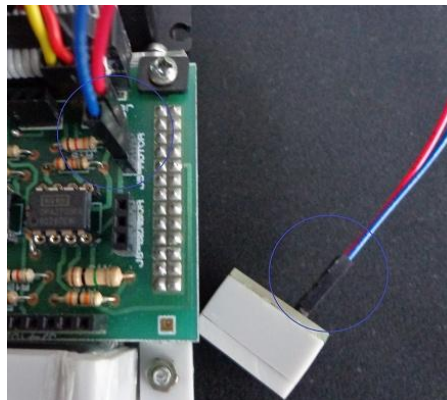


Figura 7. Conexión de la interfaz háptica.

3.4 CONEXIÓN DEL SENSOR DE FUERZA

En el caso del sensor de fuerza, al ser un elemento resistivo, la polaridad de la conexión no se tiene en cuenta por tal razón este puede ser conectado fácilmente en el *Header* hembra de 3 pines tal como se observa en la figura 8.

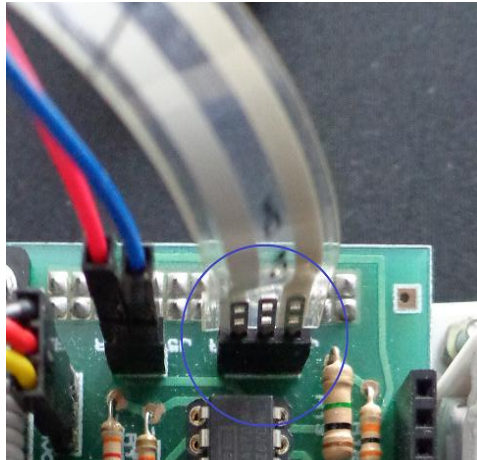


Figura 8. Conexión del sensor de fuerza.

3.5 CONEXIÓN DEL CABLE DE EMG

El cable encargado de conectar los electrodos para la adquisición de señales de EMG debe ser conectado en la tarjeta de acondicionamiento analógico teniendo en cuenta que este se encuentra dividido en las siguientes 3 partes:

- Conexión al terminal Inversor del Amplificador de instrumentación (-)
- Conexión al terminal No-Inversor del Amplificador de instrumentación (+)
- Conexión a la referencia de la etapa de amplificación (Ref)

Por tal razón la correcta conexión del cable de EMG es la siguiente:

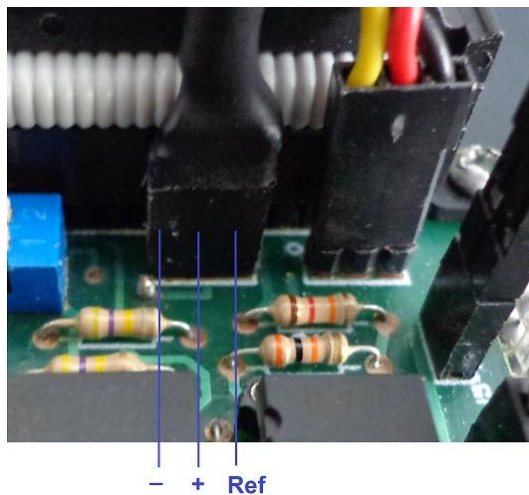


Figura 9. Conexión del cable de EMG.

3.5.1 Ubicación de los Electroodos

Los electrodos se deben ubicar en el antebrazo del usuario de la prótesis teniendo en cuenta que con el cable de electromiografía se debe conectar cada punta tal como se indica en la Figura 10. Es importante que entre cada electrodo exista una separación aproximada de 1cm.

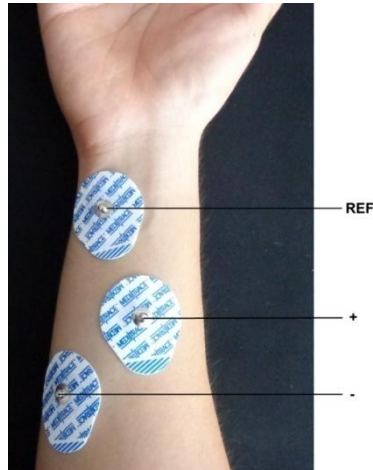


Figura 10. Ubicación de los electrodos en el antebrazo.

3.6 CONEXIÓN DEL MÓDULO DE COMUNICACIÓN SERIAL-USB

El módulo de comunicación serial se conecta en el *Header* hembra de 10 pines en posición opuesta a la tarjeta de acondicionamiento analógico, tal como se muestra en la figura 11.



Figura 11. Conexión del módulo de comunicación serial.

4. AJUSTE DE LA ELECTROMIOGRAFÍA

El ajuste de la electromiografía permite adaptar a diferentes personas el posicionamiento por EMG sin tener que realizar cambios en el circuito analógico, mediante 2 pulsadores que incrementan o disminuyen el nivel de offset de la señal de electromiografía

En la siguiente figura se puede visualizar los 2 pulsadores y su función:

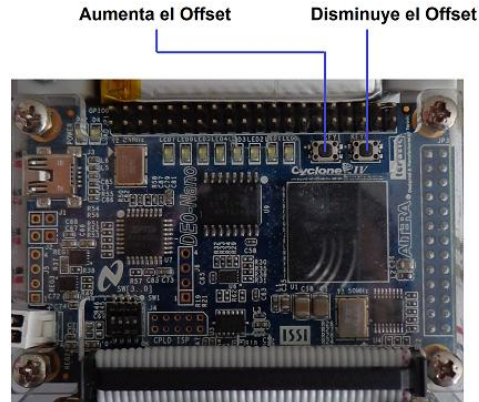


Figura 12. Función de los pulsadores para ajustar el offset.

De forma que al obtenerse una señal de EMG sin calibrar como la de la figura 13, mediante los pulsadores se puede subir o bajar la señal hasta que el valor digital de la electromiografía base sea cercano a 127 tal como se observa en la figura 14.

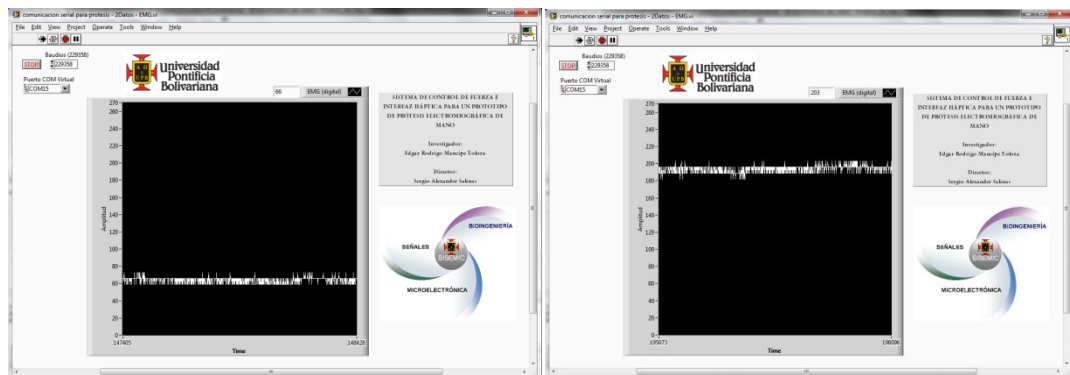


Figura 13. Señal de EMG sin ajustar.

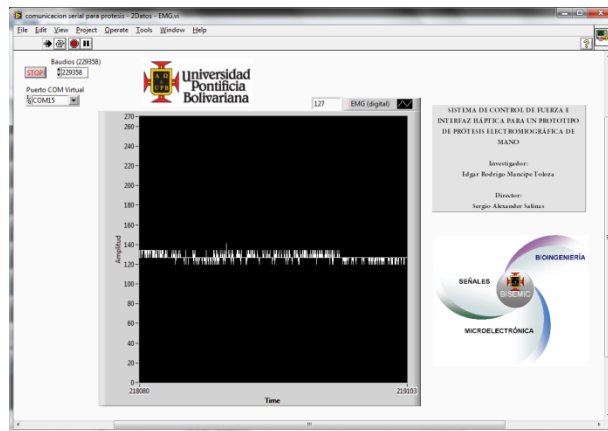


Figura 14. Señal de EMG ajustada.

5. POSICIONAMIENTO POR SEÑALES DE ELECTROMIOGRAFÍA

Una vez ajustada la señal de electromiografía, se procede a utilizar la prótesis a partir del posicionamiento por señales de EMG, para ello el usuario de la prótesis deberá tensionar los músculos del antebrazo, emitiendo así una señal de EMG con una amplitud lo suficientemente grande como para ser interpretada por el algoritmo como un movimiento voluntario de la prótesis.

En la tarjeta DE0-Nano se encuentran ubicados 2 leds (LED[0] y LED[7]) los cuales tienen la siguiente función:

- LED[0]: cuando se encuentra apagado indica que el algoritmo de la prótesis se encuentra en posicionamiento por señales de EMG. En caso de estar encendido indica que el algoritmo de la prótesis se encuentra en control de fuerza.
- LED[7]: indica el sentido de giro del servomotor acoplado a la pinza. En caso de estar encendido el sentido es horario, es decir que la pinza se cerrará con la siguiente señal de EMG, tal como se observa en la figura 15, en caso de estar apagado la pinza se abrirá con la siguiente señal de EMG emitida por el usuario, tal como se observa en la figura 16.

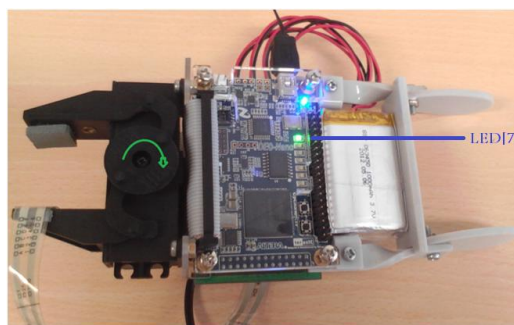


Figura 15. Pinza cerrándose a partir del posicionamiento por EMG.

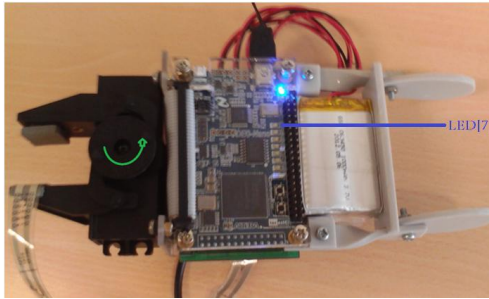


Figura 16. Pinza abriéndose a partir del posicionamiento por EMG.

6. CONTROL POR SEÑALES DE FUERZA

Luego de transcurrir 3 segundos de no emitir señales de EMG por voluntad propia, la prótesis entra en control de fuerza, de forma que esta tiende a mantener la fuerza que se estaba ejerciendo anteriormente durante el posicionamiento por EMG, el LED[0] encendido indica que la prótesis se encuentra en control de fuerza.

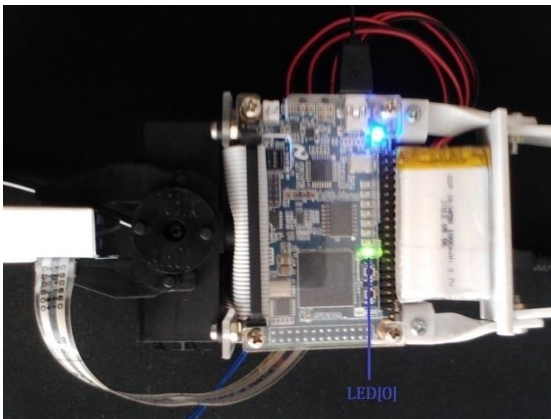


Figura 17. Prótesis en control de fuerza.

Para salir del control de fuerza, basta solamente con volver a emitir señales de electromiografía de forma voluntaria, entonces la pinza se abrirá o cerrará, según indique el LED del sentido de giro (LED[7]).