

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL DE GRADO CONTINUO DE ENFOQUE EN  
UNA CÁMARA.**



**AUTOR: SANTIAGO CAICEDO NATES**

**DIRECTOR: GERMÁN YAMHURE KATTAH MSc.**

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
BOGOTÁ, D.C.  
2015**

## TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
2.	MARCO TEÓRICO.....	3
2.1	La Presbicia y Anatomía del Ojo Humano.....	3
2.2	Los Tratamientos.....	5
2.3	Señales Electromiográficas (EMG).....	6
2.4	Sensores de Electromiografía.....	7
2.5	Teoría de Control .....	7
3.	OBJETIVO DEL PROYECTO.....	10
4.	DESARROLLO Y PROTOCOLO DE PRUEBAS .....	13
5.	ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	23
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	30
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	30
8.	ANEXOS.....	33

## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1. Deterioro de la Capacidad de Acomodación del Cristalino con los Años [2].</i> .....	1
<i>Figura 2. Estructura del Ojo Humano [5].</i> .....	3
<i>Figura 3. Corte Transversal del Cristalino [5].</i> .....	3
<i>Figura 4. Ojo Humano en el proceso de acomodación.</i> .....	4
<i>Figura 5. Grafica de Crecimiento del Grosor del Lente del Cristalino con los Años [8].</i> .....	4
<i>Figura 6. Diagrama de las Unidades Anatómica y Funcional del Músculo [13].</i> .....	6
<i>Figura 7. Diagrama de Bloques de un Sistema de Control en Lazo Cerrado [16].</i> .....	8
<i>Figura 8. Diagrama de Bloques de la Plataforma de Pruebas.</i> .....	8
<i>Figura 9. Diagrama de Bloques que Describe la Plataforma de Pruebas.</i> .....	13
<i>Figura 10. Diseño de la caja usada para restringir y aislar la visión de una persona.</i> .....	14
<i>Figura 11. Diagrama de Bloque del Sensor y de las Etapas de Amplificación del Circuito.</i> .....	14
<i>Figura 12. Ubicación del Músculo Corrugador Superciliar [23].</i> .....	15
<i>Figura 13. Modelo Simplificado del Amplificador de Instrumentación[18].</i> .....	16
<i>Figura 14. Montaje de la Caja para Restricción de la Visión.</i> .....	21
<i>Figura 15. Montaje del Trípode y la Mesa de Trabajo dentro de la Caja para Control de Factores Externos.</i> .....	22
<i>Figura 16. Diseño de la Caja Difusora de Luz.</i> .....	23
<i>Figura 17. Señal EMG obtenida a la salida del circuito.</i> .....	26

<i>Figura 18. Respuesta del Enfoque de la Cámara a una Entrada Tipo Paso de Amplitud 250. Señal 1 (Verde) corresponde al valor del Enfoque de la Cámara. Señal 2 (Roja) corresponde al valor del Enfoque de la Imagen.</i> .....	27
<i>Figura 19. Acercamiento de la gráfica de respuesta del enfoque de la cámara a una entrada tipo paso de amplitud 250.</i> .....	27
<i>Figura 20. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.</i> .....	28
<i>Figura 21. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.</i> .....	29
<i>Figura 22. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.</i> .....	29
<i>Figura 23. Esquemático del Circuito para Amplificación de Señales EMG.</i> .....	33
<i>Figura 24. Layout del Circuito Amplificador de Señales EMG. Vista TopLayer.</i> .....	34
<i>Figura 25. Layout del Circuito Amplificador de Señales EMG. Vista TopLayer.</i> .....	34
<i>Figura 26. Resultados de la Simulación del Circuito.</i> .....	35
<i>Figura 27. Panel Frontal de Programa para Controlar el Enfoque en una Cámara. TG1433 – Focus EMG V2.</i> .....	35
<i>Figura 28. Diagrama de Bloques de Programa para Controlar el Enfoque en una Cámara. TG1433 – Focus EMG V2. a) Primera Parte del Diagrama de Bloques del Programa TG – Focus EMG V02. b) Segunda Parte del Diagrama de Bloques del Programa. c) Representación de los Casos en los “Case Structures”.</i> .....	37
<i>Figura 29. Panel Frontal del Programa Speed Focus Test.</i> .....	38
<i>Figura 30. Diagrama de Bloques del Programa Speed Focus Test.</i> .....	38
<i>Figura 31. Imagen de Prueba de Patrones de Rayas.</i> .....	39
<i>Figura 32. Caja para la Restricción de la Visión Perimetral y el Aislamiento de la Visión del Sujeto de Prueba. a) Caja Cerrada con el Monitor Dentro. b) Vista de la Caja Abierta, Mostrando el Monitor en su Interior.</i> .....	40
<i>Figura 33. Caja para Control de Factores Externos. a) Vista de la Caja Abierta con la Imagen de Prueba. b) Vista de la Caja Abierta con la cámara sobre el trípode.</i> .....	40
<i>Figura 34. Conexión de las Baterías al Circuito.</i> .....	41
<i>Figura 35. Conexiones entre el Sensor y su Conector con el Circuito.</i> .....	42
<i>Figura 36. Anatomía de los músculos faciales. a) Ubicación del Orbicularis Oculi [14]. b) Ubicación del Corrugador Superciliar [23].</i> .....	43
<i>Figura 37. Ilustración de sujeto de prueba con el sensor y la correa elástica.</i> .....	43
<i>Figura 38. Panel Frontal de Programa Diseñado TG 1433 – Focus EMG V2. a) Panel Frontal. b) Acercamiento del panel frontal.</i> .....	44
<i>Figura 39. Señal de Entrada al Circuito (Señal Azul) y Señal de Salida del Amplificador de Instrumentación (Señal Amarilla).</i> .....	45
<i>Figura 40. Señal de Entrada al Circuito (Señal Azul) y Señal de Salida del Amplificador de Ganancia Programable (Señal Amarilla).</i> .....	46
<i>Figura 41. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 10 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).</i> .....	46
<i>Figura 42. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 20 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).</i> .....	46
<i>Figura 43. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 25 Hz (Señal Amarilla) y Señal de Salida del Circuito (Señal Azul).</i> .....	47
<i>Figura 44. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 70 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).</i> .....	47
<i>Figura 45. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 250 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del</i>	

<i>Circuito (Señal Amarilla).....</i>	47
<i>Figura 46. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 850 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).....</i>	48
<i>Figura 47. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.....</i>	48
<i>Figura 48. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.....</i>	48
<i>Figura 49. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 1 .....</i>	49
<i>Figura 50. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 2.....</i>	49
<i>Figura 51. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 2.....</i>	49
<i>Figura 52. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 2. ....</i>	49
<i>Figura 53. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 3.....</i>	49
<i>Figura 54. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 3.....</i>	50
<i>Figura 55. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 3. ....</i>	50
<i>Figura 56. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 4.....</i>	50
<i>Figura 57. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 4.....</i>	50
<i>Figura 58. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 4. ....</i>	50
<i>Figura 59. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 5.....</i>	51
<i>Figura 60. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 5.....</i>	51
<i>Figura 61. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 5. ....</i>	51
<i>Figura 62. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 1.....</i>	51
<i>Figura 63. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 1.....</i>	51
<i>Figura 64. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 1. ....</i>	52
<i>Figura 65. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 2.....</i>	52
<i>Figura 66. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 2.....</i>	52
<i>Figura 67. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 2. ....</i>	52
<i>Figura 68. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 3.....</i>	52
<i>Figura 69. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 3.....</i>	53
<i>Figura 70. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 3. ....</i>	53
<i>Figura 71. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 4.....</i>	53
<i>Figura 72. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 4.....</i>	53
<i>Figura 73. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 4. ....</i>	53
<i>Figura 74. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 1.....</i>	54
<i>Figura 75. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 1.....</i>	54
<i>Figura 76. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 1. ....</i>	54
<i>Figura 77. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 2.....</i>	54
<i>Figura 78. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 2.....</i>	54
<i>Figura 79. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 2. ....</i>	55
<i>Figura 80. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 3.....</i>	55
<i>Figura 81. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 3.....</i>	55
<i>Figura 82. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 3. ....</i>	55
<i>Figura 83. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 4.....</i>	55
<i>Figura 84. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 4.....</i>	56
<i>Figura 85. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 4. ....</i>	56
<i>Figura 86. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 5.....</i>	56
<i>Figura 87. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 5.....</i>	56
<i>Figura 88. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 5. ....</i>	56
<i>Figura 89. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 1.....</i>	57

<i>Figura 90. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 1.....</i>	57
<i>Figura 91. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 1. ....</i>	57
<i>Figura 92. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 2.....</i>	57
<i>Figura 93. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 2.....</i>	58
<i>Figura 94. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 2. ....</i>	58
<i>Figura 95. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 3.....</i>	58
<i>Figura 96. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 3.....</i>	58
<i>Figura 97. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 3. ....</i>	58
<i>Figura 98 . Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 4.....</i>	59
<i>Figura 99. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 4.....</i>	59
<i>Figura 100. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 4. ....</i>	59
<i>Figura 101. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 5.....</i>	59
<i>Figura 102. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 5.....</i>	59
<i>Figura 103. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 5. ....</i>	60
<i>Figura 104. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 1.....</i>	60
<i>Figura 105. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 1.....</i>	60
<i>Figura 106 . Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 1. ....</i>	60
<i>Figura 107. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 2.....</i>	60
<i>Figura 108. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 2.....</i>	61
<i>Figura 109. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 2. ....</i>	61
<i>Figura 110. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 3.....</i>	61
<i>Figura 111. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 3.....</i>	61
<i>Figura 112. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 3. ....</i>	61
<i>Figura 113. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 4.....</i>	62
<i>Figura 114. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 4.....</i>	62
<i>Figura 115. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 5. ....</i>	62

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Resumen de Resultados de la Simulación del Circuito. ....</i>	24
<i>Tabla 2. Resumen de Resultados de la Prueba de Ganancia del Circuito. ....</i>	25
<i>Tabla 3. Resumen de Resultados del Tiempo de Respuesta del Enfoque de la Imagen ante las variaciones descritas. ....</i>	28

## 1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, una de las discapacidades visuales que afecta cerca de 1800 millones de personas en el mundo es la presbicia [1]. Esta discapacidad, consiste en la pérdida de la visión a corta distancia causada por el deterioro natural del ojo, en el momento de enfocar objetos a diferentes distancias. Este deterioro se conoce como la capacidad de acomodación del cristalino, la cual actualmente es medida en dioptrías<sup>1</sup>.

La presbicia, es una discapacidad de tipo progresivo, en donde a medida que aumenta la edad de una persona, esta se va agravando, como se muestra en la Figura 1. Cabe resaltar, que la edad más propensa a la ocurrencia de la presbicia comienza a los 45 años, pues es el momento en la vida de un ser humano en donde el punto más cercano de visión sobrepasa la distancia de lectura [2].

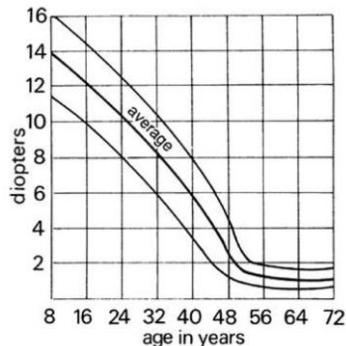


Figura 1. Deterioro de la Capacidad de Acomodación del Cristalino con los Años [2].

Esto se debe, a que con el paso del tiempo, el músculo ciliar pierde la habilidad de variar y engrosar el cristalino, causando así la pérdida en la capacidad de enfocar objetos que se encuentren a corta distancia.

Es por todo lo anterior, además de otras formas de discapacidad visual existentes que también afectan a una gran cantidad de personas, que en la actualidad es necesario el uso de una o varias órtesis de ojos, que permitan corregir dicha discapacidad dependiendo de las condiciones que posea cada persona.

Es de gran importancia el estudio de dicho problema, ya que no solo afecta la calidad de vida de las personas sino que también interviene en el desarrollo mundial, como se menciona en un boletín de la organización mundial de la salud, publicado en el 2012 [3], se reporta que: *"los gobiernos podrían añadir miles de millones de dólares a la economía mundial simplemente invirtiendo en exámenes oculares y*

---

<sup>1</sup> Unidad de medida de la potencia óptica de un lente. Para el caso que muestra la Figura 1, el lente es el cristalino.

*proporcionando gafas a las personas que los necesitan, además de contribuir sensiblemente en el desarrollo mundial”.*

Es por lo anterior que en este trabajo de grado se pretende realizar el montaje de una plataforma de pruebas para determinar, evaluar y validar el desempeño y las especificaciones de un sistema que controle el grado de enfoque del lente en una cámara, usando señales electromiográficas (EMG)<sup>2</sup>. Para lograrlo, se realizaron una serie de pruebas básicas con un pequeño grupo de voluntarios, en donde se buscó medir y analizar algunos parámetros del sistema mediante las señales EMG, tal como el grado de enfoque, el tiempo de respuesta, entre otras. Dichas pruebas, se llevaron vado a cabo bajo condiciones controladas y siguiendo un protocolo preliminar que permitan validar las especificaciones que se plantean en este trabajo.

Adicionalmente, este trabajo de grado es considerado como la primera etapa de un proyecto ideado por el ingeniero Germán Yamhure Kattah MSc. El cual consiste en realizar una investigación que lleve a la implementación de un sistema encargado de controlar el grado de enfoque en una ótesis visual, permitiendo de esta manera un ajuste continuo dentro de un rango de enfoque, con lo que se podrá complementar la capacidad de acomodación del cristalino en una persona, mediante el uso de las señales eléctricas generadas por la actividad muscular.

Por lo tanto, el objetivo general de este trabajo es: Implementar una plataforma de pruebas que permita el control de grado de enfoque en una cámara, utilizando señales electromiográficas. Para ello, se determinaron las diferentes condiciones espaciales y ambientales en las que se debía realizar el experimento, con el fin de generar un protocolo para las mediciones y el uso de la plataforma de pruebas.

Además, se determinaron y evaluaron las especificaciones mínimas para realizar las mediciones requeridas en el trabajo. Con ellas, se diseñó un sistema encargado del ajuste del foco, tanto con una señal externa como por medio de señales electromiográficas. Por último, se realizaron una serie de pruebas preliminares con un pequeño grupo de personas que permitan de esta manera, evaluar el funcionamiento de la plataforma.

---

<sup>2</sup> Cuando el cerebro envía una señal eléctrica a un músculo, en las fibras musculares se produce un intercambio de moléculas ionizadas [4], lo que genera un cambio de energía potencial en cada fibra. La superposición de las señales eléctricas generadas en cada fibra del músculo es la señal EMG medida.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 La Presbicia y Anatomía del Ojo Humano

La presbicia es una enfermedad que afecta la visión, causada por el deterioro natural en el cristalino y por lo tanto una perdida en su capacidad de acomodación, lo que causa que no se pueda enfocar imágenes a corta distancia.

Esto ocurre debido a que el ojo humano es un sistema óptico, lo que significa que trabaja con un lente y una estructura para controlarlo. Este sistema es de tipo convergente, en donde se forma una imagen invertida de lo que se esté observando en la retina, la cual se sitúa al fondo del globo ocular, como se observa en la Figura 2.

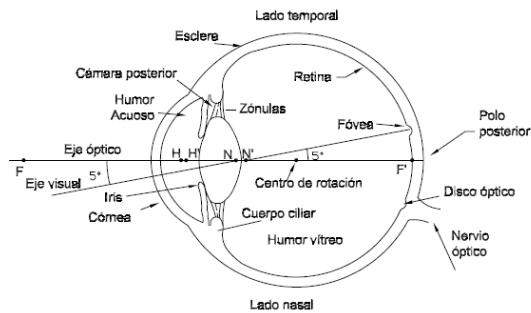


Figura 2. Estructura del Ojo Humano [5].

La luz entra en el ojo a través de la córnea, en donde es refractada. Posteriormente, el cristalino se acomoda de tal forma que se enfoque la luz la retina. Esta capacidad de enfocar es posible gracias al cristalino, el cual es una especie de cápsula elástica, transparente, y compuesta por diversas capas, que actúan como un lente convergente o positivo biconvexo, como se aprecia en la Figura 3.

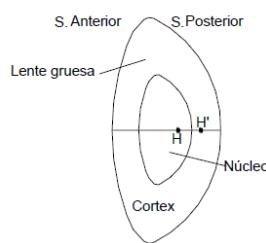


Figura 3. Corte Transversal del Cristalino [5].

La acomodación del cristalino es el proceso en el que cambia de forma. Una de las teorías más apoyadas sobre la acomodación, indica que la contracción del músculo ciliar<sup>3</sup> ocasiona una reducción en la tensión de las micro fibras llamadas Zónulas, quienes están encargadas de sujetar y variar la forma del cristalino. Esto hará que el cristalino disminuya su diámetro (ecuador) y aumente su grosor (aumento en la curvatura de las paredes del lente). Ver Figura 4.

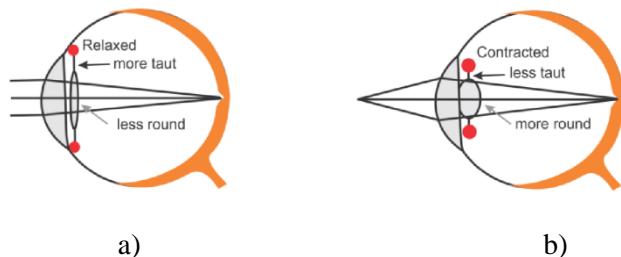


Figura 4. Ojo Humano en el proceso de acomodación.

a) En esta imagen se muestra cuando el músculo ciliar esta relajado. b) en esta imagen se aprecia el cambio en el Cristalino cuando el Músculo Ciliar esta Contraido[7].

En la Figura 4, se aprecia el proceso de acomodación mencionado anteriormente, siendo la imagen de la izquierda (Figura 4a) el momento en el cual el músculo ciliar se encuentra relajado y el cristalino está siendo estirado, presentando un diámetro mayor pero con una curvatura en sus paredes menor que cuando el músculo ciliar se contrae (Figura 4b). Esto, permite que las zónulas pierdan tensión y el lente presente un decremento de su diámetro, trayendo como resultado la posibilidad de enfocar objetos que se encuentren a corta distancia.

Sin embargo, con el paso del tiempo, este proceso se va deteriorando debido a que el cristalino aumenta progresivamente su grosor. Ver Figura 5.

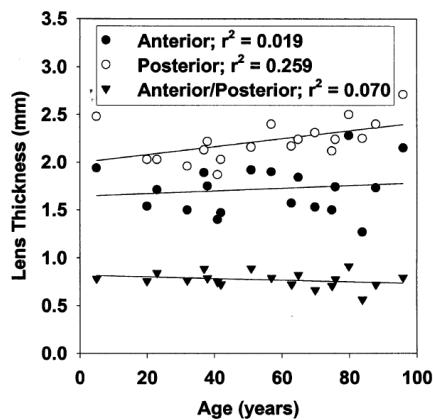


Figura 5. Grafica de Crecimiento del Grosor del Lente del Cristalino con los Años [8].

<sup>3</sup> Músculo encargado de la producción del fluido que llena el segmento anterior (Aqueous Humor), la suspensión y control del cristalino [6].

A este cambio en el cristalino, con el transcurso del tiempo se le une la pérdida en la capacidad del músculo ciliar de variar la forma del cristalino, ocasionando que el lente no llegue a alcanzar la curvatura necesaria para situar los haces de luz que se captan directamente en la retina. Por lo tanto, la imagen transmitida al cerebro se verá desenfocada.

## 2.2 Los Tratamientos

La presbicia, al igual que otras discapacidades visuales, presentan soluciones similares para todos los casos: soluciones tradicionales y/o quirúrgicas. Estas últimas, actualmente han adquirido mayor fuerza en el mercado, teniendo como posibilidades de tratamiento: la cirugía refractiva, los implantes de lentes o las incrustaciones corneales [9]. Sin embargo, son soluciones un poco controversiales debido a los métodos usados para las mismas. Esto implica someterse a una cirugía, la cual conlleva ciertos riesgos (*i.e.* infecciones).

En el caso de la cirugía refractiva, consta de varios procedimientos en los cuales se interviene o bien la córnea, o su capa protectora conocida como el Epithelium; remodelando su forma en un solo ojo o en ambos, dependiendo de cada caso. Esta trae como resultado, uno similar al que se obtiene con lentes de mono-visión<sup>4</sup>. No obstante, este tratamiento presenta varios riesgos, como la sobre corrección o la sub corrección. Debido a lo anterior, y a que las consecuencias de este tipo de procedimiento son permanentes, se sugiere usen previamente los lentes mono-visión, con el fin de disminuir el riesgo que pueda presentarse.

Por otro lado, el implante de lentes, consiste en la extracción del cristalino y su posterior reemplazo por un lente artificial [9], el cual tendrá la forma adecuada para poder revertir la pérdida de acomodación a causa del engrosamiento del cristalino. Sin embargo, existen casos en donde a pesar de haberse sometido a la cirugía, es necesario el uso posterior de gafas para lectura.

En el caso de las incrustaciones corneales, son procedimientos en los cuales se involucra la adición de un anillo plástico en el borde de cada córnea, cambiando así su curvatura. Por desgracia, esta solución no es permanente y posteriormente es necesario remover el anillo. Pese a esto, este procedimiento no es excluyente de otras intervenciones, por lo que se considera como una opción flexible.

Por último, para el caso de las soluciones tradicionales, actualmente son usados los lentes para órtesis<sup>5</sup>

---

<sup>4</sup> Lentes, uno para cada ojo, permitiendo que un ojo enfoque objetos lejanos y el otro, objetos cercanos. El cerebro conjuga estas imágenes en una sola imagen enfocada [10].

<sup>5</sup> Una órtesis es un dispositivo que complementa la función de un órgano del cuerpo que se ha deteriorado por algún motivo.

visuales o gafas, los cuales vienen con diversos diseños, cada uno para dar solución al problema de la presbicia, por ejemplo: los lentes sencillos que complementan la pérdida de visión a causa de la incapacidad del cristalino para enfocar los haces de luz directamente sobre la retina; los lentes bifocales y trifocales, que como su nombre lo indica tienen la fórmula necesaria para complementar la visión tanto a corta como a larga y media distancia, respectivamente; y los lentes progresivos, que consisten en varias capas cuyo grosor va aumentando gradualmente, con el fin de evitar cambios bruscos en el lente y por tanto en la visión y así, no generar molestias. Los más conocidos son los lentes mono-visión que se mencionaron anteriormente, entre muchos otros.

Hoy en día, se presenta un nuevo desarrollo de ciertos tipos de gafas [11], que buscan permitir variaciones en el lente cuando el usuario lo necesite o desee, por ejemplo, para leer u observar objetos distantes. Estas modificaciones, pueden ser hechas por medio de ciertos sistemas mecánicos o electrónicos introducidos en las gafas, junto con las nuevas tecnologías en lentes (lentes flexibles) que se han desarrollado en los últimos años. Sin embargo, estas gafas solo permiten dos tipos de variaciones, mejorando la visión a corta o a larga distancia.

### 2.3 Señales Electromiográficas (EMG)

Todos los movimientos del cuerpo son controlados por señales eléctricas que viajan entre el Sistema nervioso periférico, en el sistema central y, en los músculos. En el caso de los músculos, estos se dividen en dos tipos de unidades: anatómicas y funcionales.

La unidad anatómica del músculo es conocida como la fibra muscular, y a la unidad funcional, se le llama unidad motora. Esta última, compuesta por una moto-neurona<sup>6</sup>, un axón, un conjunto de ramificaciones y un conjunto de fibras sobre las que se hace contacto sináptico, como se ilustra en la Figura 6.

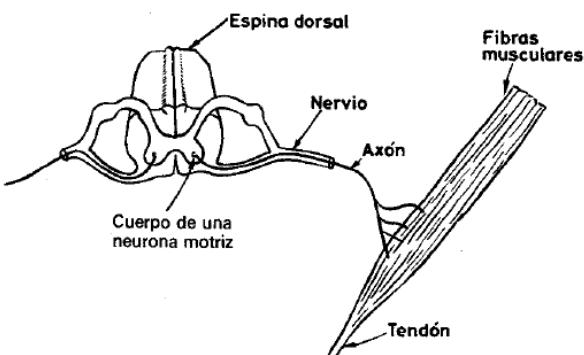


Figura 6. Diagrama de las Unidades Anatómica y Funcional del Músculo [13].

<sup>6</sup> Grupo de neuronas que transmiten el mensaje al músculo para controlar su movimiento y las actividades de las glándulas [12].

Las membranas de las células musculares se encuentran polarizadas entre el exterior de la célula (carga positiva) y el interior (carga negativa), existiendo una diferencia de 90 mV, debido a la concentración de iones tales como: sodio, potasio, calcio, cloro, entre otros. Las fibras de los músculos se contraen cuando la moto-neurona alcanza un umbral de despolarización, el cual es causado por un intercambio de iones en la membrana celular. Esta despolarización ocurre a lo largo de las fibras del músculo que están conectadas a la moto-neurona. Teniendo en cuenta esto, la sumatoria de todos los potenciales al momento de la despolarización y de la repolarización (momento en el cual la célula intenta equilibrar la cantidad de iones en su membrana) es lo que se conoce como señal electromiográfica.

Para este trabajo de grado se realizaron mediciones con electrodos superficiales sobre algunos músculos faciales. Estas señales eléctricas presentaron amplitudes que varían desde los 15  $\mu$ V hasta 400  $\mu$ V, y con anchos de banda desde 25 Hz hasta 512 Hz [14]. Los músculos que en principio se usarán para las pruebas son el “*corrugator supercilii*” o corrugador superciliar y el “*orbicularis oculi*” u orbicular del ojo, con amplitudes que alcanzan los 300 y 400  $\mu$ V, respectivamente.

## 2.4 Sensores de Electromiografía

Para poder obtener las señales que produce la actividad muscular es necesario el uso de transductores que transformen las cargas eléctricas generadas por iones presentes en el cuerpo a una corriente eléctrica para su posterior medición. Esta interacción con los iones se hace a través de electrodos, los cuales actúan como conductores eléctricos en contacto con el cuerpo. Estas piezas metálicas generalmente hechas de plata o acero inoxidable se ponen en contacto con el cuerpo humano, interactuando con la superficie ionizada del cuerpo y produciendo una corriente eléctrica, la cual será la que posteriormente se amplifique y se filtre para ser analizada [15].

## 2.5 Teoría de Control

Un sistema de control puede ser clasificado en lazo abierto o en lazo cerrado. El primer sistema, es aquel que solo puede actuar o responder de acuerdo a su señal de entrada, lo que significa que la señal de salida del sistema será directamente dependiente de la señal de entrada. Este tipo de sistemas se consideran inestables ante una perturbación.

Por otra parte, los sistemas de lazo cerrado o sistemas controlados, son aquellos que se encuentran realimentados. Esto quiere decir que existe una señal de referencia, de error, de control y de salida. Estos sistemas se diseñan con el objetivo de disminuir la señal de error, usando un bloque de control para

obtener la respuesta que se desea del sistema. A continuación, se presenta en la Figura 7 un diagrama de bloques del funcionamiento de un sistema en lazo cerrado:

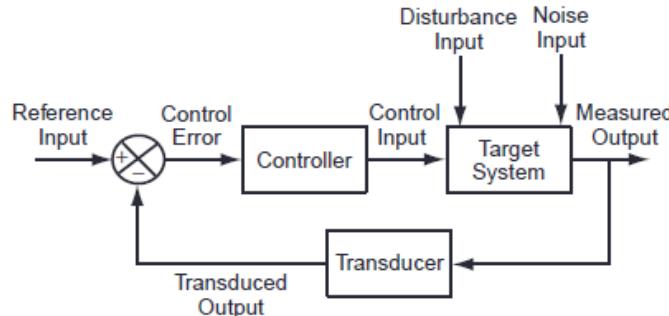


Figura 7. Diagrama de Bloques de un Sistema de Control en Lazo Cerrado [16].

Este tipo de sistema suele ser más estable ante perturbaciones, lo cual es una característica deseada en un sistema, pues se logra evitar el riesgo de presentar resultados erróneos que sean acordes a lo requerido por el proyecto.

En el caso de este trabajo de grado, se busca que la plataforma de pruebas actúe como un sistema de control en lazo de cerrado. Para demostrarlo, se tiene el siguiente diagrama de bloques, en donde se muestran las señales y conexiones. Ver Figura 8.

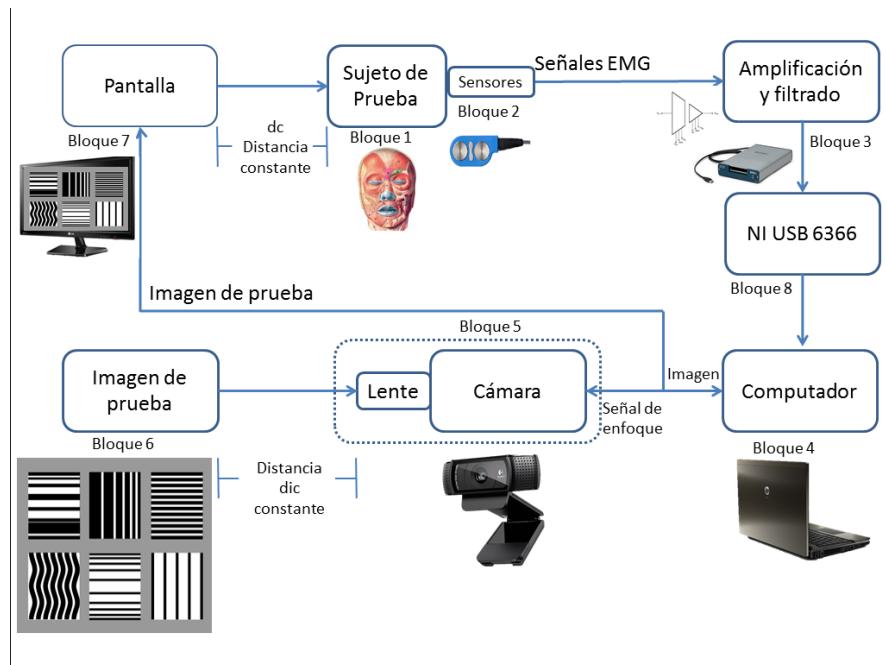


Figura 8. Diagrama de Bloques de la Plataforma de Pruebas.  
Diseñado por el Autor

La Figura anterior ilustra el funcionamiento de la plataforma de pruebas, en donde a un sujeto de prueba (Bloque 1) se le estará mostrando una imagen en un monitor o pantalla, en donde el sujeto recibirá esa imagen como la señal de entrada al sistema. Él, a su vez representa el rol de controlador y sistema de destino (Ver imagen 7). Aquí es importante tener en cuenta que la persona, con su capacidad cerebral, representa un sistema de gran complejidad el cual no se pretende ni estudiar ni modelar de ninguna manera.

Finalmente, al momento de recibir una imagen desenfocada, el voluntario deberá generar una señal EMG, con la que logrará controlar el sistema encargado de enfocar dicha imagen.

### 3. OBJETIVO DEL PROYECTO

Para el presente trabajo de grado se diseñó e implementó un sistema para capturar y adecuar señales electromiográficas, el cual se dividió en cuatro etapas.

La primera etapa consiste en capturar las señales EMG por medio un sensor con preamplificador de *Motions Lab Systems*, el cual se encarga de capturar y amplificar la señal sensada, con el fin de reducir la influencia del ruido. Aquí, se obtuvo una amplificación de  $300 \frac{V}{V}$  usando el sensor de referencia Z03-003.

La segunda etapa, cuenta con un filtro discreto en la entrada para continuar con la reducción el ruido y busca adicionalmente disminuir el ancho de banda de la señal. Dicho filtro es de tipo pasa-banda de segundo orden, el cual tiene una frecuencia de paso baja en 25 Hz aproximadamente y una frecuencia de corte alta en 4,14 kHz, lo que equivale a un ancho de banda de 4,12 kHz. Tanto los componentes como la respectiva frecuencia de corte son sugerencia del fabricante [17]. Adicionalmente, en esta etapa también se buscó amplificar la señal por medio de un amplificador de instrumentación de referencia INA128 de *Texas Instruments* [18], el cual es recomendado para aplicaciones en instrumentación médica, como lo es la adquisición de señales EMG. En esta etapa se da al sistema una ganancia de  $2,25 \frac{V}{V}$ .

En la tercera etapa se buscó realizar un aislamiento, con el objetivo de proteger en cierta medida al voluntario sobre el que se le realizaron las pruebas. Este aislamiento, se logró mediante el uso de un amplificador de aislamiento de referencia AMC 1200 de *Texas Instruments*, el cual funciona con una barrera de dióxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ ) y fuentes de alimentación aisladas y separadas. Este amplificador cuenta con una ganancia nominal de  $8 \frac{V}{V}$  [19]

Finalmente, en la cuarta etapa, se tuvo en cuenta un amplificador de ganancia programable, de referencia PGA 281 de *Texas Instruments* [20]. Esto, debido a que se tiene la opción de trabajar con diferentes músculos para obtener las señales, lo cual implica que la amplitud de la señal de entrada al sistema sea diferente y por lo tanto se requiere una amplificación que se pueda variar dependiendo de la señal del músculo que se deseé obtener. Adicionalmente, bajo sugerencia del fabricante, se implementó un filtro en cada una de las salidas del amplificador. Sin embargo, se cambiaron los valores de los componentes para cambiar la frecuencia de corte del filtro a 554,5 kHz.

Por lo tanto, el circuito tendrá una ganancia total de 41,71 dB, necesarios para amplificar señales EMG de amplitud entre los 300 y 400  $\mu\text{V}$  como las señales de los músculos utilizados en este proyecto.

A dicho sistema usado para la adecuación de las señales EMG, se le realizaron mediciones para evaluar y analizar algunas de sus características como lo son: la ganancia, el consumo de corriente, el ancho de banda, entre otros. Y así, de esta manera determinar si se cumplía con algunas de las especificaciones propias de diferentes sistemas usados para medir señales biológicas.

Para poder usar dichas señales EMG como señales de control, se utilizó un sistema de adquisición de referencia NI USB 6366 de *National Instruments* para digitalizar y transmitir la señal análoga a un computador en el cual, mediante un programa diseñado en *Labview*, se logre el control del enfoque en una cámara.

Habiendo evaluado el sistema usado para amplificar y filtrar la señal EMG, se determinó un umbral de amplitud de la señal obtenida para usarse como señal de control y de esta manera, evitar que un movimiento involuntario del sujeto de prueba produjera resultados indeseados, y así se logró controlar el enfoque de una cámara *Logitech C920* mediante sus propios drivers.

Dicha cámara se usó para tomar fotografías de una imagen de patrones de rayas, cuyo propósito consiste en facilitar tanto para el voluntario la determinación del enfoque de dicha imagen, como para el procesamiento de la misma. Gracias a ello, se logró medir una característica que permite determinar su grado de enfoque. Adicionalmente, se realizaron algunas pruebas preliminares, con el fin de evaluar las características del funcionamiento de la cámara (*i.e.* velocidad de enfoque).

Por otro lado, se diseñó e implementó un sistema que permitió reducir la influencia de factores externos en el desarrollo de las pruebas, como lo fue la restricción de la visión perimetral del sujeto de prueba. Esto, con el fin de brindar una sensación de aislamiento de distracciones visuales que pudiesen llegar a causar una acción no deseada del sistema.

Adicional al sistema de aislamiento y restricción de la visión para el voluntario, se diseñó e implementó un sistema para reducir la influencia tanto de luces, brillo, contraste, sombras, entre otras, sobre la imagen de pruebas. De esta manera, se evitó que el sistema se viese afectado al realizar mediciones erróneas por factores externos en el ambiente.

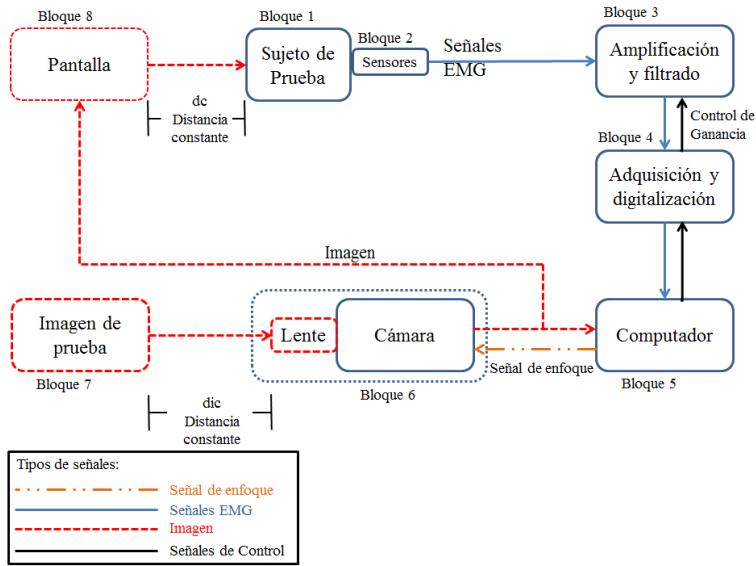
Para lograr que las mediciones y las pruebas se realizasen de la misma forma y bajo las mismas condiciones con cada voluntario, se generó un protocolo de pruebas, el cual detalla en orden los pasos a seguir y las consideraciones para realizar cada una de las pruebas, junto con el manejo del sistema. De este

modo lograr una homogeneidad en las pruebas y en las mediciones.

Con todo esto se logró el ensamble de una plataforma de pruebas que permitió realizar mediciones de señales EMG a sujetos de prueba con el objeto controlar el enfoque en una cámara. Dichas pruebas permitieron evaluar el funcionamiento de la plataforma.

#### 4. DESARROLLO Y PROTOCOLO DE PRUEBAS

Este trabajo de grado se divide en cuatro fases principales, distribuidas de la siguiente manera: Un protocolo de pruebas, un circuito para mediciones, un programa para controlar la cámara y el ensamblaje de la plataforma de pruebas. Para describir lo anterior, se utilizó el siguiente diagrama de bloques:



*Figura 9. Diagrama de Bloques que Describe la Plataforma de Pruebas.  
Diseñado por el Autor*

El objetivo de la plataforma de pruebas es permitir que se evalúe el funcionamiento de un sistema que controle el enfoque en una cámara mediante el uso de las señales eléctricas generadas por actividad muscular o señales electromiográficas (EMG).

Como se observa en la Figura 9, el primer bloque corresponde al sujeto de prueba, el cual estará viendo una pantalla dentro de una caja la cual restringe la visión perimetral del voluntario, esto con el objeto de evitar que por distracciones y factores externos se genere una señal no deseada en el sistema por parte del usuario y de esta manera obtener mediciones incorrectas. El diseño de la caja encierra la visión del sujeto de prueba como se observa en la siguiente figura.

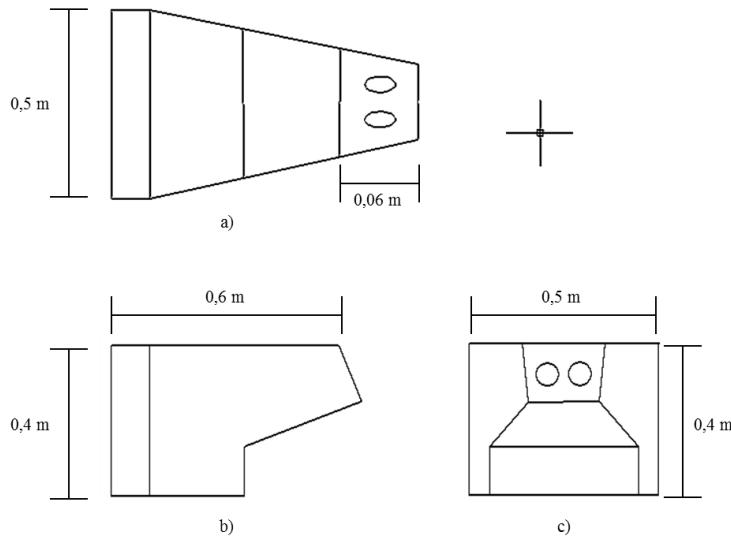


Figura 10. Diseño de la caja usada para restringir y aislar la visión de una persona.

a) Vista superior. b) Vista lateral. c) vista frontal.

Diseñado por el Autor

Adicionalmente, se puede apreciar que la caja provee un entorno cerrado con poca incidencia de luz externa, lo cual permite que el voluntario enfoque su atención solo en la pantalla y por tanto en la imagen que se le esté mostrando. Se eligió unas dimensiones de 40 cm x 50 cm x 70 cm (alto x ancho x largo) teniendo en cuenta el tamaño de los monitores a disposición en el laboratorio de ingeniería electrónica de la Pontificia Universidad Javeriana, los cuales son de 48 cm sin tener en cuenta el marco del monitor. Es recomendable ubicar el monitor a una distancia entre 52 cm y 71 cm, dado que este factor no es crítico se decidió la dimensión de 60 cm correspondiente al promedio de los límites del rango recomendado [21].

Se muestra a continuación un diagrama en el cual se ilustran las etapas de amplificación para la señal EMG, correspondientes a los bloques 2 y bloque 3.

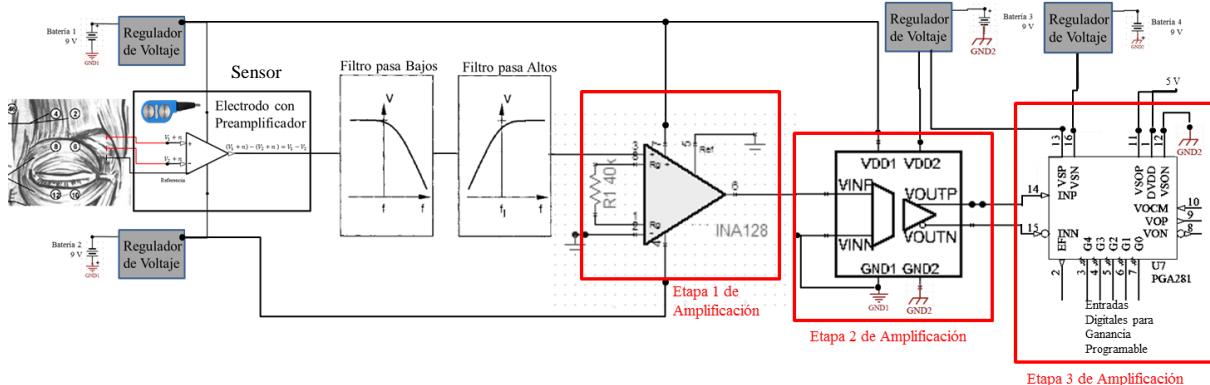
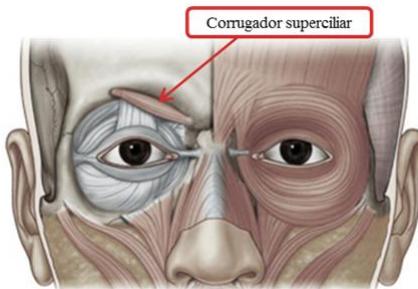


Figura 11. Diagrama de Bloque del Sensor y de las Etapas de Amplificación del Circuito.

Por otra parte, se tiene el segundo bloque que corresponde al sensor. Dicho sensor contiene los electrodos con los que se adquieren las señales EMG y un circuito preamplificador de la señal. Todo esto, con el objeto de darle una ganancia inicial de  $300 \frac{V}{V}$  [17] al sistema que permite que la señal EMG, con un rango de amplitud que puede llegar a los  $400 \mu V$  [14] para el caso de músculos faciales que se pretenden usar, se amplifique inmediatamente después del transductor dentro del mismo sensor, disminuyendo así la influencia del ruido debido a la cercanía del amplificador a la señal, por lo que la señal a la salida del sensor posee una amplitud entre 90 y 120 mV [22].

El sensor se ubicó para las mediciones y pruebas sobre el corrugador superciliar ubicado en la parte superior del lado interno la ceja, como se muestra en la siguiente figura.



*Figura 12. Ubicación del Músculo Corrugador Superciliar [23].*

La totalidad del ruido aportado por el sensor es de  $1,2 \mu V_{RMS}$  que multiplicado por la ganancia, resulta en 0,36 mV, y al compararlo con la señal de entrada, resulta 250 veces menor. Por lo tanto, la influencia del ruido es despreciada de aquí en adelante.

La salida del sensor cuenta con cuatro (4) terminales que corresponden a: la Fuente de alimentación positiva y negativa, tierra y la señal EMG. Para limitar el consumo de corriente del sensor a 1,6 mA, se usó una resistencia de  $100 \Omega$  en serie con los terminales de alimentación.

Posteriormente se encuentra el tercer bloque de amplificación y filtrado. Para esta etapa se diseñó e implementó un circuito (ver Anexos) con el propósito de limitar el ancho de banda de la señal EMG y amplificar la señal.

Debido a que las pruebas son realizadas sobre personas voluntarias, se tuvieron algunas precauciones para el diseño del circuito, dentro de las cuales se incluyó el uso de baterías, de esta manera se evita que el

circuito se alimente con el voltaje de línea y se remedia la necesidad del cumplimiento de normas de seguridad. Adicionalmente se utilizó un amplificador de aislamiento para separar referencias en el sistema. Es necesario resaltar, que el objetivo principal aquí es otorgarle protección al usuario.

Para prevenir que una conexión errónea de las baterías en el circuito se usaron unos porta pilas de broche, los cuales solo permiten conectarse de una forma con las baterías. Se implementaron unos reguladores lineales tanto para la fuente de alimentación positiva como negativa, para esto se usaron las referencias TPS7A4901 para la fuente positiva [24] y TPS7A3001 para la fuente negativa [25]. De esta manera, al momento de presentarse una conexión indebida (entiéndase conectar el terminal positivo a la tierra del circuito y el terminal negativo a la entrada del regulador lineal positivo) los reguladores no tendrán el voltaje necesario para trabajar, de esta manera si se realiza una conexión indebida, el circuito estará protegido y no sufrirá daños. Los reguladores se diseñaron para trabajar con un voltaje a la salida de 5,5 V debido a que es el máximo voltaje nominal recomendado para trabajar con el amplificador de aislamiento AMC 1200 (ver [19]). Adicionalmente se tuvieron en cuenta sugerencias del fabricante en cuanto a los valores de los componentes pasivos para disminuir el ruido causado por variaciones en la fuente de alimentación.

Previo a la primera fase de amplificación, según sugerencia del fabricante del sensor como interfaz con el circuito se encuentran un filtro tipo pasa banda, el cual tiene una frecuencia de paso baja en 25 Hz aproximadamente y una frecuencia de corte alta en 4,14 kHz, lo que equivale a un ancho de banda de 4,12 kHz.

En la primera fase de amplificación se utilizó un amplificador de instrumentación de referencia INA 128, de Texas Instruments, en configuración no inversora. Se muestra el modelo utilizado para calcular la ganancia de esta etapa:

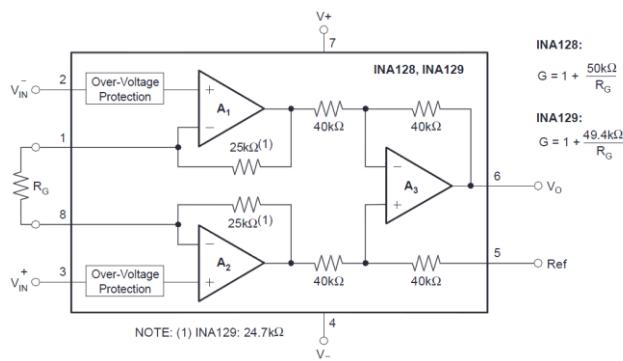


Figura 13. Modelo Simplificado del Amplificador de Instrumentación[18].

De esta manera se calculó que para obtener la ganancia necesaria de  $G_{INA} = 2,25 \frac{V}{V}$  es necesario fijar  $RG = 40 \text{ k}\Omega$ . Esto debido a que el amplificador de aislamiento tiene un máximo manejo en la entrada de  $\pm 320 \text{ mV}$ . Sin embargo se recomienda como máxima amplitud de la señal en la entrada de  $\pm 250 \text{ mV}$ , teniendo en cuenta la amplitud de la señal a la salida del segundo bloque. Se tuvieron en cuenta las sugerencias del fabricante para la selección de componentes pasivos como los condensadores de desacople.

En la segunda fase de ganancia se tiene el amplificador de aislamiento, de referencia AMC 1200 (ver [19]), que posee una ganancia nominal de  $8 \frac{V}{V}$ . Debido a que la última etapa de amplificación está conectada con el sistema de adquisición de referencia NI USB 6366 (ver [26]) que tiene una alimentación a través de un regulador de voltaje conectado a la línea. Existe la posibilidad que al presentarse una falla en el sistema de adquisición y en su fuente alimentación se comprometa la seguridad física del voluntario, es por esto que el principal objetivo de esta etapa es proveer un aislamiento eléctrico tanto al usuario sobre el cual se están haciendo mediciones de las EMG como al circuito. En esta etapa, el circuito se divide y por tanto la tierra también, por lo cual hay dos tierras separadas para ambas partes del circuito. Adicionalmente al aislamiento eléctrico proporcionado por el AMC 1200 y la separación de las tierras, se le realizó una perforación al circuito impreso, ubicado debajo del integrado de aislamiento, con el objeto de disminuir el riesgo de un posible arco voltaico y así dando mayor aislamiento al circuito.

Para la última etapa de amplificación se usó la referencia PGA 281, el cual es un amplificador de ganancia programable. La ganancia del amplificador se ajusta de acuerdo a los valores de voltaje presentes en los pines G0, G1, G2, G3 y G4 (ver tabla de ganancias en [20]). Teniendo en cuenta las especificaciones del amplificador, se programó una ganancia de  $2,75 \frac{V}{V}$ , con lo cual el circuito tiene una ganancia total de 41,71 dB.

Teniendo finalizado el circuito para la amplificación y filtrado de la señal EMG, se procedió en la evaluación y posterior validación de dicho circuito. Para este propósito se usaron los siguientes equipos que permitieron realizar las mediciones necesarias de ganancia, consumo y ancho de banda.

- Un osciloscopio, Tektronix TDS2022B.
- Dos puntas diferenciales de voltaje, Agilent N2791A.
- Un multímetro digital (DVM), Keithley 2110.
- Un generador de ondas arbitrarias, Agilent 33500B.
- Un sistema de adquisición NI USB 6366.

El circuito se encuentra alimentado por cuatro baterías de 9V, dos para generar el voltaje positivo de

polarización (5,5 V) y dos más para la fuente negativa (-5,5 V), debido a la separación de las tierras por causa del aislamiento mencionado previamente. Las baterías están conectadas a un broche porta pilas y estos al circuito en los terminales designados para las fuentes de voltaje. Se debe tener precaución al momento de realizar la conexión de la fuente negativa pues esta debe tener una conexión inversa, esto quiere decir que el terminal positivo de la batería estará conectado a la tierra del circuito y el terminal negativo a la fuente negativa.

Adicionalmente se deben realizar las conexiones con el sistema de adquisición NI USB 6366 tanto para la fuente de voltaje digital (5V), en los terminales numerados 94 y 96 para conexiones con tierra y 5 V, respectivamente, como para los terminales para la ganancia programable del PGA 281.

Para evaluar la ganancia se usó el generador de ondas arbitrarias el cual genera una señal sinusoidal de entrada al circuito, conectándola de manera diferencial, con una amplitud de 90 mV y una frecuencia de 100 Hz, simulando la señal de salida del sensor, teniendo como entrada una señal de amplitud de 300  $\mu$ V. Usando el osciloscopio y las puntas diferenciales de voltaje se midió la amplitud de la señal en la entrada de la primera etapa de amplificación correspondiente al INA 128 y a su salida, y teniendo estos dos datos, se dividió el valor de la amplitud de la salida con el de la entrada, obteniendo así el valor de la ganancia de la primera etapa de amplificación del circuito.

De manera similar se procedió con la medición del amplificador de aislamiento, teniendo en cuenta que es en este punto que se dividen las tierras del circuito y por encontrarse aisladas se pueden obtener mediciones erróneas. Dado que se usaron puntas diferenciales, el problema de las referencias no aplica en este caso y así se obtuvo el valor de la ganancia del AMC 1200.

Al igual que las otras dos pruebas, se midió tanto en la entrada del PGA 281 como a su salida. Se debe tener en cuenta que para esto se debe usar el sistema de adquisición NI USB 6366 para que, mediante sus salidas digitales, se programe la ganancia de esta última etapa de amplificación. Según la tabla de ganancia (ver [20]) se debieron programar las salidas digitales del sistema NI 6366, correspondientes a los terminales con numeral 65, 66, 67, 68 y 69, con la siguiente secuencia: 0, 0, 1, 0, 1 en los terminales G0, G1, G2, G3 y G4 del circuito, respectivamente (entiéndase “0” como 0 V y “1” como 5 V).

Para medir el ancho de banda se midieron tanto la entrada al circuito como su salida y se varió la frecuencia de la señal generada en un rango de 1 Hz a 1 kHz. De esta manera se calculó la ganancia para cada variación de la frecuencia en la señal de entrada al circuito y se registraron los datos obtenidos.

Para la medición del consumo se utilizó el DVM para medir la corriente que entrega cada batería y de esta

manera calcular el consumo del circuito. A demás se realizó dicha medición en los terminales de alimentación del sensor preamplificador para validar su consumo, para esto se realizaron las conexiones adecuadas al conector de referencia *LEMO EGG.00.304.CLL*.

Posterior al bloque de amplificación y filtrado, se encuentra el bloque de adquisición y digitalización, en el cual se implementó el sistema de adquisición NI USB 6366, permitiendo de esta manera usar las señales adquiridas en un computador y por tanto en un programa. Dicho sistema se controló mediante un programa diseñado en *Labview* el cual se explicará en detalle más adelante. De esta manera, el cuarto bloque funciona como una interfaz entre el circuito con el computador y por tanto la cámara con el circuito. Teniendo en cuenta lo anterior, y usando las salidas digitales que posee el sistema NI USB 6366, se controló la ganancia del PGA 281 y la adquisición de la señal EMG.

El quinto bloque que se muestra en el diagrama anterior, corresponde al computador donde se ejecuta la programación necesaria para controlar el sistema y adquirir tanto la señal EMG como de obtener los datos para evaluar el funcionamiento de la plataforma de pruebas (ver Anexos). Este se divide en 7 funciones como lo son:

1. Adquisición de la imagen de referencia y su procesamiento.
2. Adquisición de la imagen para evaluación y su procesamiento.
3. Adquisición de las señales EMG y su procesamiento.
4. Programación de la señal digital para controlar la ganancia del PGA 218.
5. Control del enfoque.
6. Comparación y muestra de resultados.
7. Cronometro de la duración de la prueba.

La primera función consiste en la configuración de la cámara para la adquisición de imágenes, para esto se usaron los bloques “*IMAQ Open Camera.vi*” y “*IMAQ Configure Grab.vi*”. Al mismo tiempo que se adquiere la imágenes, se separa por planos de colores usando los bloques “*IMAQ Cast Image*” y “*IMAQ ExtractSingleColorPlane*” que transforma el formato del tipo de imagen al mismo formato que se elija, en este caso RGB (U32) que corresponde a un formato de 32 bits, 8 bits por cada plano de colores (rojo, verde y azul); y la extracción de un plano de colores, en este caso el plano rojo, para transformar la imagen a escala de grises y de esta manera facilitar el procesamiento. La característica que se obtiene de la imagen se hace usando el bloque “*IMAQ Histogram*” el cual calcula el valor medio del valor de los pixeles de la imagen usada.

Siguiente a esta, la segunda función utiliza los mismos bloques que la función uno, pero adicionalmente, para poder modificar los parámetros de la cámara, se usó el bloque “*Property Node*” con el cual se varía el parámetro del enfoque de la cámara. Dentro de un *While Loop* el sistema adquiere en cada iteración imágenes de la cámara teniendo en cuenta el valor del parámetro del enfoque que se tenga al momento de cada iteración.

Al tiempo, la tercera función se encargó de realizar la adquisición de las señales EMG y de su procesamiento, para esto el bloque “*DAQ Assist*” interactúa con el programador y le ayuda a configurar los parámetros necesarios para la adquisición o generación de señales tanto digitales como análogas, como la selección de los canales físicos del sistema de adquisición que se esté usando, en este caso el NI USB 6366. Adicionalmente se configuró la frecuencia de muestreo, el tamaño de la memoria dispuesto para las muestras que se obtienen y el rango en amplitud de la señal que se está adquiriendo. Posterior a este bloque, se encuentra un bloque de “*Multiply*” que, como su nombre lo indica, multiplica la señal de salida del bloque “*DAQ Assist*” correspondiente en este caso a la señal EMG por un factor de escala cuyo propósito es ajustar el valor de la amplitud de la EMG obtenida para que corresponda a la escala real en voltaje, además de un bloque para convertir el tipo de datos de la fuente en el tipo de datos que requiere el bloque siguiente.

Seguido de esto, se encuentran los bloques de filtrado, el primero de los bloques “*Equi-Ripple BandStop.vi*” de tipo rechaza-banda al cual se le pueden ajustar las dos frecuencias correspondientes tanto a la banda de paso como las frecuencias de la banda de rechazo, para este caso la banda de paso es de 20 a 600 Hz y la banda de rechazo es de 59 a 61 Hz. Adicional a estas frecuencias, el parámetro de frecuencia de muestreo en  $10000 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}}$  que corresponde a la frecuencia de muestreo del sistema NI USB 6366. El segundo bloque de filtrado “*Elptic Filter*” que posee los parámetros de frecuencias de corte baja en 20 Hz y alta en 600 Hz, atenuación en la banda de rechazo en 80 dB, orden del filtro en 70 y frecuencia de muestreo en  $10000 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}}$ . Seguido de los filtros se encuentra un bloque “*Absolute Value*” que como su nombre lo indica, aplica valor absoluto a la señal de entrada, lo que resulta en una señal rectificada, luego se vuelve a transformar el tipo de datos de la señal. Siguiente a esto se tiene el bloque “*Trigger and Gate*” cuya función radica en dejar pasar las señales que superen un umbral predeterminado. Posterior a esta etapa se encuentra el bloque “*Averaged DC – RMS. VI*”, el cual calcula los valores DC y RMS de la señal de entrada, en este caso de la señal EMG; luego, dicha señal se convierte de arreglo de forma de onda a *cluster* para que posteriormente sea convertida en un arreglo de datos (tipo *Double* de 64 bits) y poder ser leídos individualmente en cada iteración del *While Loop*.

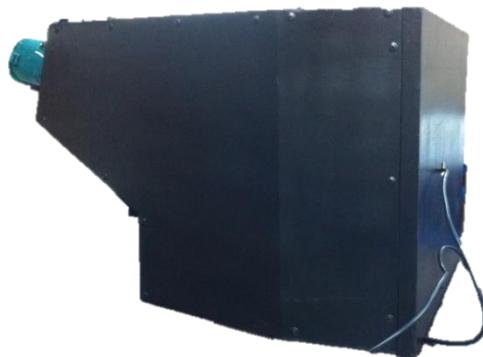
La cuarta función, el control del enfoque, radica en una serie de estructuras condicionadas que según indique el usuario puede enfocarse con una señal electromiográfica o con una señal externa. Al elegir controlarla con una señal electromiográfica se compararán los datos que arroje la tercera función con un umbral. Adicionalmente estará comparando el valor medio del valor de los píxeles de la imagen de referencia con el valor medio del valor de los píxeles de las fotos adquiridas durante el proceso del enfoque. Mientras estos valores no coincidan, el programa irá reduciendo el valor del enfoque hasta que sean aproximados.

La quinta función, usando de nuevo el bloque “*DAQ Assist*” programa el canal de la tarjeta del sistema de adquisición NI USB 6366. De esta manera, se controla la ganancia del PGA 281 al valor deseado según la tabla de ganancias. (Ver [20]).

La sexta función está comparando los valores medios de los valores de los píxeles de la imágenes usadas y se estará graficando tanto la señal electromiográfica como la relación entre el valor medio de la imagen actual con el valor medio de la imagen de referencia.

La última función consiste en obtener la duración total en segundos de la ejecución del programa completo compuesto por las seis funciones anteriormente descritas.

Ya teniendo el programa que controla el enfoque en la cámara, su montaje se puede ver a continuación:



*Figura 14. Montaje de la Caja para Restricción de la Visión.  
Diseñado por el Autor*

Para estas pruebas se utilizó una cámara *Logitech HD Pro Webcam C920* montada sobre un trípode, usándolo para elevar la cámara hasta una altura de 98 cm aproximadamente, debido a que se están realizando las pruebas con el montaje sobre una mesa con una altura de 78 cm aproximadamente como se muestra en la siguiente figura.



Figura 15. Montaje del Trípode y la Mesa de Trabajo dentro de la Caja para Control de Factores Externos.  
Diseñado por el Autor

La cámara se ubicó a una distancia de 25 cm de la imagen de prueba que posee unas dimensiones de 43 cm de ancho y 28 cm de alto, en donde se reportan ángulos de visión de 78° diagonal, 70.42° horizontal y 43.30° vertical para el lente de la cámara con una resolución de 16:9 [27]. Debido a los márgenes de impresión más usados, se tuvo en cuenta una reducción de 2 cm en los 4 márgenes (superior, inferior, izquierdo y derecho) usando fórmulas trigonométricas y aproximando los ángulos a 70° el horizontal y 43° el vertical; teniendo en cuenta las dimensiones de la imagen de prueba (bloque 7, ver Anexos), menos la reducción por margen de impresión se calcula la distancia máxima a la cual se podría posicionar la cámara de 30.46 cm usando el ángulo vertical y de 27.8 cm usando el ángulo horizontal. Para mayor facilidad se usará la cámara a una distancia de 25 cm.

Adicionalmente, se realizaron unas pruebas para evaluar el funcionamiento de la cámara, como lo fueron la respuesta del enfoque de la cámara a una señal tipo paso de diferentes amplitudes y la respuesta a una variación en el enfoque con una pendiente constante. Para estas pruebas se configuró que las imágenes de la cámara tuvieran una resolución de 432 x 240 (16:9) y fueran capturadas a una velocidad de 30 *fps* (cuadros por segundo).

Para la primera prueba se utilizó el programa diseñado en *Labview* con el nombre *Speed Focus Test* del proyecto *TG1433*, con el cual se hizo variar el parámetro del foco de la cámara mediante los drivers de la misma. Estos permiten variar el parámetro del foco desde 0 mm hasta 250 mm con incrementos de 5 mm. Las pruebas se realizaron variando el enfoque en los rangos de 0 a 250, 200, 100, 50 y 25 mm.

Para la segunda prueba se utilizó un *While Loop*, con el cual en cada iteración se varió el enfoque de la cámara con un paso constante y se obtuvo el valor medio del valor de los pixeles en cada momento.

Por último se realizaron unas mediciones variando la distancia entre la cámara y la imagen de prueba teniendo en cuenta que la configuración de la cámara se cambió a modo automático para obtener los valores medios del valor de los pixeles de las imágenes enfocadas a diferentes distancias de la cámara, y así, crear una relación entre las variaciones del enfoque de la cámara y la distancia.

El último bloque corresponde al monitor usado para mostrarle al sujeto de prueba la imagen con el grado de enfoque de la cámara a cada instante. Dicho monitor, se encuentra dentro de la caja que se mencionó previamente.

## 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

El primer objetivo de este proyecto se planteó para determinar las condiciones tanto espaciales como ambientales necesarias para lograr mediciones uniformes a lo largo de las pruebas que permitieran evaluar el funcionamiento de la plataforma de pruebas.

Para este objetivo se determinó que la iluminación resulta un factor importante a la hora de realizar mediciones puesto que genera brillo en ciertas áreas de la imagen de prueba (ver Anexos), debido a que se está realizando un procesamiento a las imágenes capturadas por una cámara, esta es capaz de detectar cambios de iluminación en la imagen de prueba que en principio pasan desapercibidos por el ojo humano, no obstante aparecen manchas de luz al momento de realizar el procesamiento, el cual se describió anteriormente. Por tanto dichas imágenes son susceptibles a cambios en la iluminación, debido a que se está midiendo un el valor medio del valor de los pixeles de la imagen, esto quiere decir que si la iluminación varía, también lo hará el valor de los pixeles.

Por tanto se diseñó una caja rectangular de dimensiones 40 cm x 50 cm x 40 cm (ancho, alto y largo) como se ve a continuación.

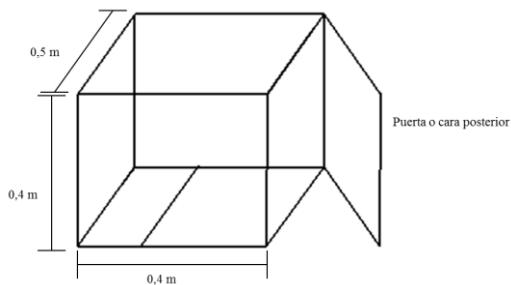


Figura 16. Diseño de la Caja Difusora de Luz.  
Diseñado por el Autor

Dicha caja posee una puerta en su cara posterior, donde se ubicará la imagen de prueba. A demás, en 4 de sus caras (superior, lateral izquierda, lateral derecha y frontal) se pegará papel seda color blanco, el cual actúa como difusor de luz evitando que se genere brillo en la imagen.

Al encontrarse tanto la imagen de pruebas como la cámara encerrados en la caja mencionada, se asegura en cierta medida que las condiciones en las cuales se van a realizar las pruebas sean similares.

Adicional a la caja usada para limitar la influencia de factores como la iluminación, se creó un protocolo de pruebas (ver Anexos) el cual sirve como una guía que indica los pasos a seguir para realizar las mediciones requeridas, de tal forma que todas presenten los mismos parámetros en el momento de ser realizadas.

Para el segundo objetivo se diseñó un circuito para amplificación y filtrado de las señales EMG, las cuales servirán al sistema como una señal de control para el enfoque de una cámara. Se tuvieron en cuenta recomendaciones para los factores de ganancia de 60 dB y ancho 10 kHz [13] debido a que pretenden medir señales de amplitud 1  $\mu$ V. Sin embargo, estas especificaciones son para medición de cualquier señal electromiográfica. En el caso de este proyecto se usaron músculos que presentan señales con amplitudes de 300  $\mu$ V (en el caso del corrugador superciliar) [14], Por lo que una ganancia de 60 dB resultaría excesiva. Teniendo en cuenta esto, se determinó que la ganancia del sistema debe ser de 40 dB ( $10000 \frac{V}{V}$ ).

Adicionalmente se determinó teniendo cuenta el ancho de banda de 512 Hz [14] donde se encuentra la mayor parte del espectro de potencia de la señal.

El circuito diseñado para el cumplimiento de este objetivo el cual fue descrito en el apartado Desarrollo, se puede ver en anexos. Para su evaluación se realizó tanto una simulación del circuito, obteniendo los resultados que se muestran en anexos, como mediciones de los parámetros sobre el impreso, realizando las conexiones indicadas previamente.

De las mediciones se obtuvieron los siguientes resultados:

Etapa	Amplitud Señal de entrada (V)	Amplitud Señal Medida (V)	Ganancia (V/V)
1	0.09	0.212	2.356
2	0.2	1.8	9.000
3	1.8	4.34	2.411
Ganancia Total.			51.12

Tabla 1. Resumen de Resultados de la Simulación del Circuito.

Anexos	Amplitud Señal de entrada (V)	Amplitud Señal Medida (V)	Ganancia (V/V)
Figura 37	0.09	0.212	2.36
Figura 38	0.09	4.32	48.00

Tabla 2. Resumen de Resultados de la Prueba de Ganancia del Circuito.

Como se puede observar en las tablas de resultados (Tabla 1 y Tabla 2), la etapa 1 corresponde a la ganancia del INA 128, la cual se calculó en  $2,25 \frac{V}{V}$ . Comparando dicho valor con el obtenido en esta etapa vemos una diferencia aproximada de 5 %, la cual radica en la variación del valor de las resistencias usadas para la ganancia, las cuales tienen una tolerancia del 10%. Dicha diferencia no resulta determinante para la medición de las señales EMG.

En la etapa 2, según las hojas de especificaciones del fabricante (Ver [19]), la ganancia del AMC 1200 es de  $8 \frac{V}{V}$ . Comparado con los resultados de la simulación y de las mediciones realizadas al circuito, se tiene que la ganancia en simulación resultó 12,5 % mayor.

En la última etapa, la de ganancia programada, se eligió de  $2,75 \frac{V}{V}$  (ver [20]). Según los resultados de la simulación, esta etapa varía en 12 % con respecto a la tabla de especificaciones, mientras que los resultados de las mediciones arrojaron una diferencia de 14 %.

Teniendo en cuenta las especificaciones que se determinaron en este proyecto, la ganancia debe ser superior a los 40 dB. Sumado a estos resultados se debe tener en cuenta la ganancia del preamplificador, sobre el cual no es posible realizar ninguna medición para comprobar la ganancia, por lo que se asume de  $300 \frac{V}{V}$  según especifica el fabricante (Ver [17]). De esta manera, los resultados del circuito simulado y de las mediciones realizadas corresponden a 41,8 dB y 41,6 dB, respectivamente, con lo cual se deja en evidencia el cumplimiento de esta especificación.

En cuanto a la especificación del ancho de banda se realizaron mediciones variando la frecuencia de la señal de entrada en un rango entre 1 Hz y a 1 kHz, al ser un rango tan amplio, se realizaron mediciones en la amplitud de la señal de entrada y de la señal de salida esto es cuando la amplitud cae -3 dB, lo que equivale a 3,05 V aproximadamente, según los resultados obtenidos dichas frecuencias son 25 Hz y 850 Hz. La diferencia aproximada de 340 Hz en el ancho de banda con respecto al de las especificaciones se debe principalmente a los componentes, debido a que se están utilizando capacitores con una tolerancia de 20 %, adicionalmente se tiene una salida diferencial en el circuito, por lo que se usó un filtro para cada salida del amplificador y la diferencia entre el filtro de una salida y otro ocasiona que el ancho de banda sea mayor en este caso. Debido a que la frecuencia de muestreo del sistema de adquisición NI USB 6366 se programó a 10 000 muestras por segundo, según teorema de Nyquist, la frecuencia máxima de la señal debería ser de 5 kHz, por lo que con un ancho de banda de 850 Hz no afecta el funcionamiento de sistema.

De esta manera se pudo obtener señales electromiográficas como la que se muestra a continuación.

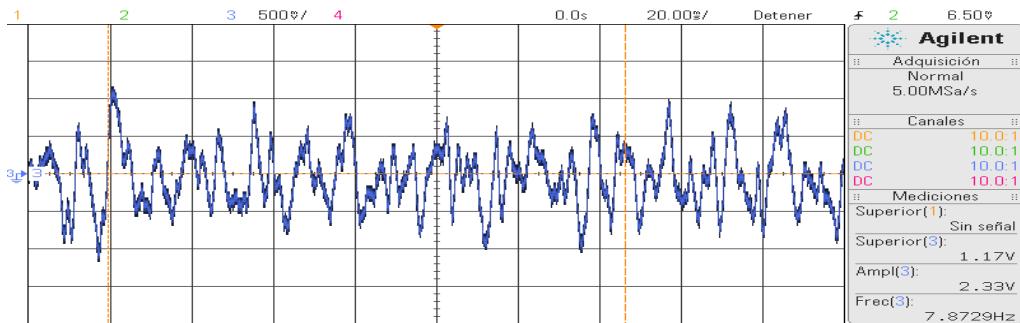


Figura 17. Señal EMG obtenida a la salida del circuito.

Teniendo en cuenta el tercer objetivo que resuelve el tema del control de la plataforma de pruebas mediante el diseño de unos programas en *Labview*, los cuales facilitaron la realización de las pruebas sobre la cámara y sobre el sistema.

La prueba realizada a la cámara consistió en evaluar el tiempo de respuesta de la cámara ante un cambio en el parámetro de enfoque de la misma. Para esto se configuró que las imágenes de la cámara tengan una resolución de 432 x 240 (16:9) y sean capturadas a una velocidad de 30 fps (frames per second, cuadros por segundo).

El programa que se usó corresponde a *Speed Focus Test* que consiste en la configuración de la cámara para la adquisición de imágenes, para esto se usaron los bloques “IMAQdx Open Camera.vi” y “IMAQdx Configure Grab.vi”. Adicionalmente, para poder modificar los parámetros de la cámara, se usa el bloque “Property Node” con el cual se varía el parámetro del enfoque de la cámara. Dentro de un *While Loop* el sistema adquiere en cada iteración, imágenes de la cámara, teniendo en cuenta el valor del parámetro del enfoque que se tenga al momento de cada iteración. Al mismo tiempo que se adquieren las imágenes, se separan por planos de colores usando los bloques “IMAQ Cast Image” y “IMAQ ExtractSingleColorPlane” que transforma el formato del tipo de imagen al mismo formato que se elija, en este caso RGB (U32) que corresponde a un formato de 32 bits, 8 bits por cada plano de colores (rojo, verde y azul) y la extracción de un plano de colores, en este caso el plano rojo, respectivamente, para transformar la imagen a escala de grises y de esta manera facilitar el procesamiento, teniendo en cuenta que la imagen de prueba a usar consiste en franjas negras sobre fondo blanco.

La característica que se obtiene de la imagen se hace usando el bloque “IMAQ Histogram” el cual calcula el valor medio del valor de los pixeles de la imagen usada; este valor es aproximado, debido a las variaciones en los decimales, y se adecua quitándole el offset y escalizándolo para compararlo con el valor del parámetro del enfoque de la cámara. A demás se obtienen unos parámetros temporales que sirven para poder determinar la relación entre la escala de tiempo usada por el programa y una escala real de tiempo.

Para esta prueba, se hizo variar el parámetro del enfoque de la cámara mediante los drivers de la misma, estos permiten variar el parámetro del foco desde 0 mm hasta 250 mm con incrementos de 5 mm mínimo. Las pruebas se realizaron variando el enfoque en los rangos de 0 a 250, 200, 100, 50 y 25 mm.

La primera prueba que se realizó fue la de variar el parámetro del enfoque desde 0 hasta 250 mm, lo que equivale al rango máximo permitido por el driver de la cámara, de esta manera se obtuvieron los siguientes resultados:

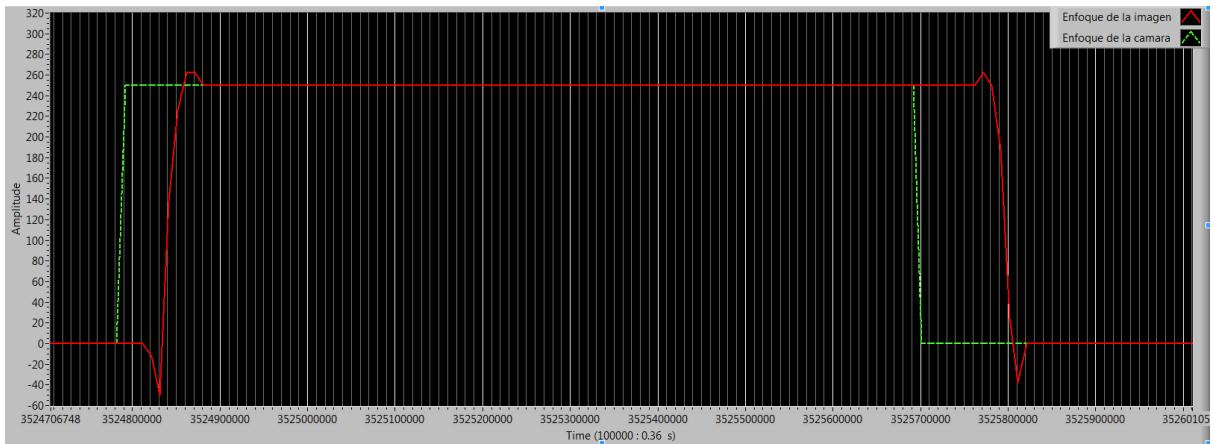


Figura 18. Respuesta del Enfoque de la Cámara a una Entrada Tipo Paso de Amplitud 250. Señal 1 (Verde) corresponde al valor del Enfoque de la Cámara. Señal 2 (Roja) corresponde al valor del Enfoque de la Imagen.

Como se observa en la figura 14, cada división de 100000 unidades corresponde a 0.36 segundos y posee 10 subdivisiones (cada subdivisión sería de 36 milisegundos), con estas relaciones se analizaron tanto la señal 1 (Verde) que corresponde al valor del parámetro de enfoque de la cámara, como la señal 2 (Roja) que corresponde al parámetro obtenido del procesamiento de las imágenes capturadas (valor medio del valor de los píxeles).

Se debe tener en cuenta que las unidades de las gráficas de los resultados de esta prueba son: número de muestra para el eje horizontal y valor del parámetro de enfoque de la cámara en el eje vertical.

A continuación se muestra la misma señal con un acercamiento en el borde de subida:

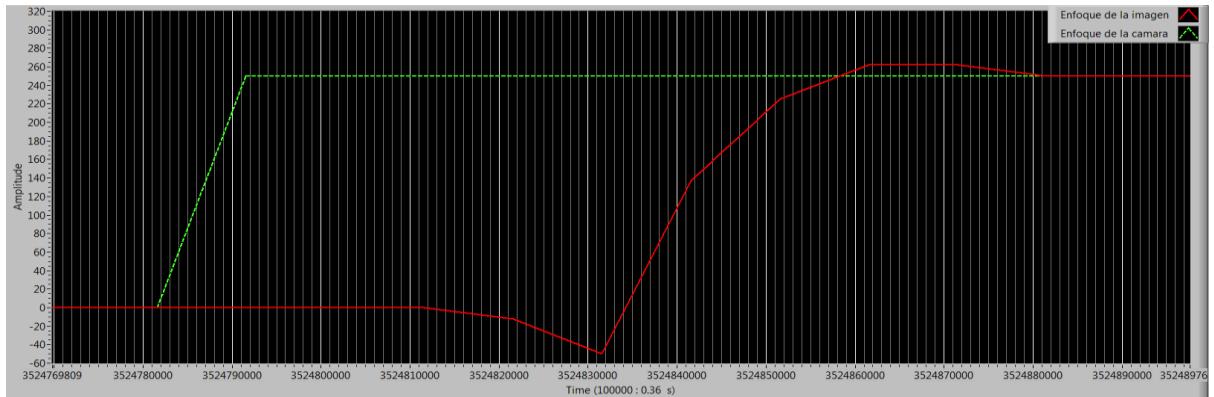


Figura 19. Acercamiento de la gráfica de respuesta del enfoque de la cámara a una entrada tipo paso de amplitud 250.

Obteniendo así, un tiempo de respuesta de 0.36 segundos de la cámara ante variaciones en el parámetro del enfoque, se debe tener en cuenta que el programa demora 36 milisegundos en variar el parámetro del enfoque a la cámara.

De esta manera se realizaron las pruebas con las variaciones descritas anteriormente y se observó la respuesta de tanto de la cámara como la del parámetro de las imágenes. Los resultados se resumen a continuación:

Enfoque de la cámara (mm)	Tiempo de subida (s)	Tiempo de bajada (s)
5	0.072	0.072
25	0.144	0.144
50	0.252	0.18
100	0.288	0.252
200	0.36	0.36
250	0.36	0.36

Tabla 3. Resumen de Resultados del Tiempo de Respuesta del Enfoque de la Imagen ante las variaciones descritas.

Como se puede observar en la tabla de resumen, el mayor tiempo de respuesta se obtuvo ante la mayor variación de 250 mm en el enfoque de la cámara, obteniendo un tiempo de 360 ms, contado a partir del tiempo en el cual el valor del enfoque cambia. Se debe tener en cuenta que el tiempo que tarda el sistema en variar el enfoque de la cámara es de 36 ms, momento en el cual el parámetro para determinar el enfoque cambia.

Se observa en la tabla que el tiempo de respuesta disminuye entre menor sea la variación en el enfoque de la cámara, con una diferencia de 288 ms entre el tiempo más lento obtenido con la mayor variación, y el tiempo más rápido obtenido con la variación de 5 mm, le cual fue de 72 ms. Sin embargo con esta pequeña variación se dificulta diferenciar las imágenes de uno y otro, tanto para el sujeto de prueba como para el sistema.

Por último el ensamblaje de toda la plataforma de pruebas que permite validar el funcionamiento de un sistema que es capaz de controlar el enfoque de una cámara mediante señales EMG. Para esto se realizaron los pasos que se describen detalladamente en el protocolo de pruebas (ver Anexos).

Posterior al ensamblaje de la plataforma de pruebas, se realizaron algunas pruebas preliminares con un pequeño grupo de personas, permitiendo así validar el funcionamiento de la misma.

Los resultados mostrados a continuación corresponden a los obtenidos durante la realización de la prueba con el primer voluntario:

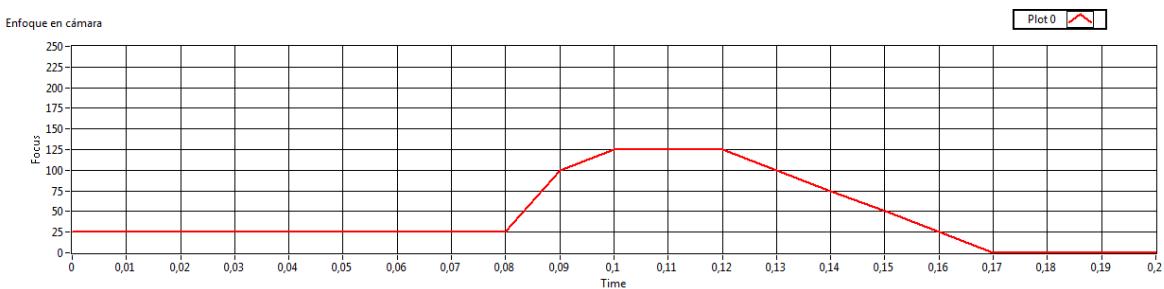


Figura 20. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

La figura anterior corresponde al valor del enfoque en la cámara durante la realización de la prueba. Como se mencionó anteriormente este puede variar de 0 a 250 mm. Para las pruebas realizadas se decidió que la variación en el enfoque en la cámara fuera de 125 mm.

Se debe tener en cuenta que la base de tiempo de las tres graficas de resultados de cualquier prueba realizada a los voluntarios posee la misma cantidad de muestras durante la prueba, por lo que se puede realizar un análisis entre las mismas. Las unidades del eje X de las figuras correspondientes a los

resultados no son segundos, dichas unidades son muestras.

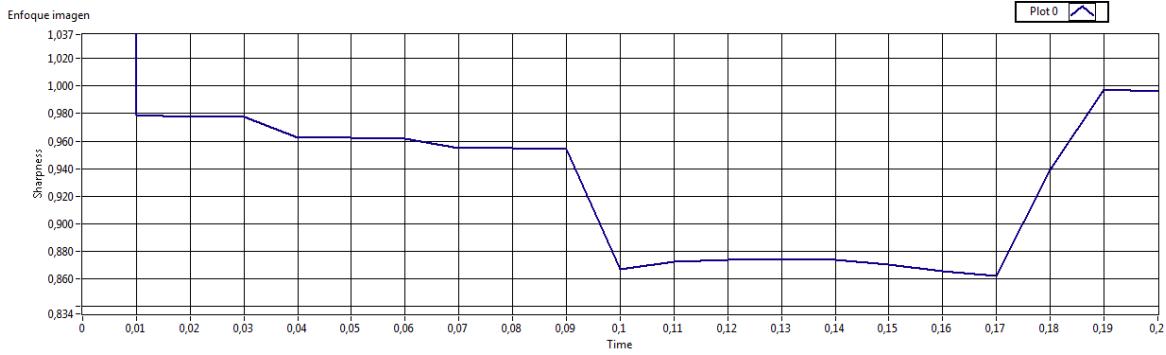


Figura 21. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

La figura 19 muestra el enfoque de la imagen que está observando el sujeto de prueba, como se describió anteriormente, este parámetro es dependiente y sus variaciones están relacionadas con los cambios en el enfoque en la cámara.

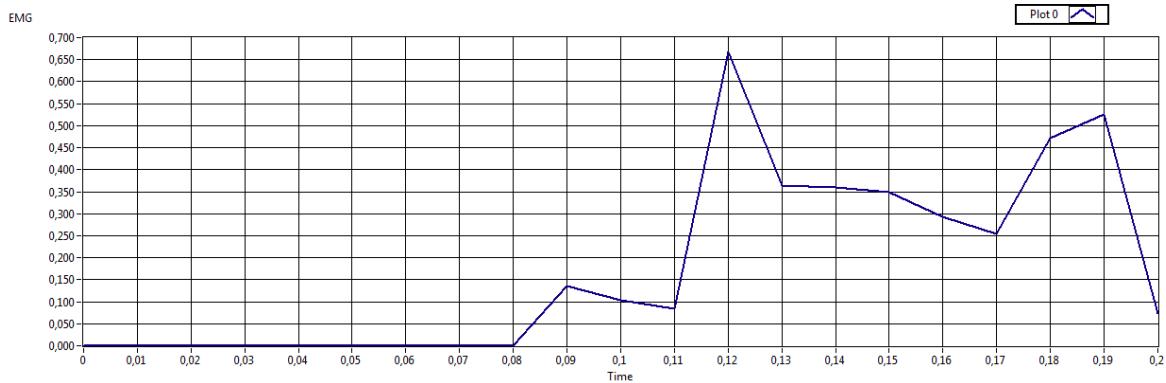


Figura 22. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

Como se puede ver en estas tres figuras (18, 19 y 20) existe un tiempo hasta en el cual el enfoque de la cámara permanece invariable, correspondiente al tiempo durante el cual se le muestra la imagen enfocada al sujeto de pruebas. Es a partir de este momento en el que se varía el enfoque de la cámara y por tanto se desenfoca la imagen observada por el voluntario, en ese momento el sujeto de prueba realiza un esfuerzo físico con el músculo, corrugador superciliar (músculo sobre el que se está midiendo la señal EMG), el valor RMS de la señal EMG rectificada es el que muestra en la figura 18, cuando dicho valor supera el umbral establecido en 0,2 V<sub>RMS</sub>, el sistema varía, durante un ciclo de iteración del programa, el valor del enfoque en la cámara y por tanto el enfoque en la imagen.

De esta manera es posible observar que el valor de enfoque tanto de la cámara como de la imagen, son controlados por el valor RMS de la señal EMG rectificada; esto es cuando el sujeto de prueba realiza el esfuerzo físico con el músculo con el objeto de enfocar la imagen observada.

## 6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Se puede concluir que la iluminación y por tanto el brillo y las sombras son los factores ambientales que deben ser controlados para poder realizar las pruebas de manera homogénea. Haciendo uso de la caja para el control de factores externos (figura 13) se logra controlar dichos factores.
- Siguiendo el protocolo de pruebas (ver Anexos) se logra estandarizar el proceso a seguir para la obtención de resultados y la realización de las pruebas con los voluntarios, permitiendo validar el funcionamiento de la plataforma de pruebas.
- El circuito diseñado e implementado cumple con las especificaciones de un sistema para adquirir señales electromiográficas, debido a su ganancia y ancho de banda, principalmente.
- Se puede concluir que el programa diseñado permite controlar tanto el enfoque en la cámara como de la imagen observada por el sujeto de prueba con una señal EMG o con una señal externa.
- La plataforma de pruebas permitió validar el funcionamiento del sistema el cual es capaz de controlar el enfoque en la cámara mediante las señales eléctricas producidas por la actividad muscular, en este caso, algunos músculos faciales.
- Se recomienda continuar con el desarrollo del proyecto permitiendo de esta manera implementar un sistema que controle de manera voluntaria y dentro de un rango determinado el enfoque en unas gafas.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

### References

- [1] J. D. Silver, D. N. Crosby, G. E. Mackenzie and M. D. Plimmer, "Estimating the Global Need for Refractive Correction," vol. 86, pp. 3770-3770, 2009.
- [2] W. Tasman and E. A. Jaeger, "The human eye as an optical system," in , 13th ed., L. W. & Wilkins, Ed. 2014, pp. 2-7.
- [3] T. R. Fricke, B. a. Holden, D. a. Wilson, G. Schlenther, K. S. Naidoo, S. Resnikoff and K. D. Frick, "Global cost of correcting vision impairment from uncorrected refractive error," *Bull. World Health Organ.*, vol. 90, pp. 728-38, 10, 2012.
- [4] P. Konrad, *The ABC of EMG*. Scottsdale, Arizona: Noraxon U.S.A. Inc, 2006.
- [5] M. Puell, *Optica Fisiologica: El Sistema Optico Del Ojo Y La Vision Binocular*. 2006.
- [6] F. C. Donders, *Huygens Institute - Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences ( KNAW )*. 2010.
- [7] E. Kinesiolog, M. Occip and M. Piramidal, "Cátedra de Anatomía Funcional y Biomecánica músculos de los párpados y cejas : Cátedra de Anatomía Funcional y Biomecánica," .

- [8] a. Glasser and M. C. Campbell, "Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia," *Vision Res.*, vol. 39, pp. 1991-2015, 06, 1999.
- [9] (October 17th, 2014). *Diseases and Conditins: Presbyopia*. Available: <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/presbyopia/basics/treatment/con-20032261>. DOI: October 17th, 2014.
- [10] D. Reinstein, M. A. Cantab and F. Frcephth, "Refractive Surgery - Presbyopic LASIK and Multifocal Intra-Ocular," pp. 30-37, .
- [11] (March, March 2014). *All About Vision, Variable Focus Eyeglasses*. Available: <http://www.allaboutvision.com/lenses/variable-focus.htm>.
- [12] R. H. Hall, "The Neuron," 1998.
- [13] R. Baera Navarro, "Ingeniería en Electrónica Instrumentación Biomédica," vol. Tema 5, .
- [14] N. P. Schumann, K. Bongers, O. Guntinas-Lichius and H. C. Scholle, "Facial muscle activation patterns in healthy male humans: A multi-channel surface EMG study," *J. Neurosci. Methods*, vol. 187, pp. 120-128, 2010.
- [15] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction)," *Biol. Proc. Online*, vol. 8, pp. 163-163, 2006.
- [16] T. Abdelzaher, Y. Diao, J. Hellerstein, C. Lu and X. Zhu, "Introduction to Control Theory And Its Application to Computing Systems," *Performance Modeling and Engineering*, pp. 185-215, 2008.
- [17] i. Motion Lab Systems, "Motion lab systems, pre-amplifier," April 3, 2013. 2013.
- [18] (February, 2005). *Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS*. Available: [www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf](http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf).
- [19] (September, 2013). *Fully-Differential Isolation Amplifier*. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/amc1200.pdf>.
- [20] (June, 2013). *Precision, Zero-Drift, High-Voltage, Programmable Gain Instrumentation Amplifier* [<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pga281.pdf>].
- [21] L. Blvd, "American Optometric Association The Effects of Computer Use on Eye Health and Vision," .
- [22] A. Van Boxtel and M. Jessurun, "Amplitude and Bilateral Coherency of Functional and Jaw-Elevator EMG Activity as an Index of Effort During a Two-Choice Serial Reaction Task," 1993.
- [23] A. Gutiérrez Ruiz, "LOS MÚSCULOS DE LA CARA," pp. [http://aannaatoommiliaa.blogspot.com/2014\\_12\\_01\\_archive.html](http://aannaatoommiliaa.blogspot.com/2014_12_01_archive.html), December 11th, 2014, December 11th, 2014.
- [24] (May, 2015). *TPS7A49 36-V, 150-mA, Ultralow-Noise, Positive Linear Regulator*. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps7a49.pdf>.

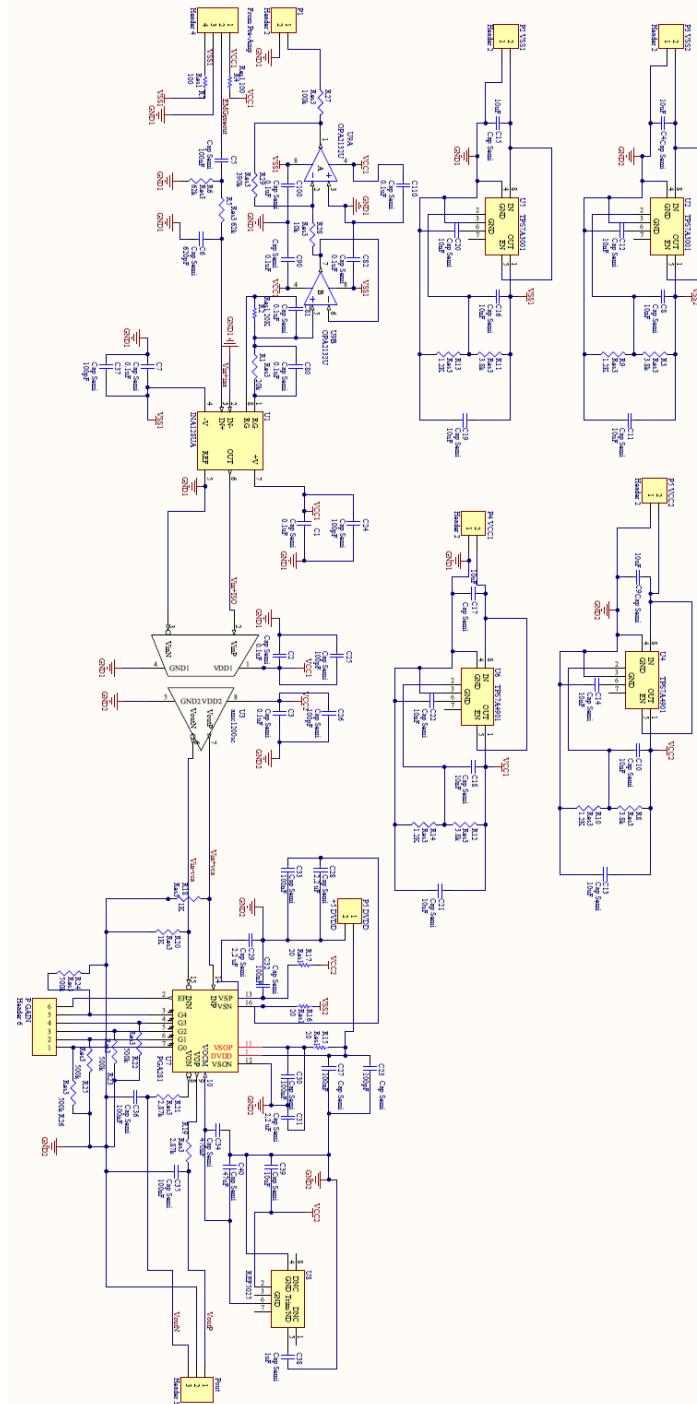
[25] (June, 2015). *TPS7A30 –35-V, –200-mA, Ultralow-Noise, Negative Linear Regulator*. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps7a30.pdf>.

[26] (November, 2014). *NI X Series Multifunction Data Acquisition*. Available: <http://www.ni.com/datasheet/pdf/en/ds-164>.

[27] (May 5, 2013). *Logitech c920 and c910 Fields of View for RGBD toolkit*. Available: <http://therandomlab.blogspot.com/2013/03/logitech-c920-and-c910-fields-of-view.html>.

## **8. ANEXOS**

## **Esquemático del Circuito Amplificador**



*Figura 23. Esquemático del Circuito para Amplificación de Señales EMG.*

La figura anterior muestra el esquemático del circuito diseñado para la amplificación de las señales EMG.

A continuación se muestra el *Layout* del circuito, el cual se usó para la fabricación del impreso.

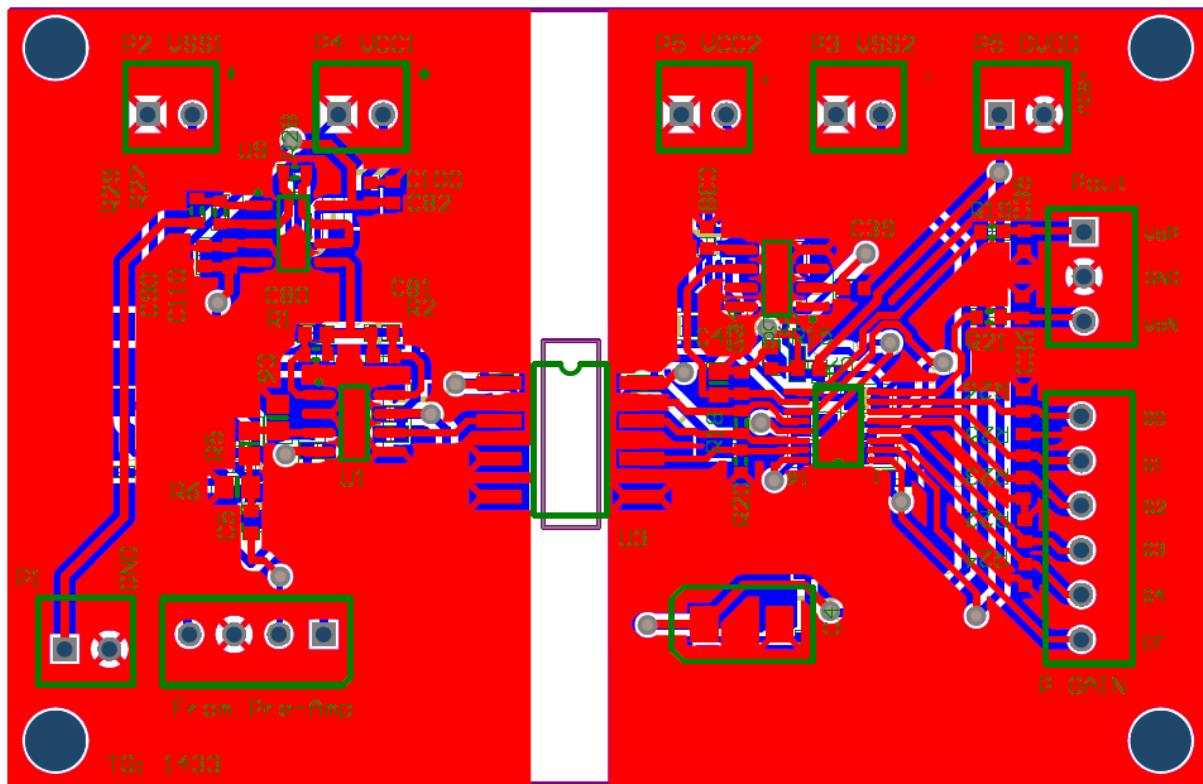


Figura 24. Layout del Circuito Amplificador de Señales EMG. Vista TopLayer.

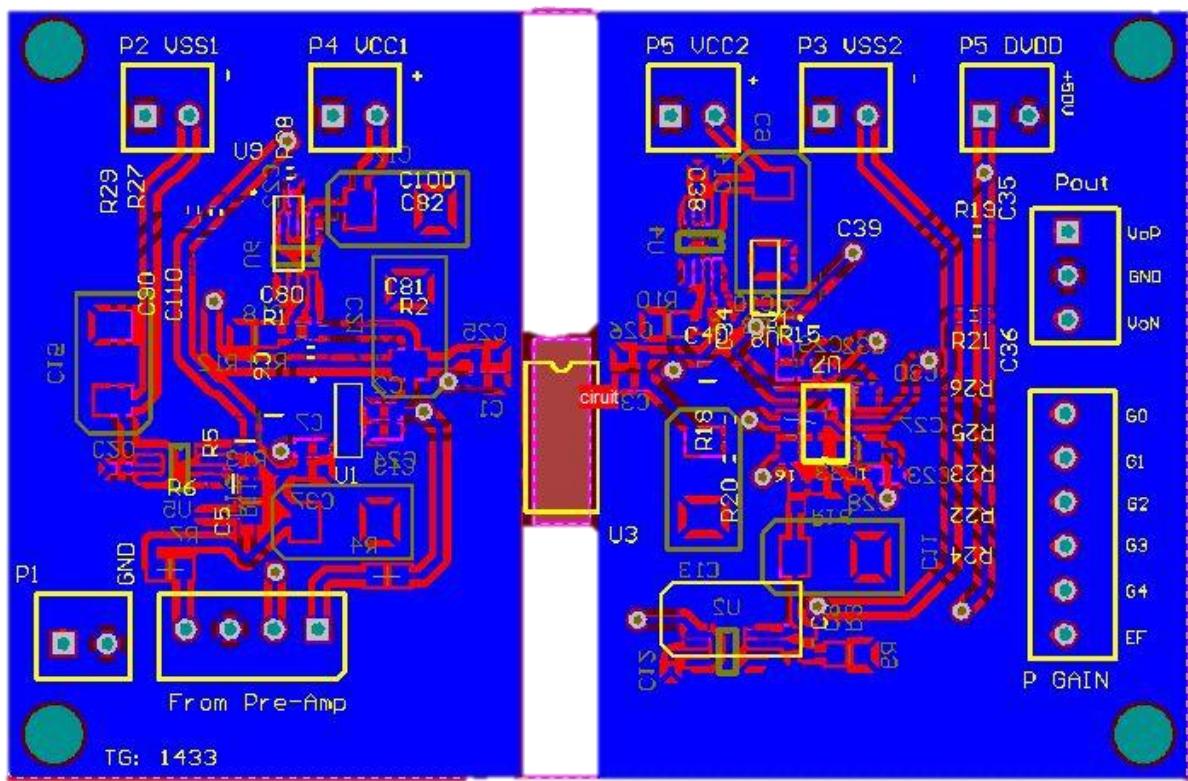


Figura 25. Layout del Circuito Amplificador de Señales EMG. Vista TopLayer.

## Resultado Simulación del Circuito

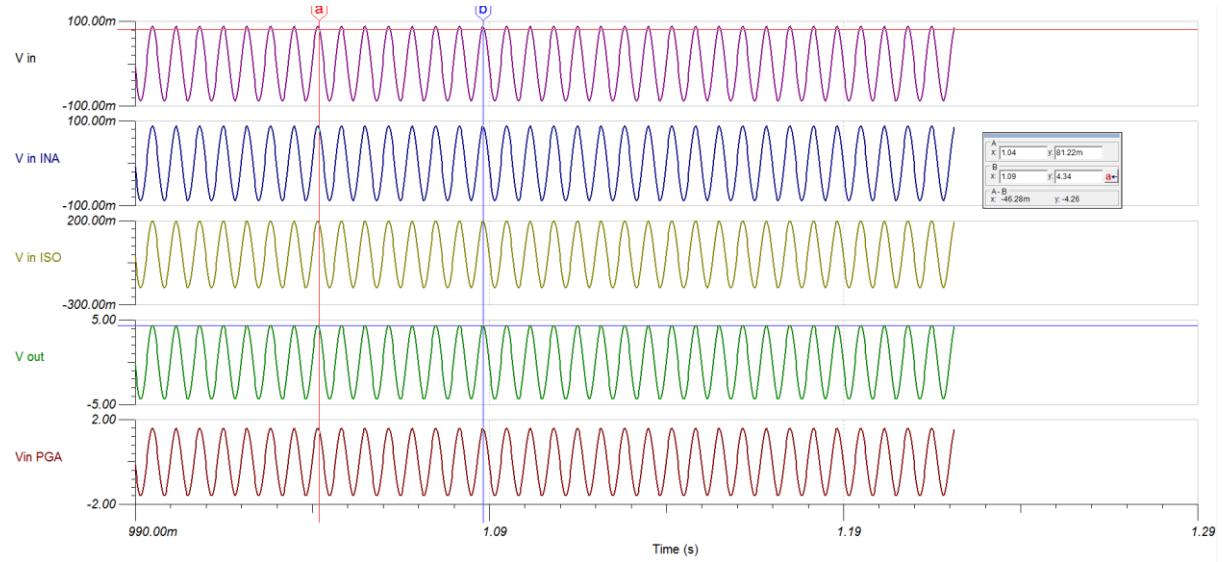


Figura 26. Resultados de la Simulación del Circuito.

## Programas:

A continuación se muestra el panel frontal de programa diseñado, *TG1433 – Focus EMG V2*.

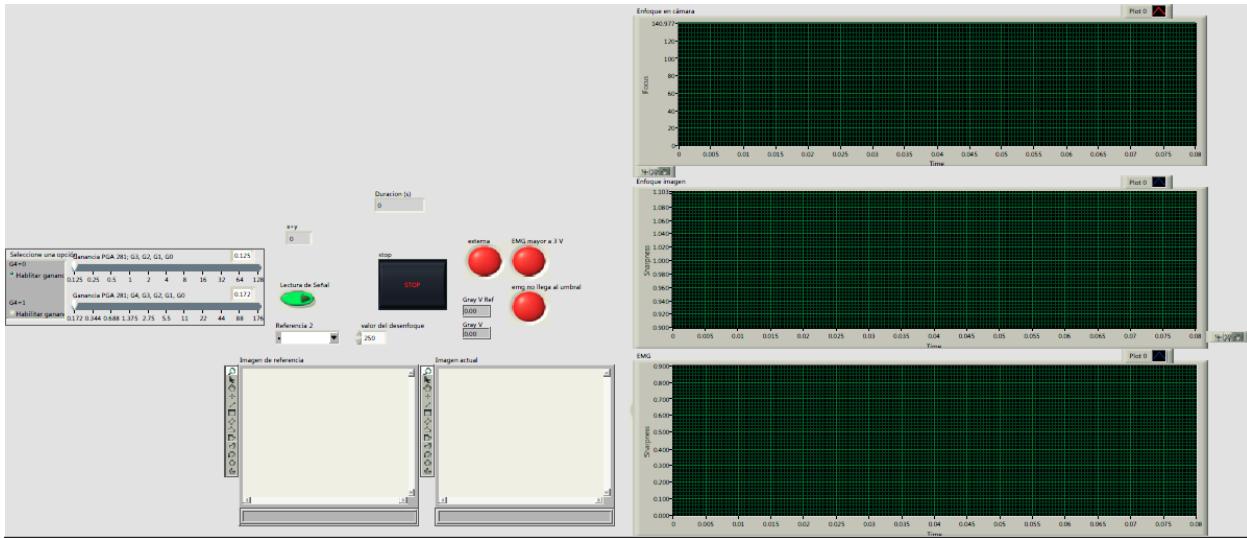
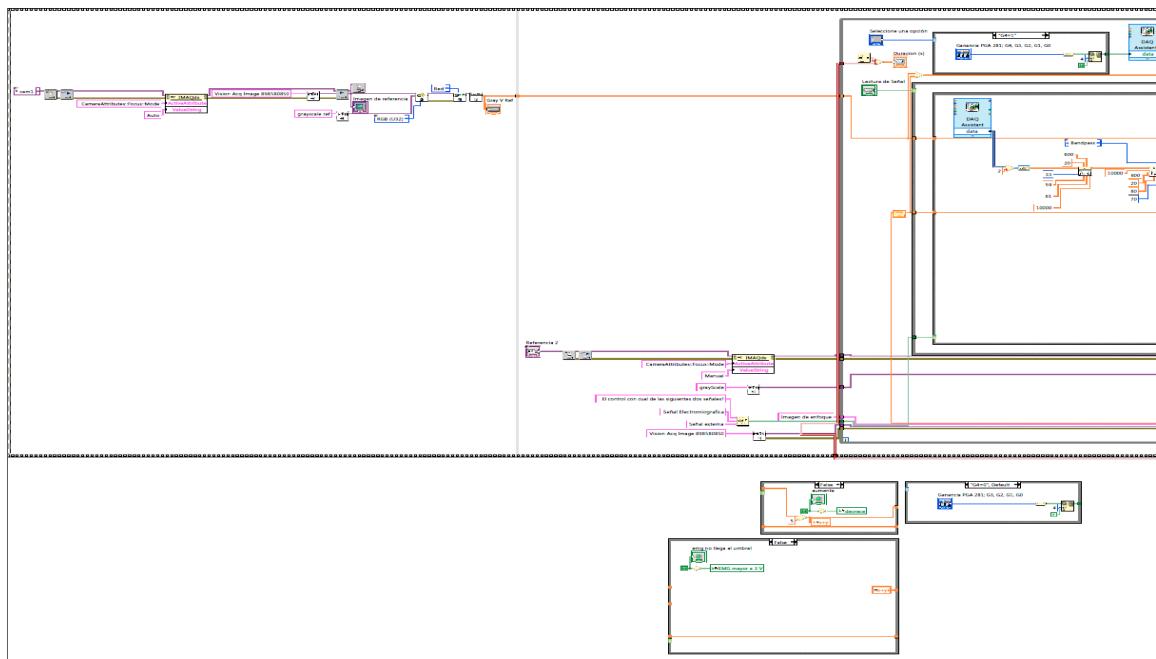
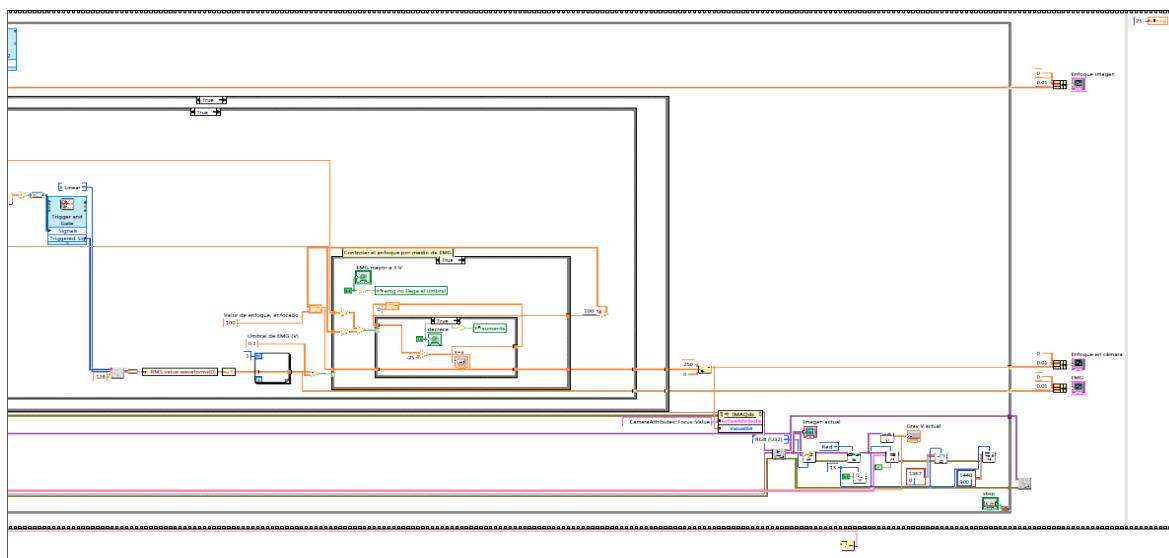


Figura 27. Panel Frontal de Programa para Controlar el Enfoque en una Cámara. *TG1433 – Focus EMG V2*.

En las siguientes figuras se muestra el diagrama de bloques del programa diseñado para este trabajo de grado.



a)



b)

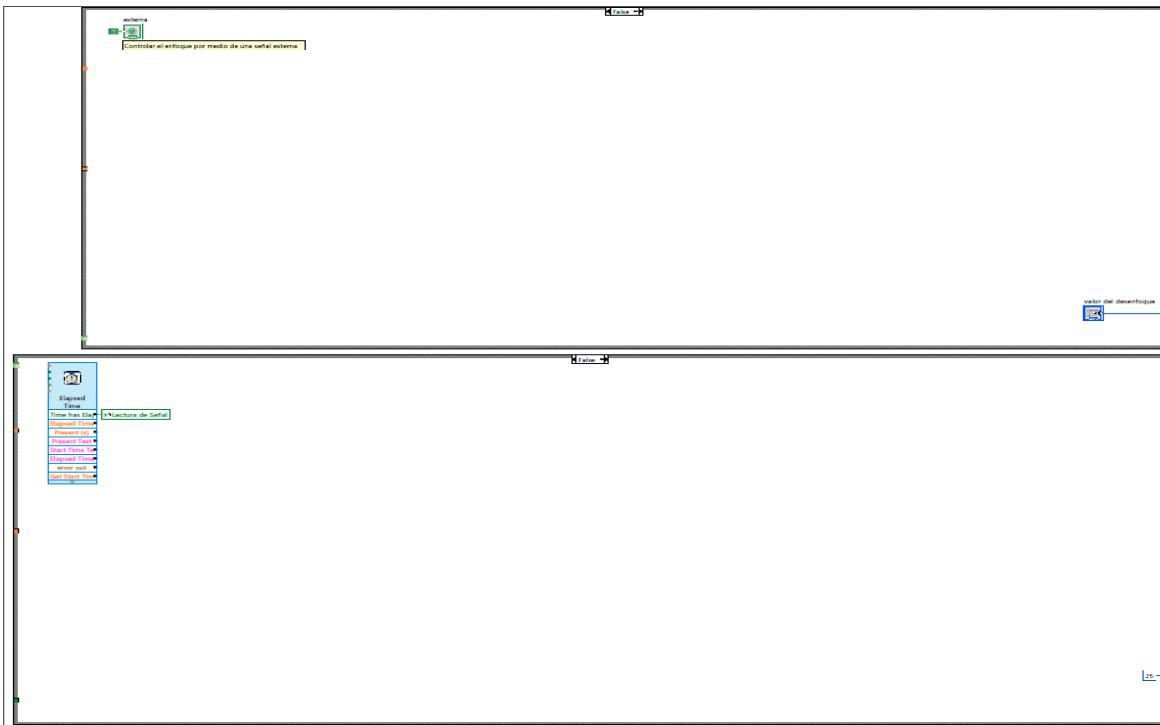


Figura 28. Diagrama de Bloques de Programa para Controlar el Enfoque en una Cámara. TG1433 – Focus EMG V2. a) Primera Parte del Diagrama de Bloques del Programa TG – Focus EMG V02. b) Segunda Parte del Diagrama de Bloques del Programa. c) Representación de los Casos en los “Case Structures”.

En la figura anterior se muestra el diagrama de bloques del programa TG1433 – Focus EMG V2 en dos partes debido a que resultó más sencillo mostrarlo de esta manera. Adicionalmente en la figura 26 c) se muestran los casos de los “Case Structures” que no se muestran en el diagrama de bloques.

Posteriormente se muestran tanto el Panel Frontal como el Diagrama de Bloques del programa diseñado *Speed Focus Test*.

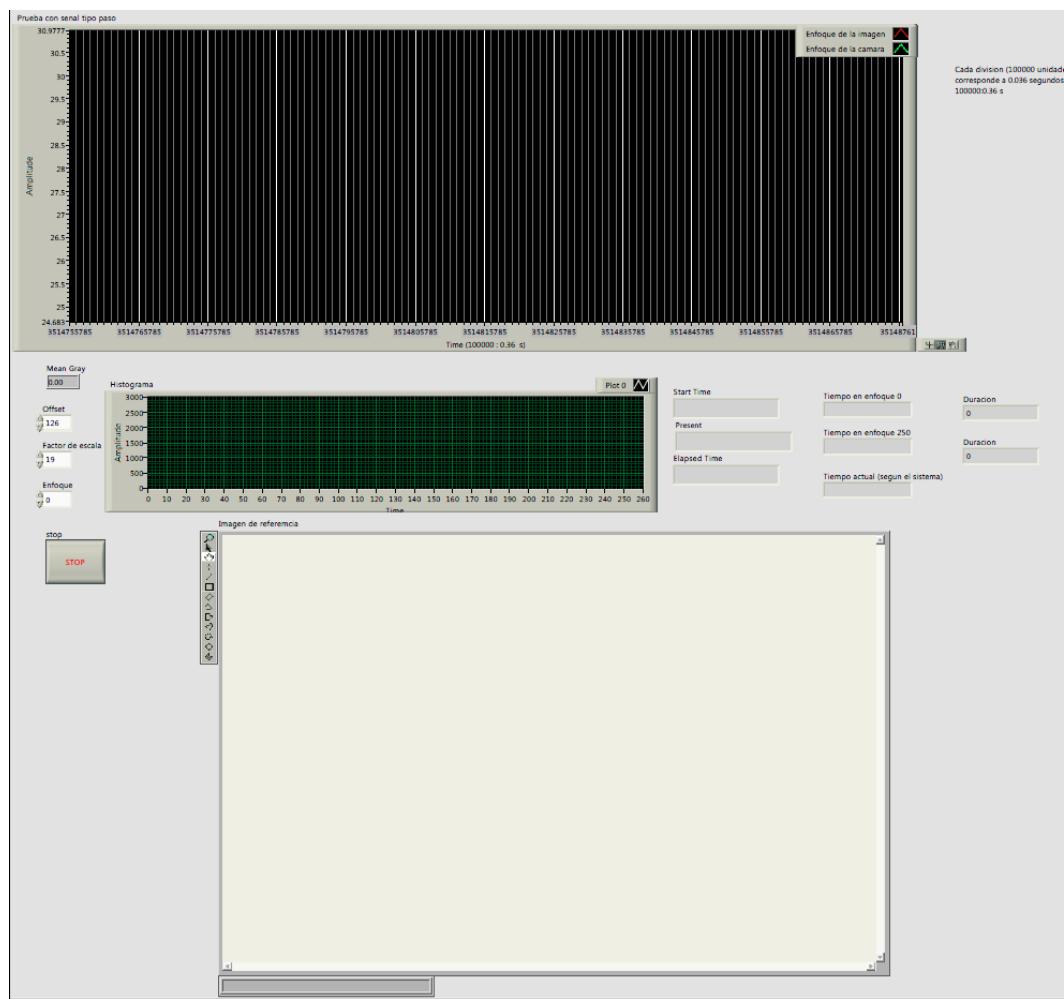


Figura 29. Panel Frontal del Programa Speed Focus Test.

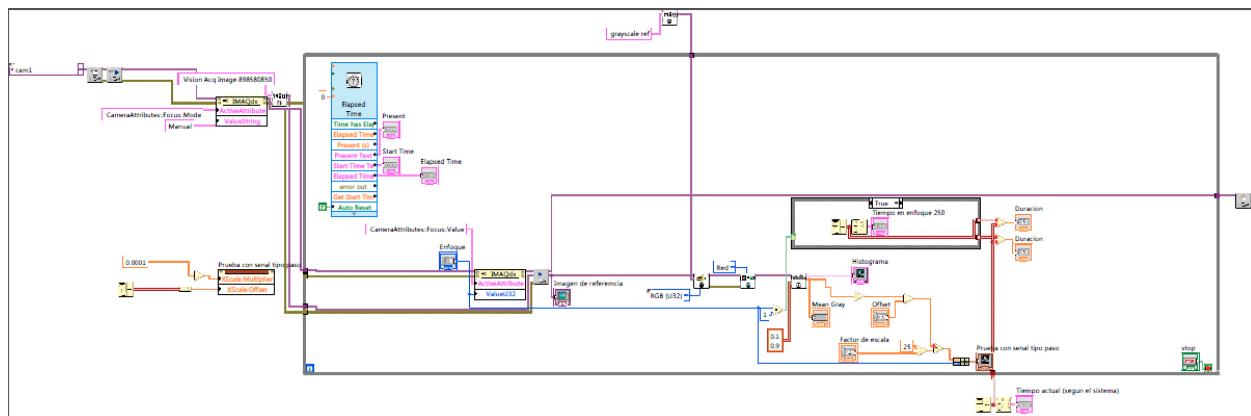


Figura 30. Diagrama de Bloques del Programa Speed Focus Test.

## Imagen de Prueba de Patrones de Rayas

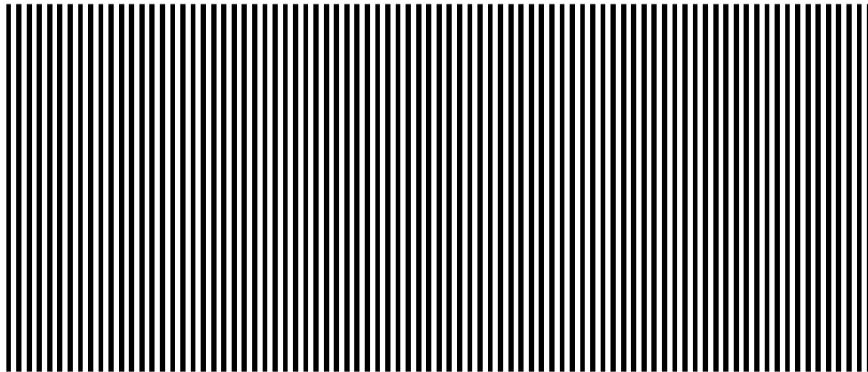


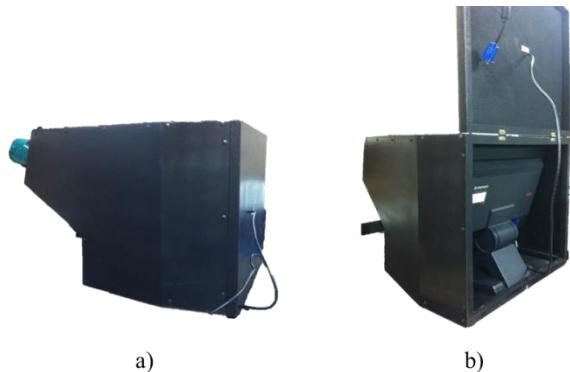
Figura 31. Imagen de Prueba de Patrones de Rayas.

## Protocolo de Pruebas

Para las pruebas a realizar, se debe tener en cuenta los siguientes elementos:

- Un computador portátil con mínimo dos puertos USB disponibles y un puerto VGA o en su defecto HDMI.
  - Un monitor, preferiblemente de 19 pulgadas con entradas VGA o HDMI.
  - Un programa para la adquisición de las señales electromiográficas y el control de la cámara.
  - Una cámara *Logitech HD PRO Webcam C920*.
  - Una caja para la restricción de la visión perimetral y el aislamiento de la visión del sujeto de prueba.
  - Un trípode.
  - Una caja para control de factores externos como la iluminación, en la imagen de prueba.
  - Un sistema de adquisición de datos de *National Instruments*, NI USB 6366.
  - Un circuito para amplificación y filtrado de las señales electromiográficas.
  - Cuatro baterías de 9 V con sus porta pilas correspondientes.
  - Un sensor con preamplificador para la obtención de las señales EMG con ganancia de  $300 \frac{V}{V}$ , de referencia Z03-003 de *Motion Lab Systems*.
  - Una correa elástica ajustable.
1. El computador debe contar con el programa *Labview 2013* o superior, con sus complementos y licencias completos para poder ejecutar el programa de adquisición de las señales EMG y del control de la cámara.
  2. Ubicar los elementos numerados anteriormente en una superficie plana lo suficientemente amplia, con un área mínima aproximada de 80 cm x 130 cm y altura de 78 cm.

El monitor se debe ubicar dentro de la caja para restricción perimetral haciendo uso de su puerta, ubicada en la parte posterior, como se observa en la siguiente figura.



*Figura 32. Caja para la Restricción de la Visión Perimetral y el Aislamiento de la Visión del Sujeto de Prueba. a) Caja Cerrada con el Monitor Dentro. b) Vista de la Caja Abierta, Mostrando el Monitor en su Interior.*

*Diseñado por el Autor*

En la puerta se encuentra un orificio para el paso de los cables tanto de potencia como de la señal de video. Teniendo en cuenta esto, se procederá a conectar ambos cables a la alimentación de voltaje y al computador, respectivamente. Ver video instructivo “Video – Protocolo de pruebas” para descripción detallada.

3. Se ubicará la cámara sobre el trípode y se ajustará la altura para que coincida con el centro de la imagen de referencia (14 cm a partir del borde inferior). Dicha imagen corresponde a un patrón de rayas verticales que deben poseer una relación 16:9. Esta imagen será ubicada a una distancia mínima de 25 cm, debe estar posicionada perpendicularmente a la cámara y dentro de la caja para el control de los factores externos.



*Figura 33. Caja para Control de Factores Externos. a) Vista de la Caja Abierta con la Imagen de Prueba. b) Vista de la Caja Abierta con la Cámara sobre el Trípode.*

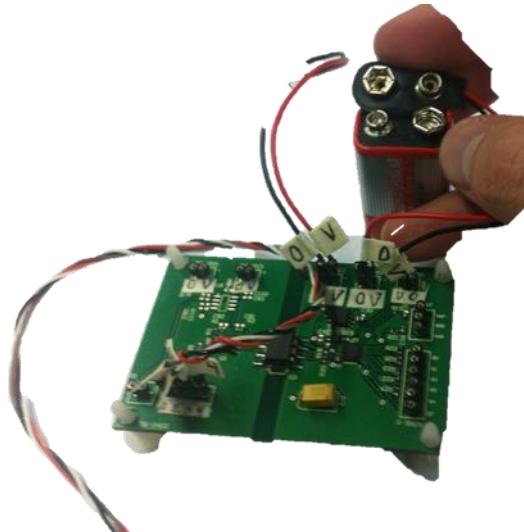
*Diseñado por el Autor*

La imagen de prueba se debe insertar a través de una apertura en la puerta, y dicha imagen cuenta con una lengüeta extensora para facilitar su inserción y extracción.

La cámara *Logitech HD Pro Webcam C920* cuenta con un cable USB como interfaz, el cual debe conectarse al computador. Ver video instructivo “Video – Protocolo de pruebas” para descripción detallada.

4. A continuación, se deben realizar las siguientes conexiones entre el circuito y el sistema:

- Fuentes de Alimentación Positivas: se debe tener en cuenta que el circuito debe ser alimentado con dos fuentes positivas individuales. Esto quiere decir que no debe haber ningún punto en común entre ellas. Los porta pilas, se deben conectar al circuito en los terminales dispuestos para las fuentes positivas, las cuales cuentan con una marcación “VCC”. Adicionalmente, en el circuito se dispusieron unas marcaciones en los terminales para identificar el conector para tierra “0” y para fuente “V”. Para esto se usará una batería en cada fuente positiva, la cual debe ser conectada al porta pilas.



*Figura 34. Conexión de las Baterías al Circuito.*

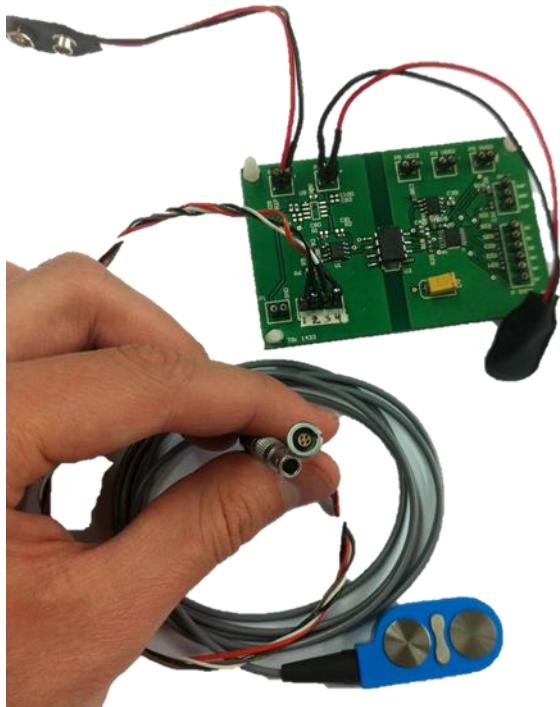
*Diseñado por el Autor*

- Fuentes de Alimentación Negativas: se debe tener especial cuidado al conectar las fuentes negativas, debido a que estas son conectadas de manera inversa a las conexiones de las fuentes positivas. Esto quiere decir que se debe conectar el terminal positivo (cable rojo) a la tierra del circuito y el terminal negativo (cable negro) en la entrada “VSS” del circuito. De esta manera se obtienen -9 V.

Ver video instructivo “*Video – Protocolo de pruebas*” para descripción detallada.

Además, es necesario realizar las conexiones entre el circuito y el sistema de adquisición NI USB 6366 para la alimentación de 5 voltios correspondientes a las fuentes digitales para el PGA 281, el control de ganancia en última etapa de amplificación mediante la generación de una señal digital y la lectura de la señal de salida del circuito realizada por el mismo NI USB 6366. Para ello, es necesario tener en cuenta las siguientes recomendaciones:

- Dicho sistema se conectará por medio de un cable USB al computador, y en caso de requerirlo, conectarlo a la alimentación de voltaje por medio de su regulador de tensión.
  - Es necesario tener en cuenta si el sistema de adquisición posee o no un interruptor para su funcionamiento. En el caso de tenerlo, habrá que accionarlo previo a su uso.
5. Se debe realizar la conexión del sensor por medio del conector de referencia LEMO EGG.00.304.CLL y de este al circuito, como se muestra a continuación:



*Figura 35. Conexiones entre el Sensor y su Conector con el Circuito.*

*Diseñado por el Autor*

En la entrada del circuito se encuentran cuatro pines que se conectarán al sensor por medio del conector LEMO, cuya referencia fue previamente mencionada, en el siguiente orden: 1) Fuente Negativa, 2) Tierra, 3) Señal y 4) Fuente Positiva, como se aprecia en la figura 3.

Para el caso de la Fuente Digital de 5 Voltios, se usará la alimentación que trae el sistema de adquisición ubicado en los pines 96 y 94, se conectarán a los terminales de la fuente marcada “VDD 5V”. Adicionalmente, se deben realizar las conexiones para la programación de la ganancia del PGA 281 teniendo en cuenta los colores de los cables: naranja, amarillo, verde, azul y morado, que corresponden a G0, G1, G2, G3 y G4 respectivamente a los terminales del sistema de adquisición NI USB 6366 con los numerales 65, 66, 67, 68 y 69. Estos a su vez, se conectarán al circuito teniendo en cuenta sus indicaciones de los terminales (se pueden apreciar en el impreso).

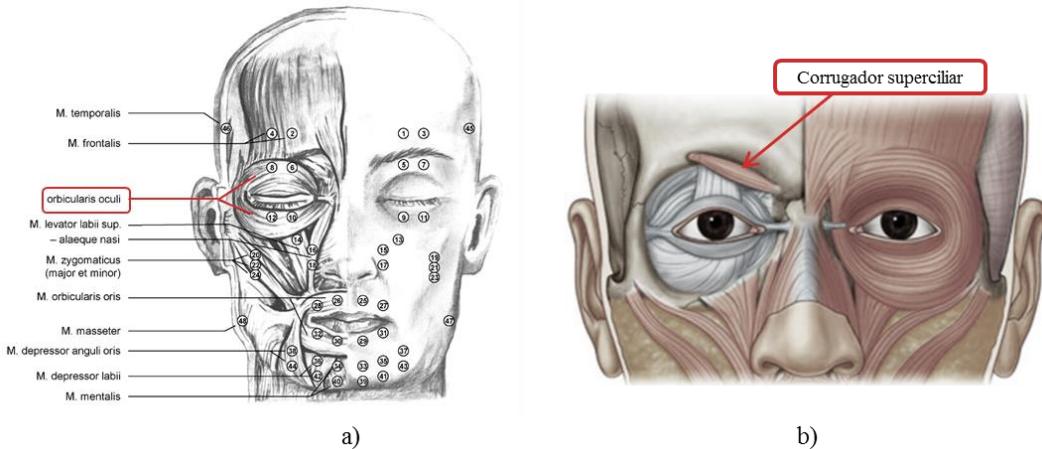
6. Realizar las conexiones de salida del circuito a los terminales determinados para la adquisición de las señales en el NI USB 6366, en este caso: Uno (1), dos (2) y tres (3). La conexión para la señal de salida del circuito corresponde a los pines 1 (VOP), 2 (Tierra), y 3 (VON), identificados con los cables de colores blanco, negro y gris.
7. Finalmente, se conectan las baterías al porta pilas del circuito para alimentarlo.

Ver video instructivo “Video – Protocolo de pruebas” para descripción detallada.

Debido a que se va a trabajar con sujetos voluntarios, se debe dejar claro el procedimiento a realizar. Se le debe preguntar por su consentimiento en la realización de las pruebas. Adicionalmente se debe preguntar si el sujeto tiene conocimiento de alguna reacción alérgica al metal de los electrodos que se usarán para adquirir las EMG, en este caso plata, a los materiales de la correa elástica o del visor presente en la caja

para la restricción de la visión perimetral.

8. Limpiar el área facial del sujeto de prueba, con toallas desechables, el sitio donde se van a ubicar los electrodos, teniendo en cuenta las indicaciones que se muestran en la siguiente figura.



Para sostener el sensor, se utilizará la correa elástica alrededor de la cabeza del sujeto de prueba durante la ejecución de toda la prueba.



9. Ubicar al sujeto de prueba en frente al visor de la caja de restricción de la visión perimetral. Explicar brevemente en que consiste el procedimiento:  
“Se le presentará una imagen en un monitor, dicha imagen se encontrará en principio enfocada. En algún momento, cuando se desenfoque la imagen, debe realizar un esfuerzo físico con el músculo

sobre el que se está realizando la medición. Dicha acción se traducirá en una señal de control para el sistema el cual irá enfocando la imagen.

10. Teniendo en cuenta el panel frontal del programa “TG1433 – Focus V03” del proyecto “TG1433 – Focus” que se muestra a continuación se deberán seguir los siguientes pasos, para información detallada del manejo del programa, ver el video instructivo “Video – Protocolo de pruebas”:

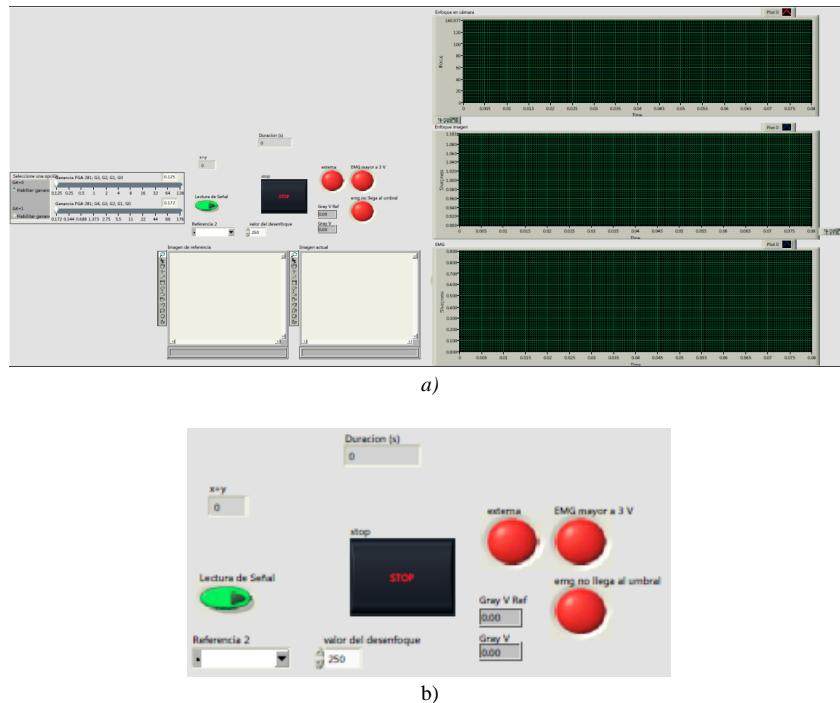


Figura 38. Panel Frontal de Programa Diseñado TG 1433 – Focus EMG V2. a) Panel Frontal. b) Acercamiento del panel frontal.

- El botón “Lectura de Señal” debe estar de color verde antes de correr el programa.
- Se debe elegir en “Referencia 2” la cámara que se desea utilizar. En este caso la Logitech HD Pro WebCam c920 con referencia “cam 1”.
- Ejecutar el programa.

Al momento de finalización de la prueba se deberán exportar las 3 gráficas disponibles (Enfoque en cámara, Enfoque en imagen y EMG) haciendo clic derecho sobre cada una de ellas y posterior clic izquierdo en la opción exportar (Export, dependiendo de la versión) y elegir una de las opciones. Se recomienda exportar los datos a Excel y almacenarlos con un nombre usando el siguiente patrón:

Fecha (dd-mm-aa) – SP “numero del sujeto de prueba en el día” – P “numero de prueba realizada al mismo voluntario”.

## Resultados Mediciones del Circuito

A continuación se muestran imágenes de las mediciones realizadas al circuito para poder evaluar la ganancia. La señal de entrada al circuito tiene 90 mV de amplitud pico y una frecuencia de 90 Hz.

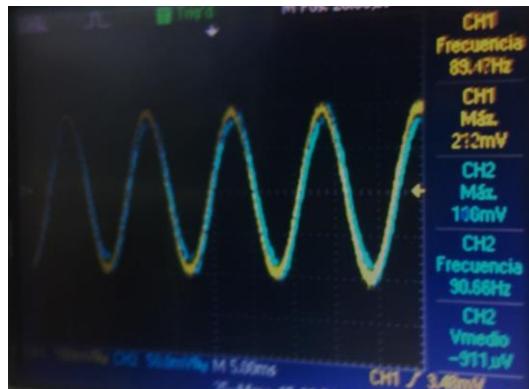


Figura 39. Señal de Entrada al Circuito (Señal Azul) y Señal de Salida del Amplificador de Instrumentación (Señal Amarilla).

Debido a la amplitud baja de la señal de entrada, el osciloscopio hace una medición de 106 mV, sin embargo se debe considerar la señal del generador de ondas arbitrarias, marca Agilent modelo 33500B, la cual es de 90 mV pico.

En la figura anterior se observan tanto la amplitud de entrada del circuito como la señal de salida de la primera etapa de amplificación correspondiente a la salida del amplificador de instrumentación, INA 128. De esta manera se calcula la ganancia de esta etapa con la siguiente formula:

$$G_{INA\ 128} = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{212\ mV}{90\ mV} = 2.35 \frac{V}{V} \quad Ecuación\ 1.$$

Utilizando la fórmula de ganancia del amplificador de instrumentación, se puede calcular la resistencia necesaria para dicha ganancia:

$$G_{INA\ 128} = 1 + \left( \frac{50\ k\Omega}{R_G} \right) \quad [18]$$

La resistencia debe ser de 37 kΩ, debido a que dicha resistencia se compone de dos resistencias en serie. Aparece un error del 7,5 % del valor de la resistencia serial, el cual debe de ser 40 kΩ. Sin embargo este error en la resistencia seria solo provoca un error del 4 % lo cual tiene un efecto significante en el resultado esperado para la ganancia del sistema completo.

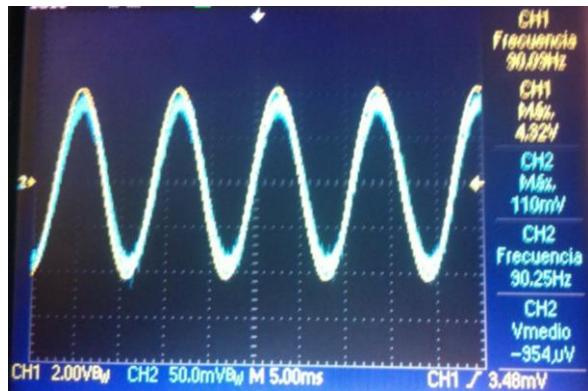


Figura 40. Señal de Entrada al Circuito (Señal Azul) y Señal de Salida del Amplificador de Ganancia Programable (Señal Amarilla).

En la figura anterior se puede observar que la señal de salida del circuito, correspondiente a la salida del amplificador de ganancia programable PGA 281 tiene una amplitud de 4,32 V. Usando la ecuación 2 se puede calcular que la ganancia total del sistema es de  $48 \frac{V}{V}$ .

Posteriormente se procedió a realizar pruebas midiendo la ganancia del circuito a diferentes frecuencias obteniendo los siguientes resultados:



Figura 41. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 10 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).

Como se puede observar, utilizando una señal de entrada sinusoidal de amplitud 90 mV y frecuencia de 10 Hz, se obtiene una ganancia de  $14,8 \frac{V}{V}$ .

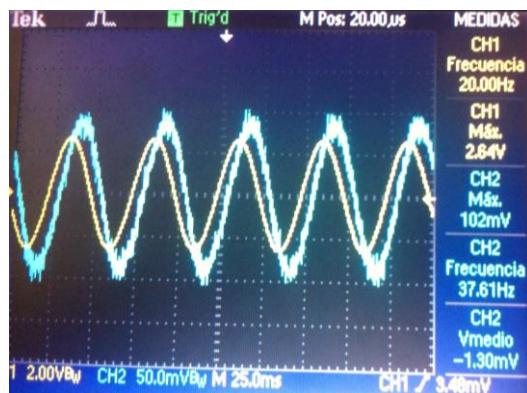
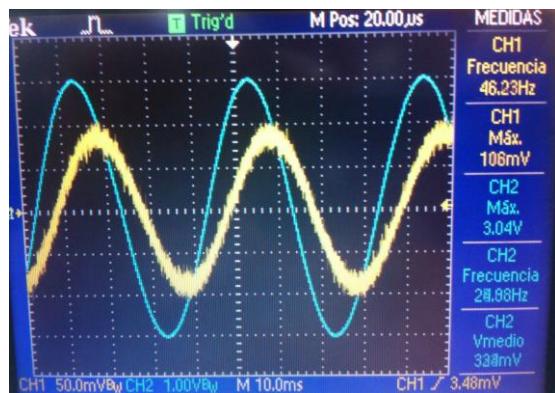


Figura 42. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 20 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).

En esta ocasión la señal de entrada tenía una frecuencia de 20 Hz y se obtuvo una ganancia de  $29,3 \frac{V}{V}$ .



Se puede observar en la figura anterior que la señal de entrada tenía una frecuencia de 25 Hz y la ganancia ha caído 3 dB, equivalente a una ganancia de  $33,7 \frac{V}{V}$ , lo que corresponde a la frecuencia de corte baja del circuito.

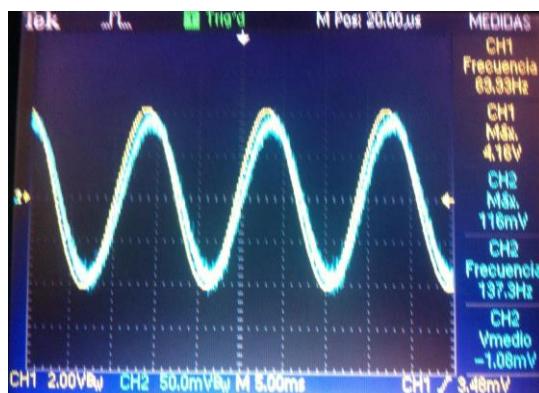


Figura 44. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 25 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).

De manera similar, en esta prueba la señal de entrada tenía una frecuencia de 70 Hz, obteniendo así una ganancia de  $46,2 \frac{V}{V}$ .

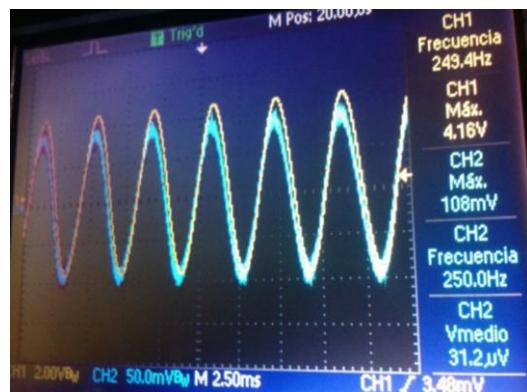


Figura 45. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 70 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).

De la prueba realizada con una señal de entrada con frecuencia de 250 Hz se obtuvo una ganancia de  $46,2 \frac{V}{V}$ .

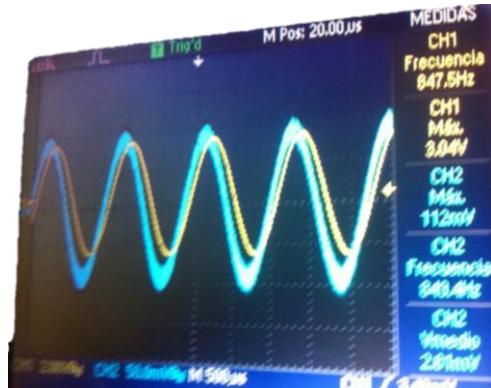


Figura 46. Señal de Entrada al Circuito con Frecuencia de 850 Hz (Señal Azul) y Señal de Salida del Circuito (Señal Amarilla).

De la anterior figura se puede observar que la ganancia ha caído 3 dB, lo que corresponde a la frecuencia de corte alta del circuito, equivalente a una ganancia de  $33,7 \frac{V}{V}$ .

## Resultados Pruebas con Voluntarios

A continuación se muestran los resultados obtenidos de las pruebas realizadas a los diferentes sujetos de prueba.

Sujeto de prueba 1.

Prueba 1.

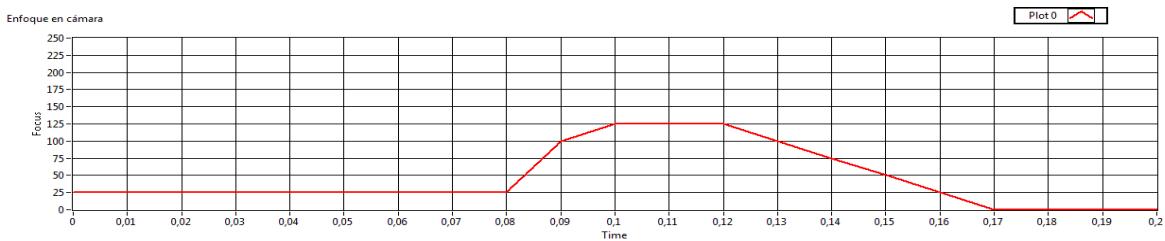


Figura 47. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

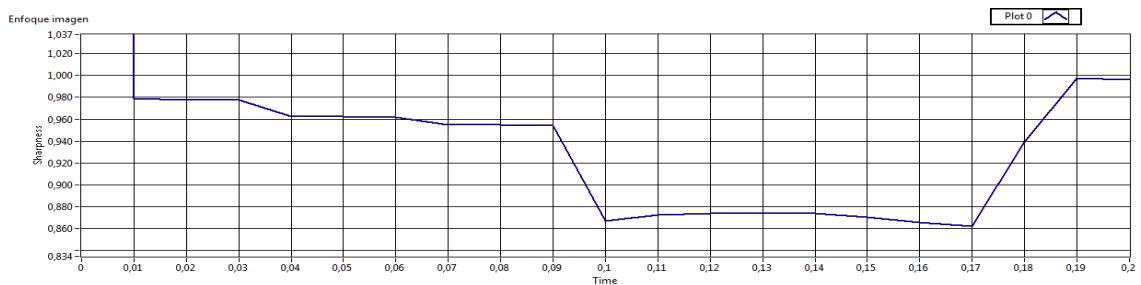


Figura 48. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

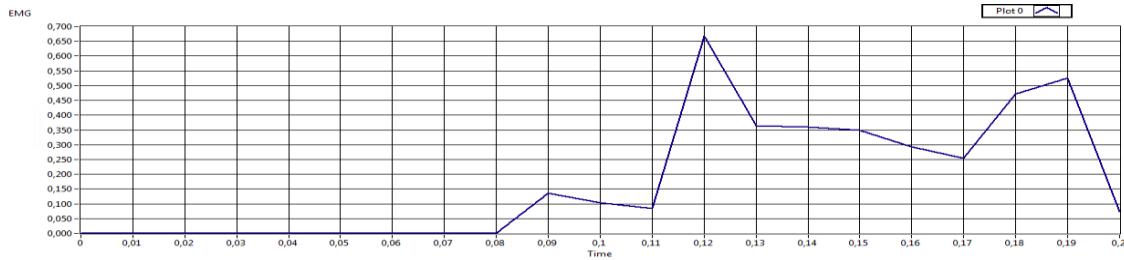


Figura 49. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 1.

## Prueba 2.

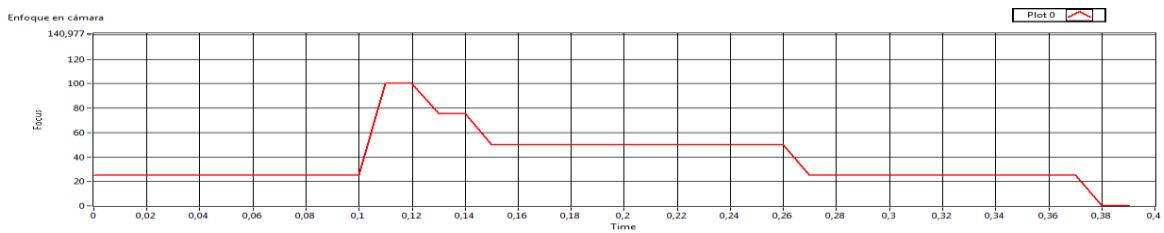


Figura 50. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 2.

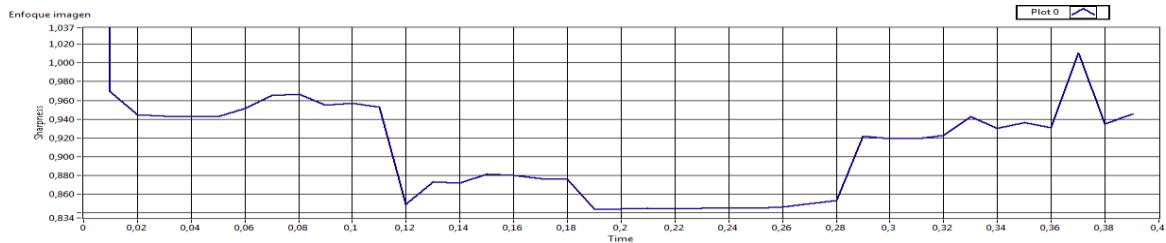


Figura 51. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 2.

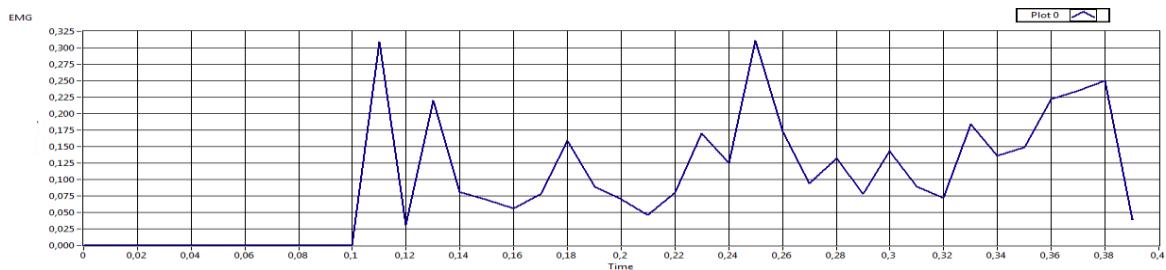


Figura 52. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 2.

## Prueba 3.

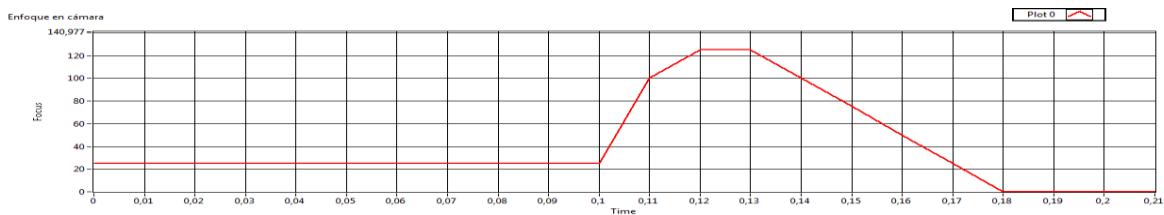


Figura 53. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 3.

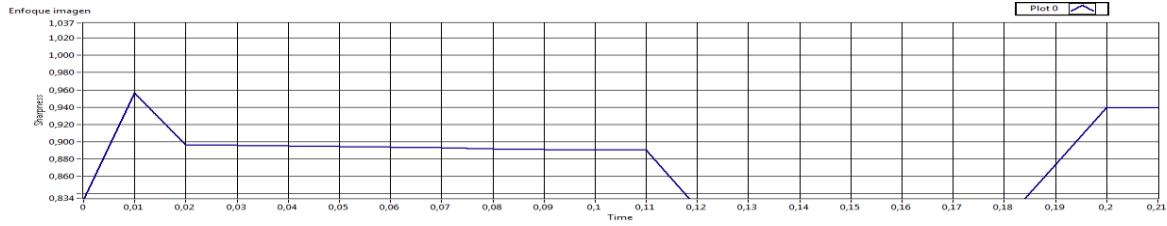


Figura 54. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 3.

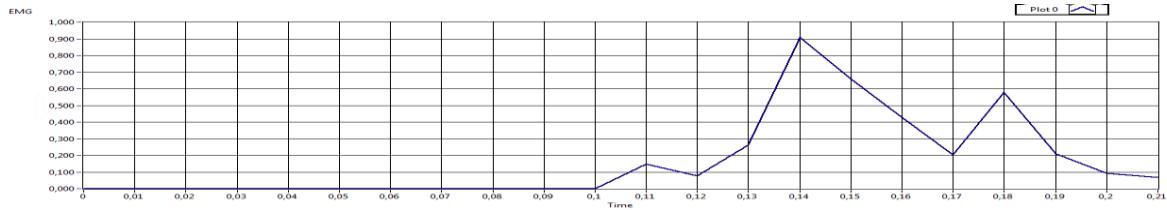


Figura 55. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 3.

#### Prueba 4.

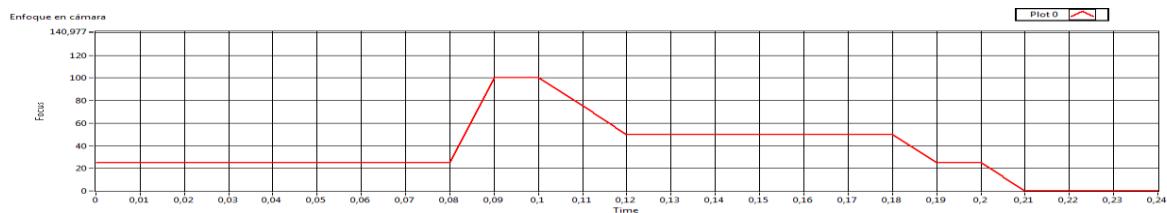


Figura 56. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 4.

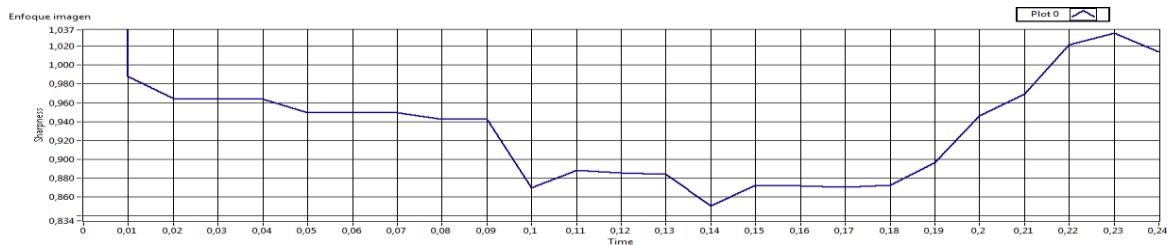


Figura 57. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 4.

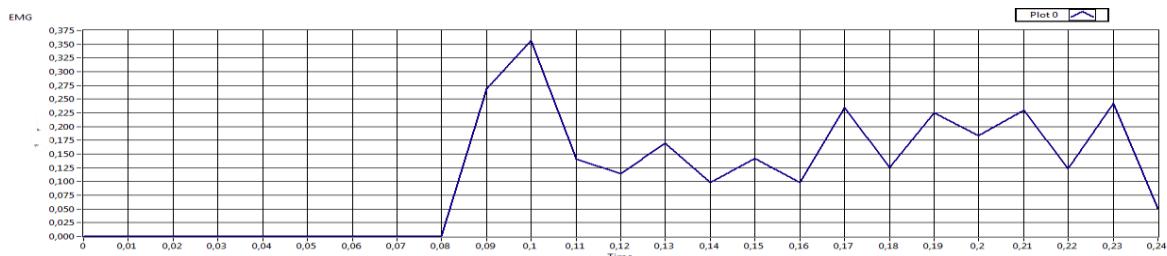


Figura 58. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 4.

## Prueba 5.

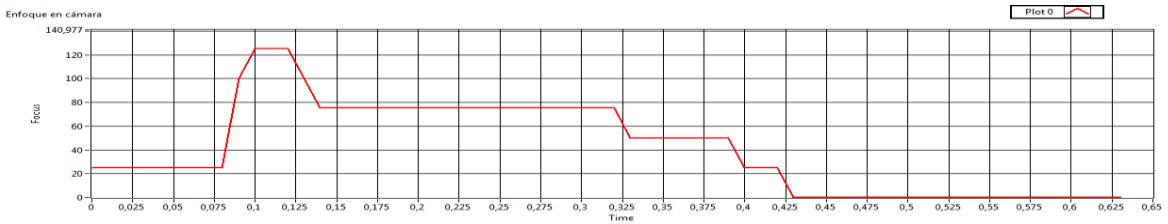


Figura 59. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 1, Prueba 5.

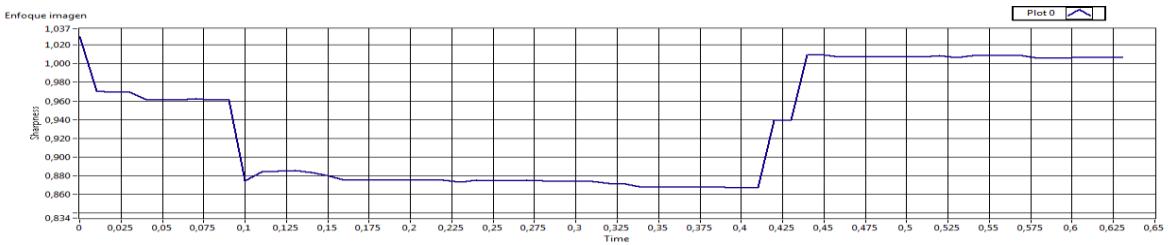


Figura 60. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 1, Prueba 5.

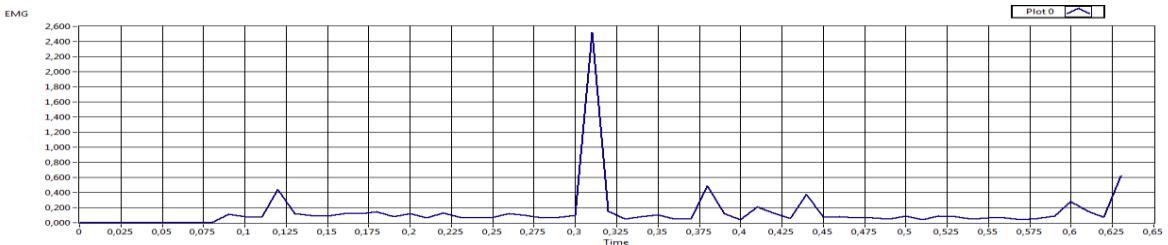


Figura 61. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 1, Prueba 5.

## Sujeto de prueba 2.

### Prueba 1.

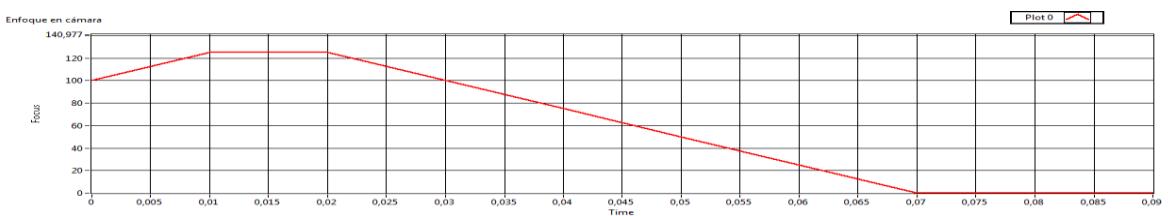


Figura 62. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 1.

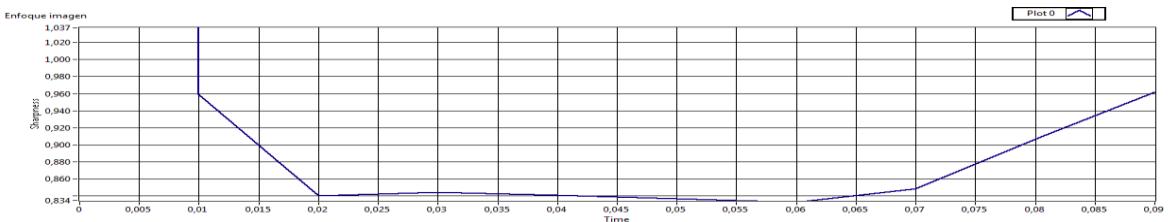


Figura 63. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 1.

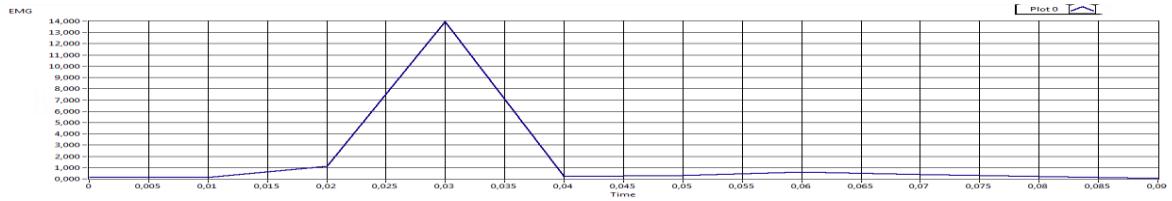


Figura 64. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 1.

Prueba 2.

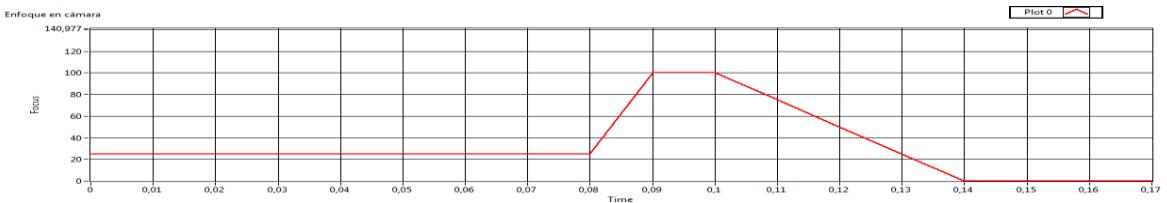


Figura 65. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 2.

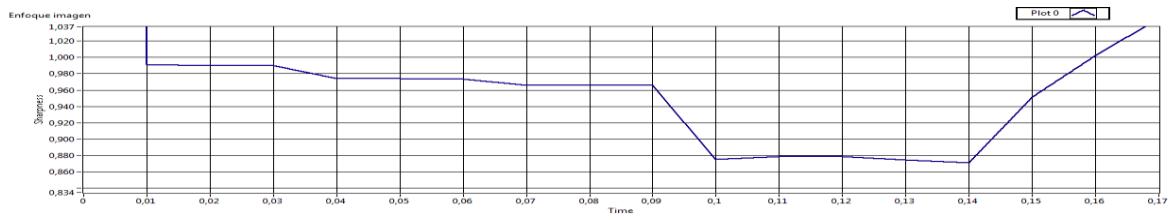


Figura 66. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 2.

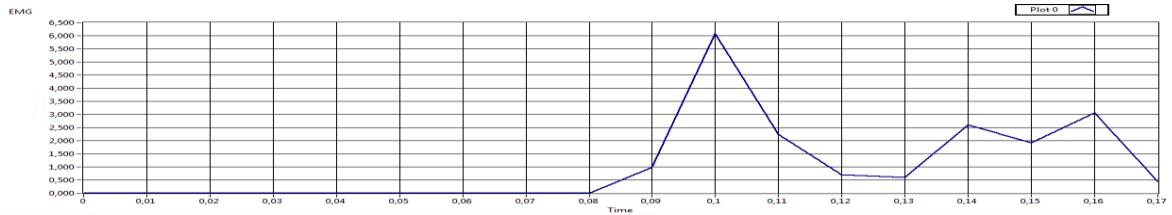


Figura 67. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 2.

Prueba 3.

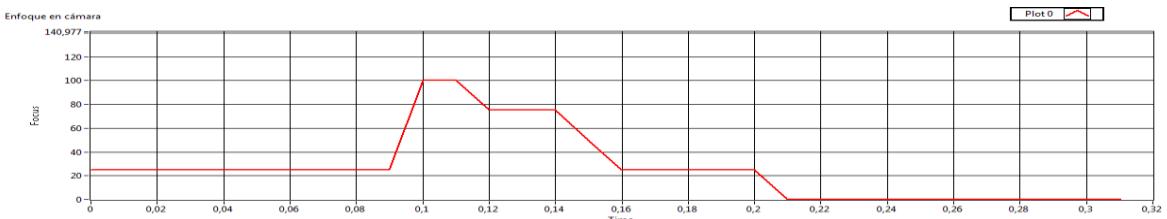


Figura 68. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 3.

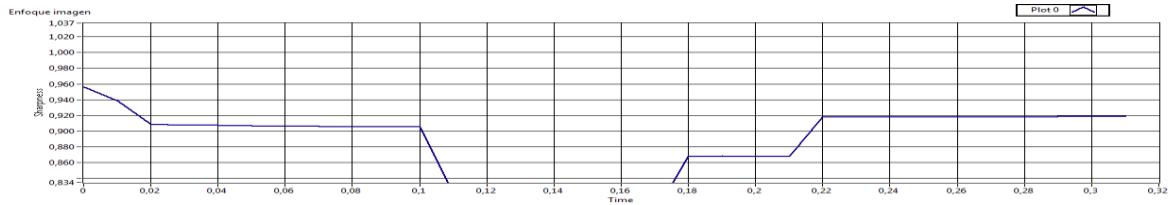


Figura 69. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 3.

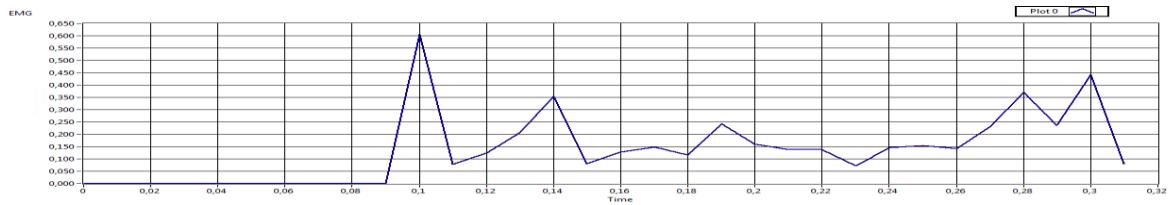


Figura 70. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 3.

#### Prueba 4.

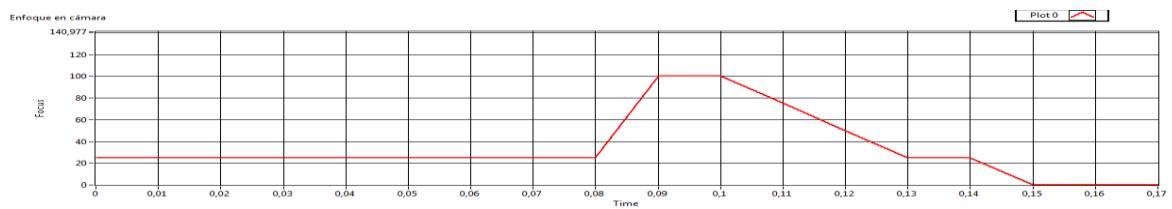


Figura 71. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 2, Prueba 4.

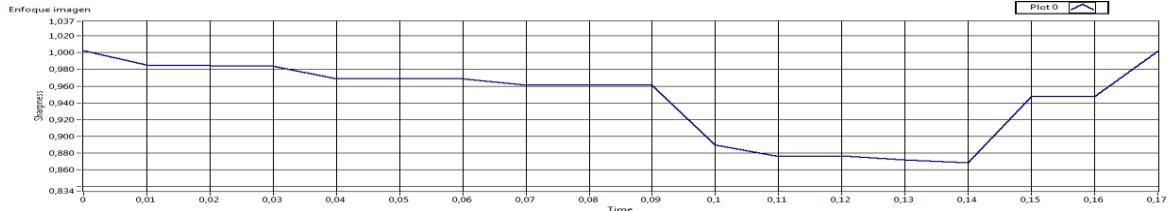


Figura 72. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 2, Prueba 4.

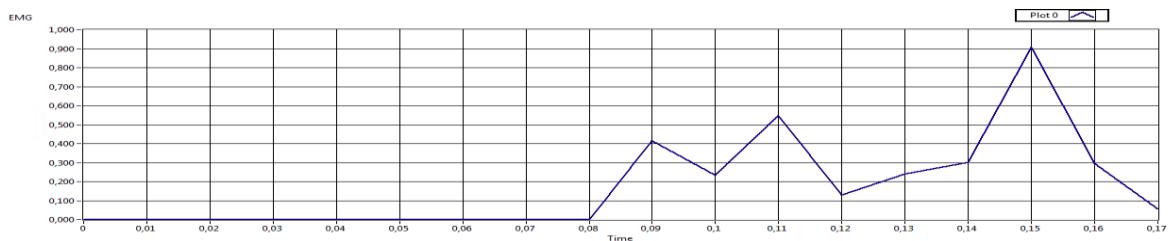


Figura 73. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 2, Prueba 4.

Sujeto de prueba 3.

Prueba 1.

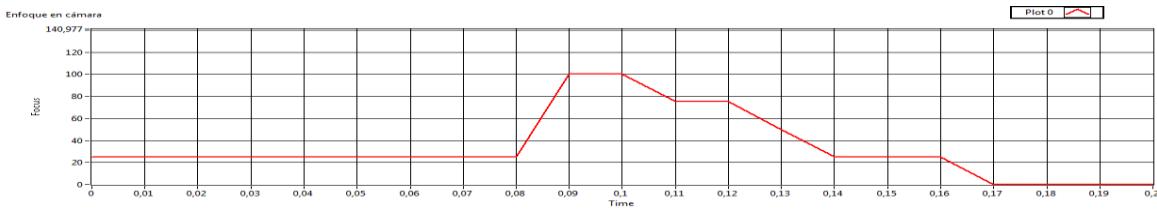


Figura 74. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 1.

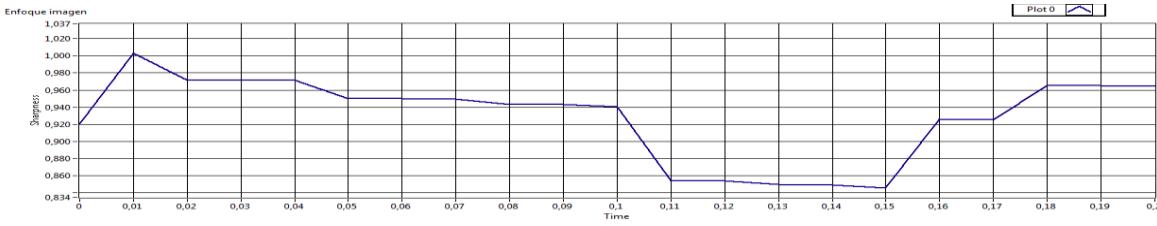


Figura 75. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 1.

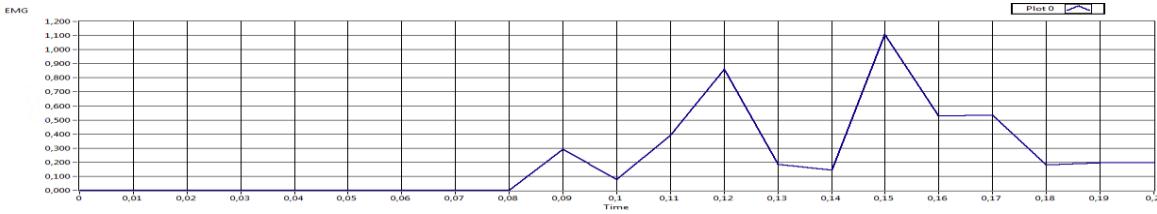


Figura 76. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 1.

Prueba 2.

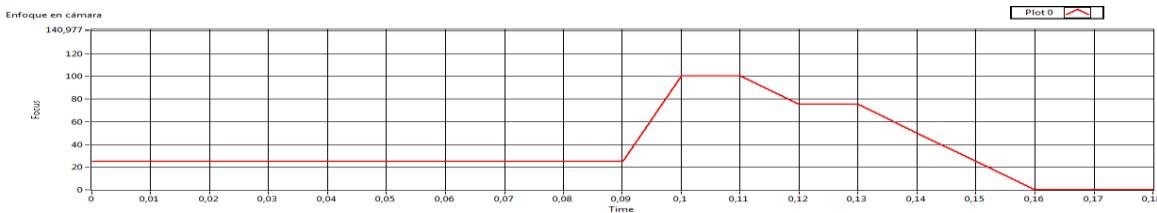


Figura 77. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 2.

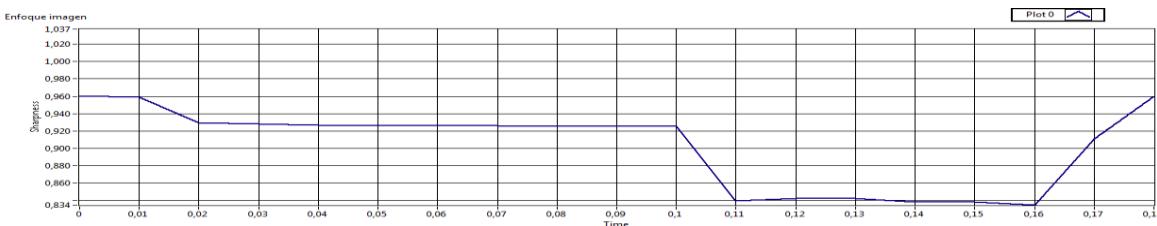


Figura 78. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 2.

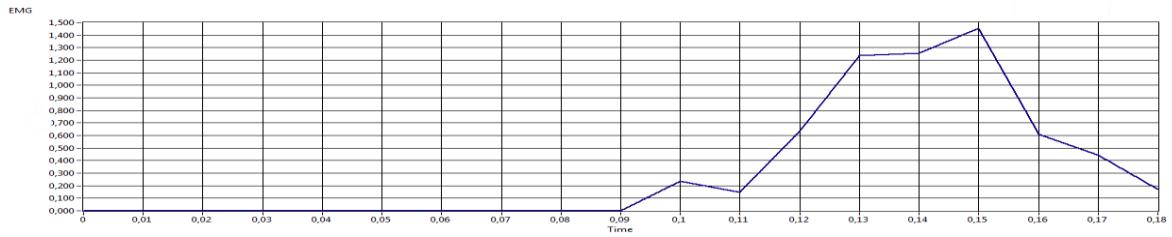


Figura 79. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 2.

Prueba 3.

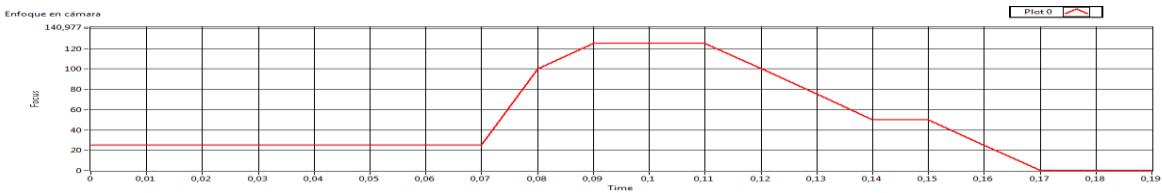


Figura 80. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 3.

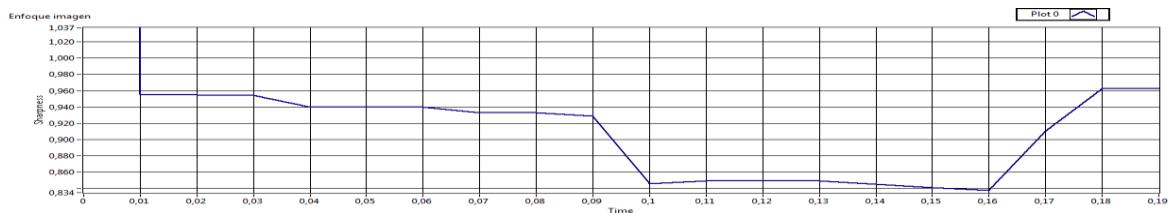


Figura 81. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 3.

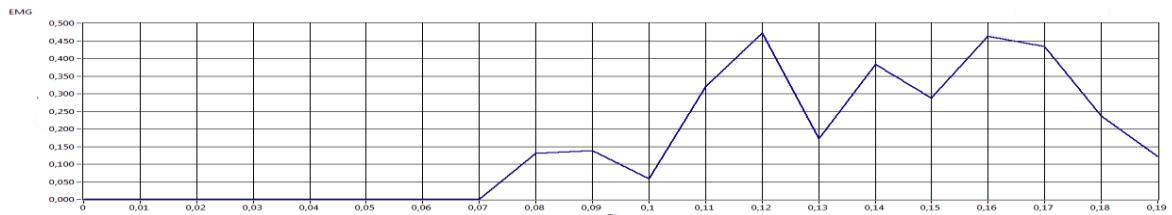


Figura 82. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 3.

Prueba 4.

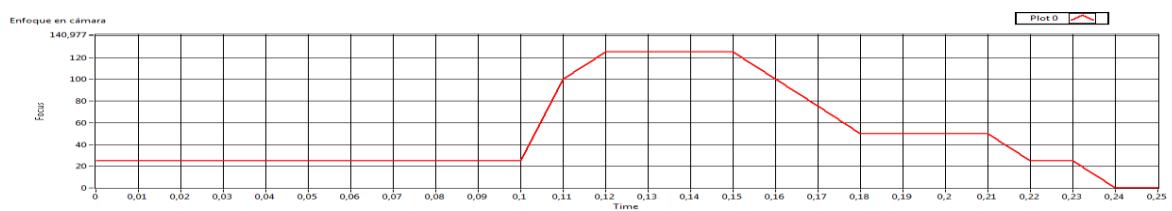


Figura 83. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 4.

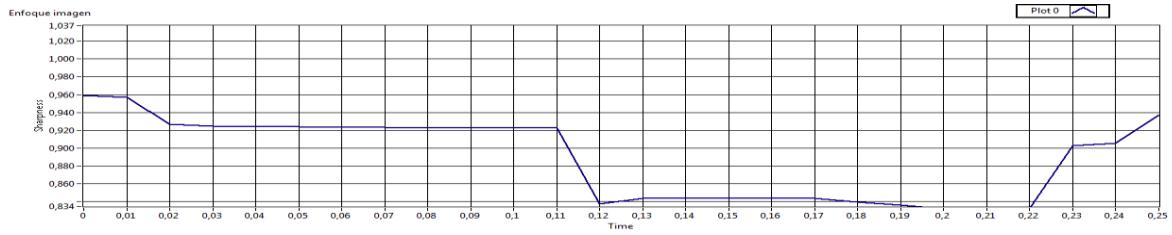


Figura 84. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 4.

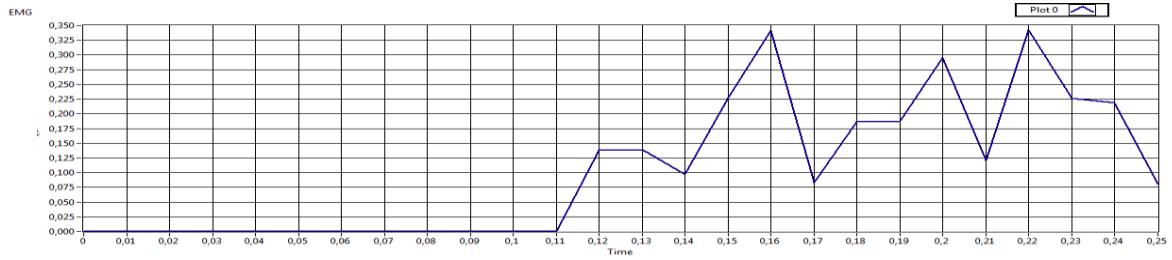


Figura 85. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 4.

## Prueba 5.

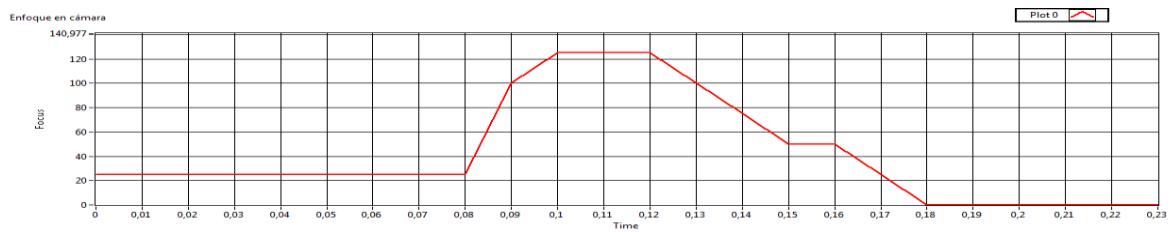


Figura 86. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 3, Prueba 5.

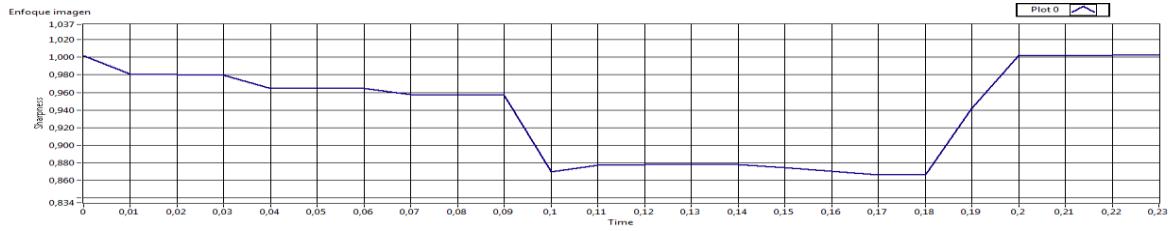


Figura 87. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 3, Prueba 5.

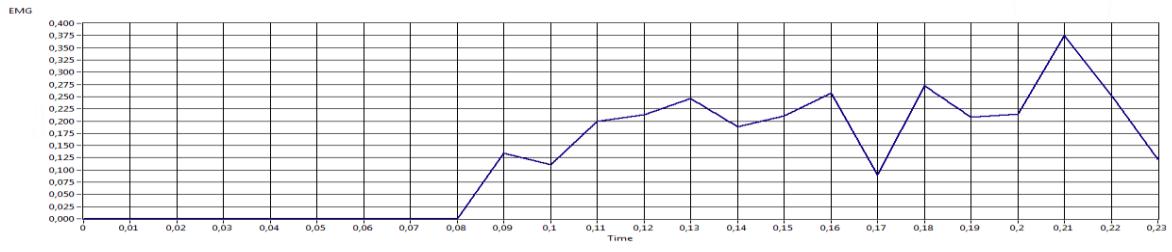


Figura 88. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 3, Prueba 5.

Sujeto de prueba 4.

Prueba 1.

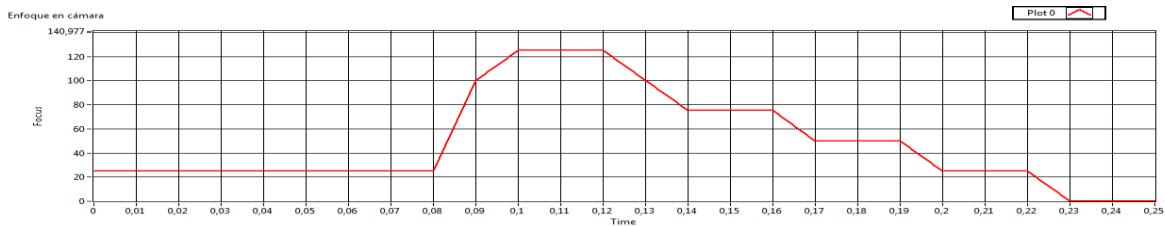


Figura 89. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 1.

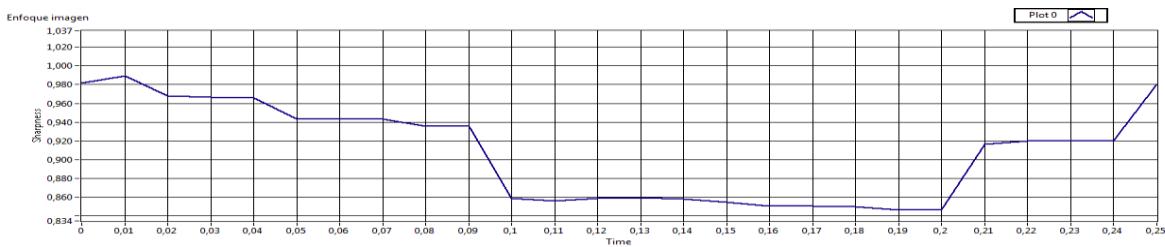


Figura 90. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 1.

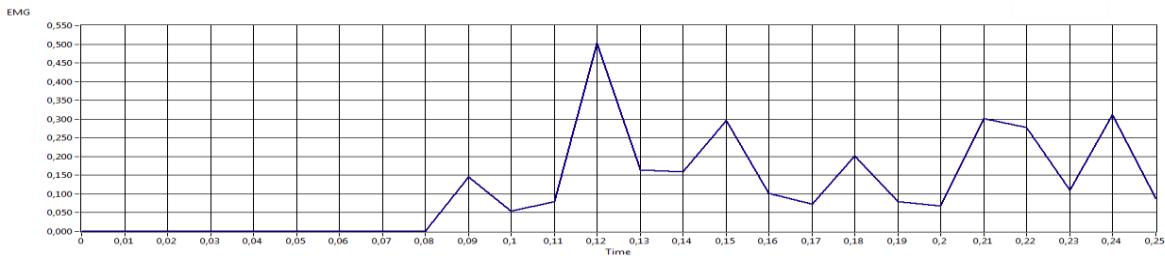


Figura 91. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 1.

Prueba 2.

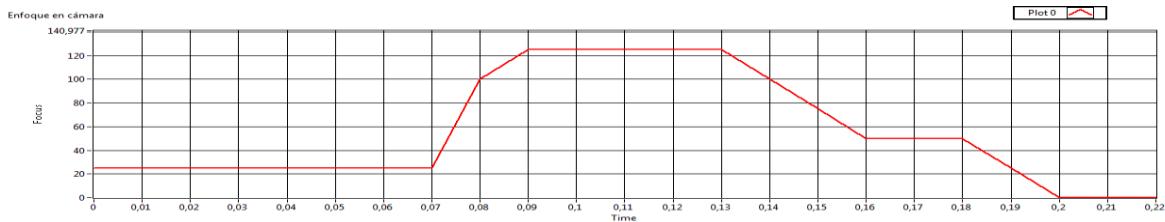


Figura 92. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 2.

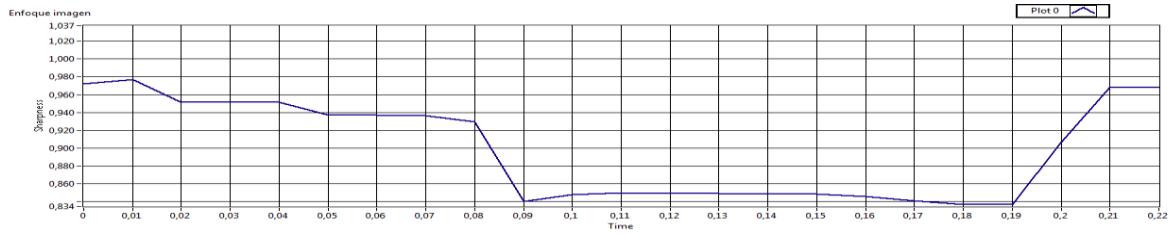


Figura 93. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 2.

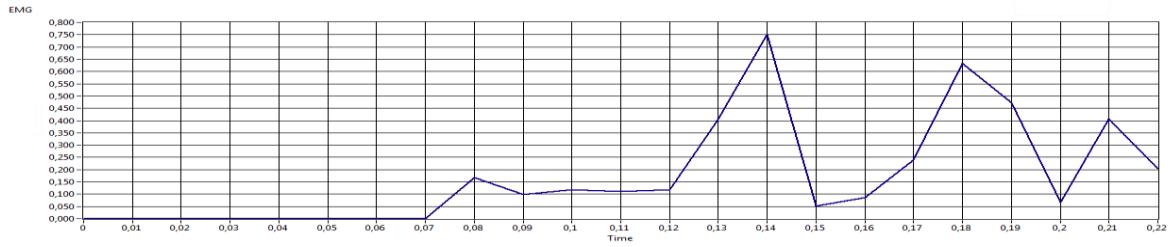


Figura 94. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 2.

### Prueba 3.

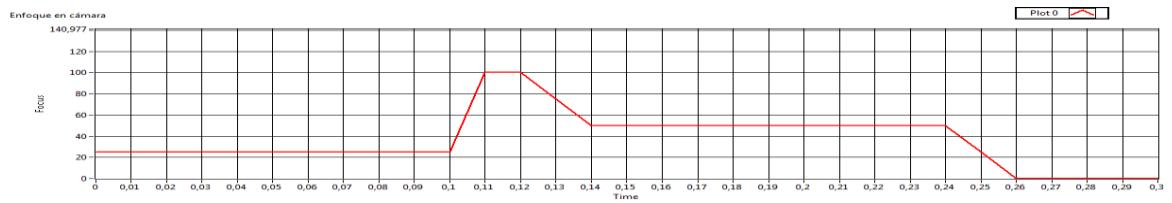


Figura 95. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 3.

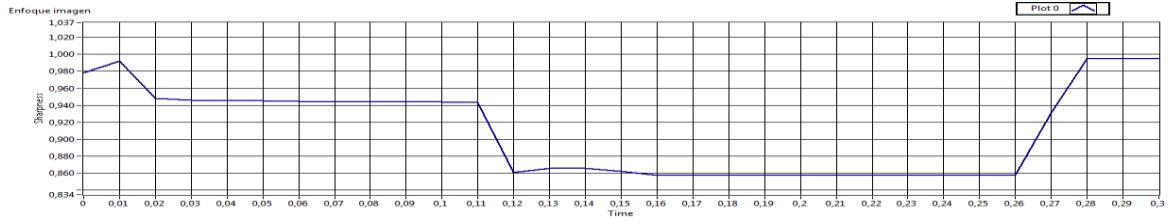


Figura 96. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 3.

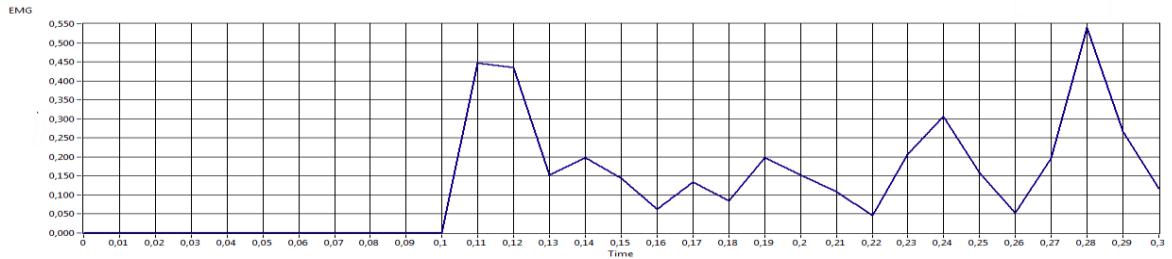


Figura 97. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 3.

## Prueba 4.

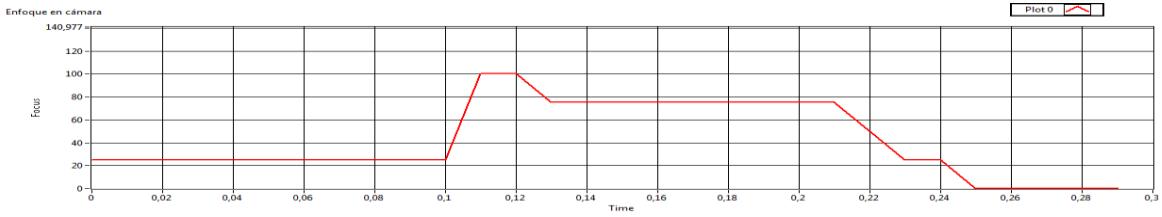


Figura 98 . Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 4.

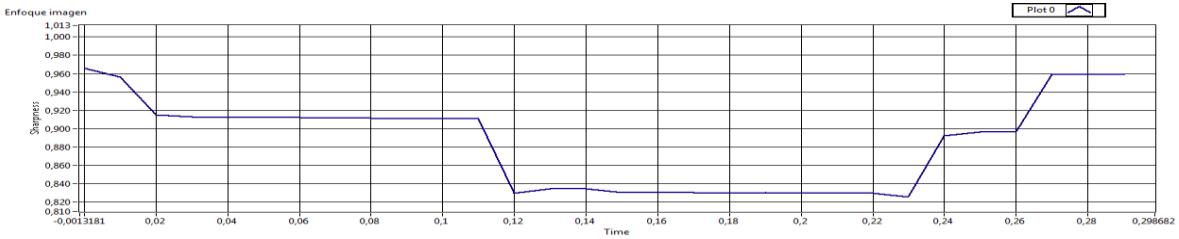


Figura 99. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 4.

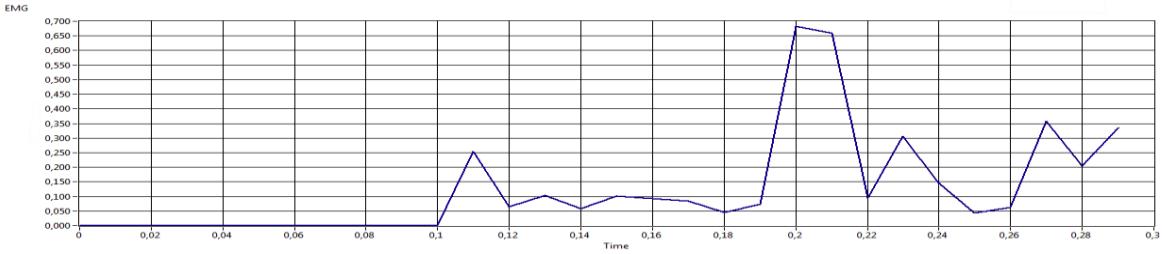


Figura 100. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 4.

## Prueba 5.

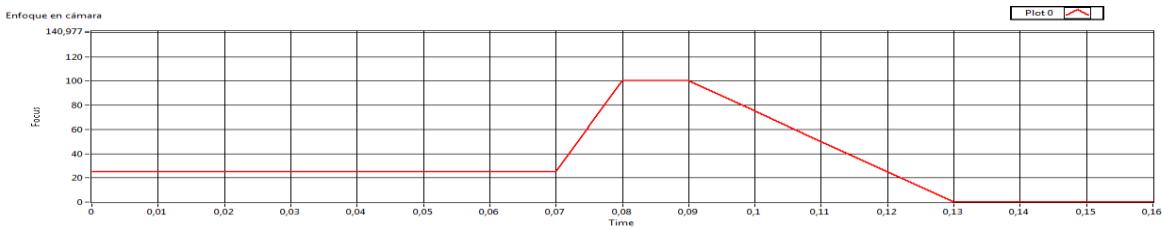


Figura 101. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 4, Prueba 5.

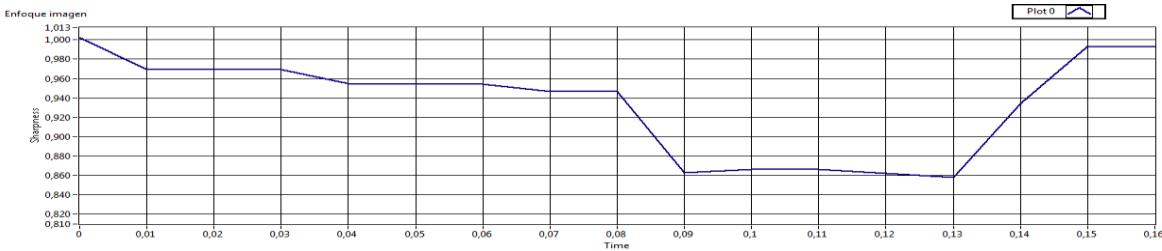


Figura 102. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 4, Prueba 5.

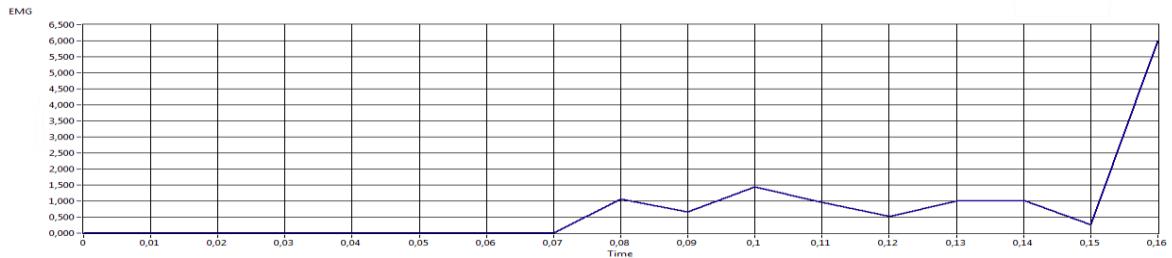


Figura 103. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 4, Prueba 5.

Sujeto de prueba 5.

Prueba 1.

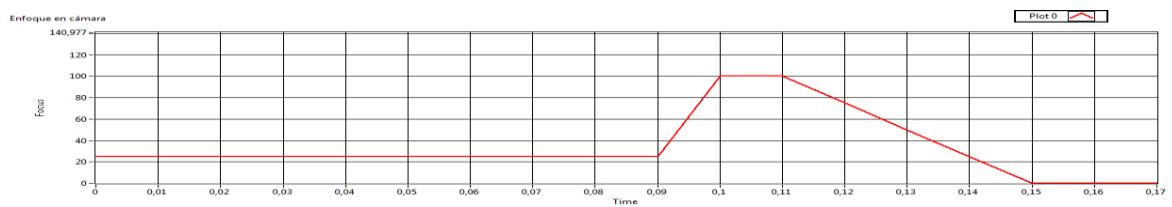


Figura 104. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 1.

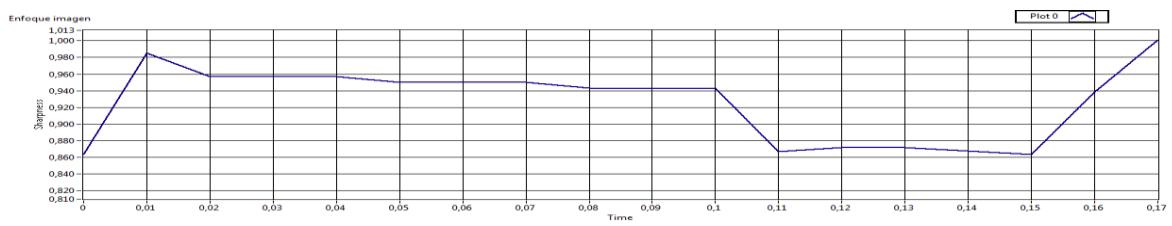


Figura 105. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 1.

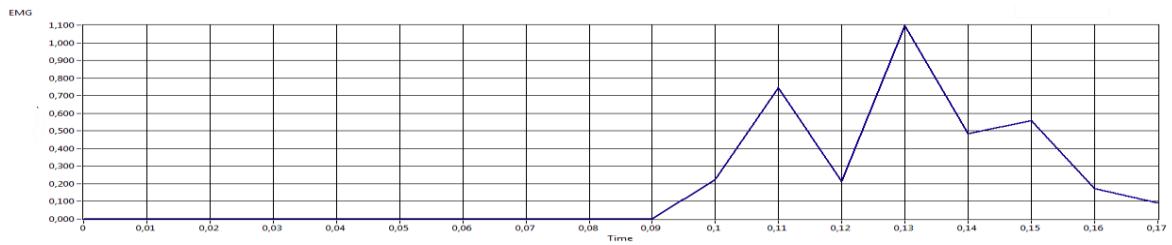


Figura 106 . Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 1.

Prueba 2.

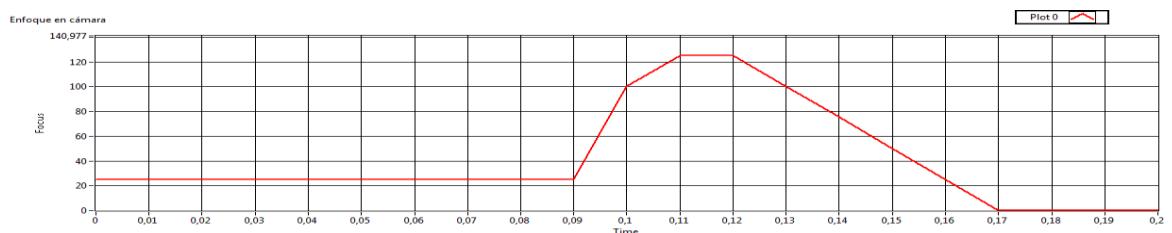


Figura 107. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 2.

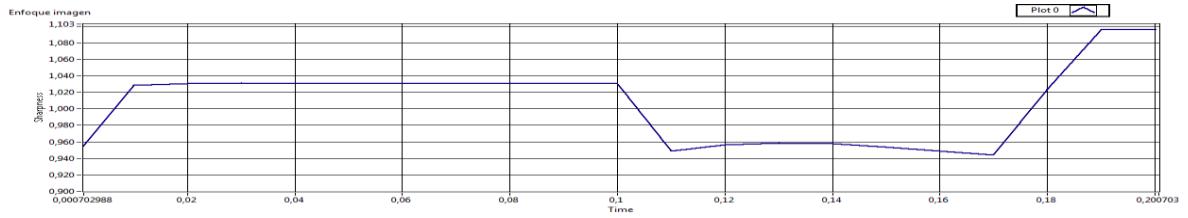


Figura 108. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 2.

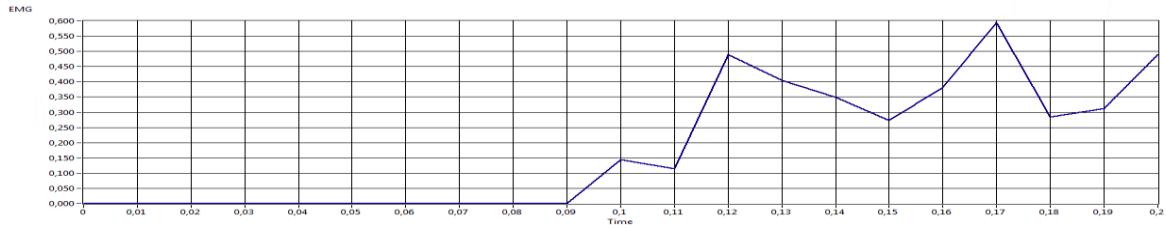


Figura 109. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 2.

### Prueba 3.

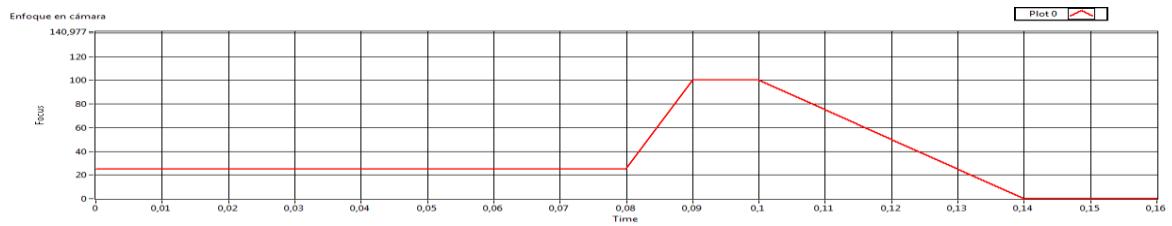


Figura 110. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 3.

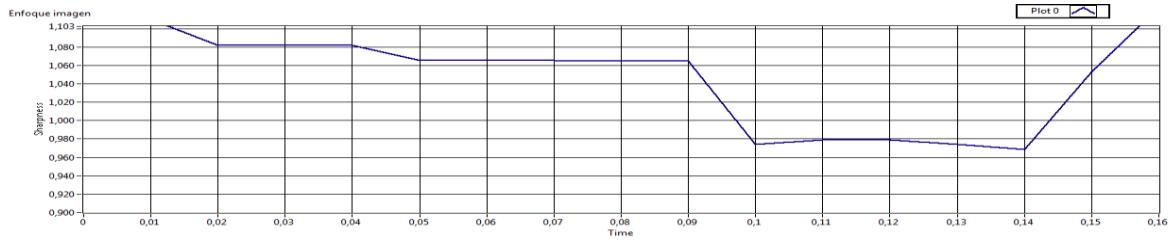


Figura 111. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 3.

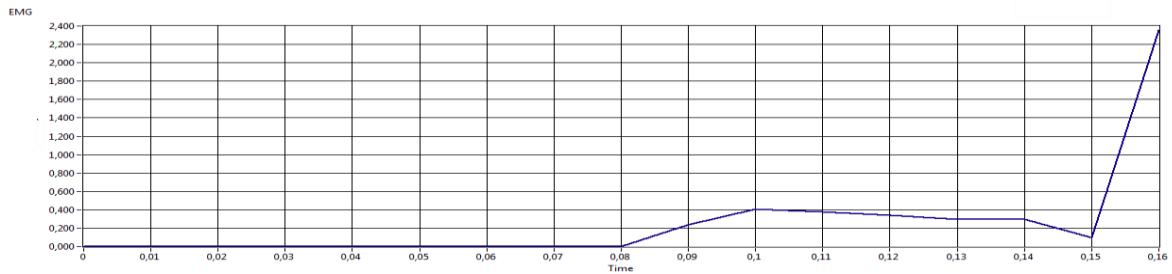


Figura 112. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 3.

## Prueba 4.

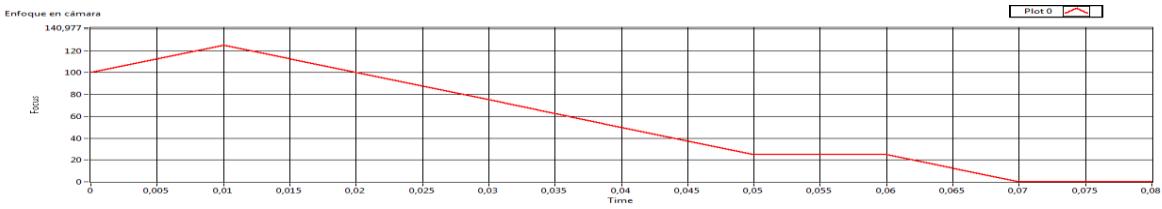


Figura 113. Enfoque en la Cámara de Sujeto de Prueba 5, Prueba 4.

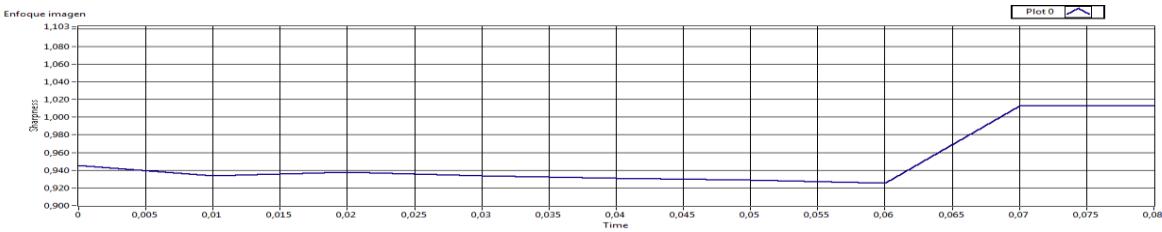


Figura 114. Enfoque de Imagen de Sujeto de Prueba 5, Prueba 4.

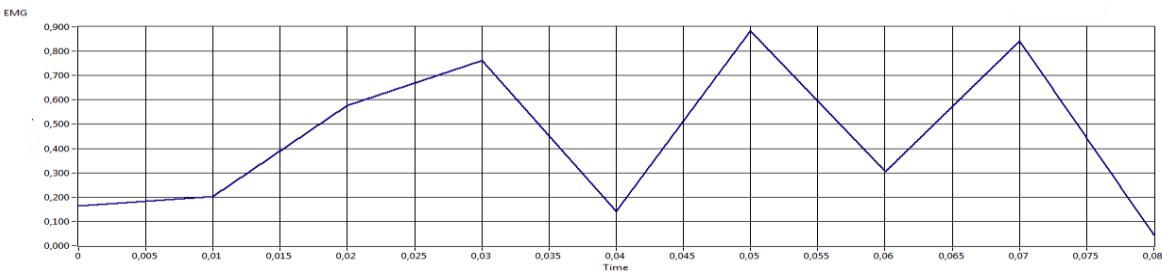


Figura 115. Valor RMS de Señal EMG Rectificada del Sujeto de Prueba 5, Prueba 5.