



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CONTROL BIOELÉCTRICO DE UN ROBOT PARA LA ASISTENCIA DE DISCAPACIDAD DE EXTREMIDADES SUPERIORES.

JACQUELINE MONSERRATH VALLEJO YÉPEZ

Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo, presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH, como requisito parcial para la obtención del grado de:

**MAGISTER EN SISTEMAS DE CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN
INDUSTRIAL**

Riobamba – Ecuador

Mayo - 2018



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CERTIFICACIÓN

EL TRIBUNAL DEL TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA QUE:

El **Trabajo de Titulación** modalidad **Proyectos de Investigación y Desarrollo**, titulado: “CONTROL BIOELÉCTRICO DE UN ROBOT PARA LA ASISTENCIA DE DISCAPACIDAD DE EXTREMIDADES SUPERIORES”, de responsabilidad de la Ing. Jacqueline Monserrath Vallejo Yépez, ha sido prolijamente revisado y se autoriza su presentación.

Tribunal:

ING. FREDY PROAÑO ORTIZ; Ph.D

PRESIDENTE

FIRMA

ING. FELIX VLADIMIR BONILLA VENEGAS; M.Sc.

DIRECTOR

FIRMA

ING. DANIEL MIDEROS MORA; Ph.D.

MIEMBRO

FIRMA

ING. FAUSTO FREIRE CARRERA; Ph.D.

MIEMBRO

FIRMA

Riobamba, Mayo - 2018

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, Jacqueline Monserrath Vallejo Yépez, declaro que soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en el **Trabajo de Titulación modalidad Proyecto de Investigación y Desarrollo**, y el patrimonio intelectual generado por la misma pertenece exclusivamente a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

JACQUELINE MONSERRATH VALLEJO YÉPEZ

060317530-8

DEDICATORIA

Todo este gran esfuerzo lo dedico a mi padre, madre, hijas ya que nunca me dejaron sola. A toda mi familia, por siempre estar pendiente de mi persona. A mis amigos y amigas por aquellas palabras de aliento y las llamadas de apoyo, pero en especial gracias a mi madre para quien la distancia no ha sido impedimento en su afán de brindarme apoyo e incondicional amor, gracias a sus consejos he podido culminar con éxito esta nueva meta.

Jacqueline Monserrath Vallejo Yépez.

AGRADECIMIENTO

De todo corazón, agradezco a Dios por la fuerza de voluntad que me dio cada momento para poder culminar con esta meta. A mi mamita Hilda Yépez por ser mi apoyo permanente, haber confiado en mi capacidad, por haberme dado la vida y poder gozar de este triunfo.

A mis hijas Melanie y Sharlyn que sea motivo de inspiración y ejemplo para que ellas lleguen a cumplir muchas metas en sus vidas, a mi papi, esposo por la paciencia, esfuerzo y confianza que me han regalado; a mi abuelito, abuelita por su apoyo permanente.

A mi tutor de tesis Ingeniero Vladimir Bonilla por el tiempo, la paciencia brindados, a los profesores por compartir su conocimiento y sabiduría; a los amigos Ing. Fernando por su apoyo permanente en la realización de mi tesis, a todos mil gracias, por ayudar hacer realidad mi sueño.

Jacqueline Monserrath Vallejo Yépez.

TABLA DE CONTENIDOS

PORTADA	¡Error! Marcador no definido.
CERTIFICACIÓN	ii
DERECHOS INTELECTUALES	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE TABLAS	x
RESUMEN	xii
ABSTRACT.....	xiii
CAPÍTULO I.....	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Planteamiento del problema.....	1
1.2. Justificación de la Investigación	2
1.3. Objetivos	7
1.3.1. Objetivo General	7
1.3.2. Objetivos Específicos.....	7
CAPÍTULO II.....	8
2.1. Estado del Arte.....	8
CAPÍTULO III.....	11
3. METODOLOGÍA	11
3.1. Modalidad de Investigación	11
3.2. Recolección de la información.....	11
3.3. Selección del Músculo	12
3.4. Obtención de las Señales Electromiográficas.	14
3.5. Modelo en V.....	17
3.5.1. Diseño Conceptual	19
3.6. Diseño del Sistema Mecatrónico.....	21
3.6.1. Diseño Mecánico del robot Manipulador.....	21
3.6.2. Diseño CAD del Robot Manipulador.....	26
3.6.3. Sistema de Tratamiento y Análisis de las señales EMG.	28
3.6.4. Sistema de identificación y estimación de parámetros del movimiento.	34

3.6.5. Procesamiento y Análisis de Imagen.	36
3.6.6. Diseño Electrónico	40
3.6.7. Funcionamiento del Sistema de Control.	41
CAPÍTULO IV	47
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	47
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	61
CONCLUSIONES	61
RECOMENDACIONES.....	63
BIBLIOGRAFÍA	64
Bibliografía	64
ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama de bloques de la metodología desarrollada.	3
Figura 2: Diagrama de bloques del proceso de detección y acondicionamiento de señales mioeléctricas.	4
Figura 3: Esquema general de control EMG	5
Figura 4: Diagrama de bloques del sistema EMG.....	6
Figura 5: Diagrama general del control de una prótesis transfemoral mioeléctricas	6
Figura 6: Robot asistencial MATS	10
Figura 7: Selección del músculo y ubicación del brazalete de electrodos myo	13
Figura 8: Electromiograma sensor 4 bíceps (participante con discapacidad)	14
Figura 9: Electromiograma sensor 8 tríceps (participante con discapacidad).....	15
Figura 10: Electromiograma sensor 4 ubicado en el bíceps.	16
Figura 11: Espectrograma de las señales electromiográficas.	17
Figura 12: Modelo en V.	18
Figura 13: Diagrama funcional del sistema de control del robot.	20
Figura 14: Robot Manipulador de 3 Grados de Libertad	22
Figura 15: Relación de ángulos para encontrar	25
Figura 16: Grados de libertad controlados en el robot: Vista superior derecha	26
Figura 17: Grados de libertad controlados en el robot: Vista lateral.....	28
Figura 18: Arquitectura del programa diseñado en Matlab – Simulink	29
Figura 19: Representación gráfica del Integrado IEMG	31
Figura 20: Representación Gráfica de los indicadores MNP, MNF.....	33
Figura 21: Estructura de la RNA utilizando los datos del análisis estadístico y espectral.	35
Figura 22: Ambiente de trabajo.....	37
Figura 23: Etapas de procesamiento de imagen	37
Figure 24: Adquisición de imagen en Matlab.....	38
Figura 25: Diagrama de etapa de procesamiento de imagen para reconocimiento de objetos	39
Figura 26: Estructura del procesamiento de imagen para reconocimiento.....	39
Figura 27: Etiquetas de color sobre circunferencias encontradas en la imagen procesada.	40
Figura 28: Conexión del circuito para dispositivos electrónicos.....	41
Figura 29: Diagrama de control del sistema.....	42
Figura 30: Imagen vista desde la cámara de detección	43
Figura 31: Espacio de alcance del extremo operativo	43
Figura 32: Alimentación de usuario y apertura de pinza mediante gesto del brazo.....	44
Figura 33: Identificación de variables para la etapa de control.....	45
Figura 34: sEMG del 8vo sensor triceps.....	49
Figura 35: Señal de control para posicionar el servomotor	49
Figura 36: sEMG del 4 sensor bíceps.....	50
Figura 37: Comportamiento deseado generado por la condición del sistema (salida en grados)	50
Figura 38: Diseño electrónico	51
Figura 39: Detección de objetos circulares en la imagen.	53
Figura 40: Tiempo de retardo en procesamiento de imagen	53

Figura 41: Secuencia de imágenes para determinar el seguimiento de posición de los objetos de interés: (a- c) variación de posición de usuario, (d-f) variación de posición del plato	54
Figura 42 Seguimiento de los puntos de interés en el plano de imagen.	55
Figura 43: Seguimiento de los puntos de interés en metros	55
Figura 44:Posicionamiento del extremo operativo de acuerdo con la posición de los puntos de interés en todos los ejes.....	56
Figura 45: Errores de posición en los tres ejes	57
Figure 46: Tiempo de retardo para el experimento	57
Figura 47: Reconocimiento de gestos generados por el brazo del usuario.....	58
Figura 48: Modificación de velocidad a partir de señales bioeléctricas.....	59
Figura 49: Integración entre la señal electromiográfica y la ubicación de puntos de interés a través de la cámara.....	59
Figura 50: Los tiempos de computadora requerido para ejecutar el procesamiento de toda la secuencia.	60

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Parámetros antropomórficos del brazo	13
Tabla 2: Parámetros antropomórficos del brazo	16
Tabla 3: Requerimientos de diseño del brazo robótico.	19
Tabla 4: Número de neuronas ocultas y error RNA tomada del bíceps análisis estadístico.....	36
Tabla 5: Número de neuronas ocultas y error RNA tomada del bíceps análisis espectral	36
Tabla 6: Datos Obtenidos en archivos. mat	47
Tabla 7: Consumo de potencia dadas posiciones de la boca y velocidades diferentes.....	52

RESUMEN

El objetivo del presente trabajo fue el diseño e implementación de una interfaz entre el sistema del control de un manipulador y un sistema de tratamiento de señales electromiográficas superficiales (sEMG). La obtención de datos se realizó a partir de señales sEMG que fueron tomadas del músculo bíceps y tríceps mediante un brazalete Myo, que lee la actividad muscular por medio de sensores superficiales. El programa que permite procesar, identificar, validar y controlar el robot por medio de las señales provenientes del brazo se lo ejecuta en la plataforma Simulink de Matlab. Para la extracción de características de las señales electromiográficas se realizó el análisis a partir de aproximación en el tiempo y en la frecuencia, comprobando que los parámetros obtenidos en la extracción de características son: Integrado electromiográfico (IEMG), Media del valor absoluto (MAV), Media cuadrática (RMS), varianza (VAR) y (SSI), Frecuencia de potencia mediana (MNP), Frecuencia de potencia media (MNF), (SM3), tienen como objetivo el identificar los diferentes movimientos del brazo en las posiciones de extensión y contracción del codo.

Para clasificar los movimientos se utilizó una red Neuronal Artificial que permite activar los grados de libertad del robot. Para la interfaz entre el sistema y el robot se utilizó un microcontrolador, el cual genera las acciones de control para el robot, y envía datos a la herramienta Matlab Simulink para las pruebas HIL y SIL.

Adicionalmente, Se implementó una cámara de video en el robot la misma que entrega información de la posición de la boca y del plato. La información de la cámara provee las coordenadas de la posición de la boca y de la ubicación de los alimentos en la mesa.

Palabras Claves: < ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFICIE>, < RED NEURONAL ARTIFICIAL >, <MANIPULADOR >, <BRAZALETE MYO>, <SIMULINK (MATLAB)>, <ARDUINO (SOFTWARE – HARDWARE)>, <HMI>

ABSTRACT

The aim of this research work was to design and implement an interface between a control system of a manipulator and treatment system of superficial electromyographic signals (sEMG). To obtain data, signs sEMG were developed, which were taken from the biceps and triceps muscles through a Myo bracelet, the same that reads the muscular activity by means of superficial sensors. The program that allows to process, identify, validate, and control the robot through signs coming from the arm, it is performed in the Matlab Simulink platform. In order to extract the characteristics of the electromyographic signals an analysis was done starting from the time approaching and frequency, thus, proving that the obtained parameters are: electromyographic integrated (IEMG Spanish acronym), absolute value average (MAV), quadratic average (RMS), median power frequency (MNP), average power frequency (MNF). All those parameters mentioned before have as objective to identify the several arm movements in extension and contraction positions of the elbow. For classifying the movements, an artificial neuronal net was used in order to activate the freedom degrees of the robot. A microcontroller was employed for the interface between the system and the robot, which sends information to the Matlab Simulink tool for the HIL and SIL tests. Also a video camera was implemented for delivering data about the mouth and plate position. The positioning is transformed into meters for correcting the control actions and keeping an expected path to feed the user. The accuracy in acquiring the electromyographic signals can be better by placing an extra sensor at another part of the patient's arm.

KEYWORDS: ENGINEERING SCIENCES AND TECHNOLOGIES – SUPERFICIAL ELECTROMYOGRAPHY – ARTIFICIAL NEURONAL NET – MYO BRACELET –MATLAB MATLAB – ARDUINO.

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema

El número de personas discapacitadas en el Ecuador por la pérdida parcial o total de sus extremidades superiores es considerable. Las últimas estadísticas presentadas por el CONADIS (Consejo Nacional de Discapacidades), indican que existe 401.538 habitantes que presentan discapacidades entre auditivas, físicas, intelectuales, lenguaje, psicológicas, psicosocial, visual, ahora bien, dentro de estos datos reflejados nos indica que 191.384 personas sufren de discapacidad física, las cuales corresponden al mayor porcentaje de entre todas las discapacidades llegando a ser el 48%. Además de este número elevado de personas con discapacidad presentes en el país se suman las personas con amputación en extremidades superiores debido a accidente laborales, es decir el número de personas con discapacidad sigue en aumento.

Ahora bien, el desarrollo tecnológico relacionado con el uso de señales electromiográficas superficiales (sEMG) en tareas de asistencia a personas con limitaciones funcionales está en constante crecimiento por su gran utilidad en el control de dispositivos robótico. Estas señales electromiográficas representan una opción para el análisis de movimientos generados por el usuario humano.

Los parámetros extraídos de las señales sEMG constituyen un método de mayor facilidad y de mejor rendimiento en el momento de realizar su implementación. Luego de la adquisición de parámetros de las señales sEMG, su traducción a comandos que permitan controlar interfaces entre el sistema de control del robot manipulador y el sistema de tratamiento de señales bioeléctricas permitiendo adicionalmente desarrollar aplicaciones en campos tan variados como la medicina, en procesos de rehabilitación y de diagnóstico, la industria, el hogar y el entretenimiento entre otros.

1.2. Justificación de la Investigación

El objetivo 2 del Plan Nacional del Buen Vivir (2013 – 2017) reza: “Auspiciar la igualdad, la cohesión, la inclusión y la equidad social y territorial en la diversidad”, y en la Constitución de la República del Ecuador Art.47.- el estado garantizará políticas de prevención de las discapacidades y de manera conjunta con la sociedad y la familia procurará la equiparación de oportunidades para las personas con discapacidad y su integración social. El presente trabajo tiene como finalidad integrar un sistema de adquisición y tratamiento de señales electromiográficas y el sistema de control de un robot manipulador con el fin de asistir a personas con discapacidad en extremidades superiores en la tarea específica de alimentación, también se implementó una cámara de video la misma que entrega información de las coordenadas de la posición de la boca y la ubicación de los alimentos en la mesa.

Se han realizado diferentes tipos de investigaciones con señales electromiográficas teniendo excelentes resultados entre algunos de ellos podemos citar:

García, J., et al (2014), desarrollaron el trabajo “Adquisición y procesamiento de señales EMG para controlar movimiento de un brazo hidráulico” en este trabajo se presenta el diseño e implementación de un sistema electrónico para registro de las señales electromiográficas de la extremidad superior del usuario, también aplicaron técnicas de procesamiento de las señales registradas, basadas en: análisis wavelet, transformada de Fourier, redes neuronales artificiales, además extracción patrones en cada grupo de señal y clasificarlas en una nueva señal que controle en forma precisa el movimiento que quiere ejecutar el sujeto con el brazo hidráulico. La metodología que se llevó a cabo en este trabajo se muestra en la siguiente figura 1.

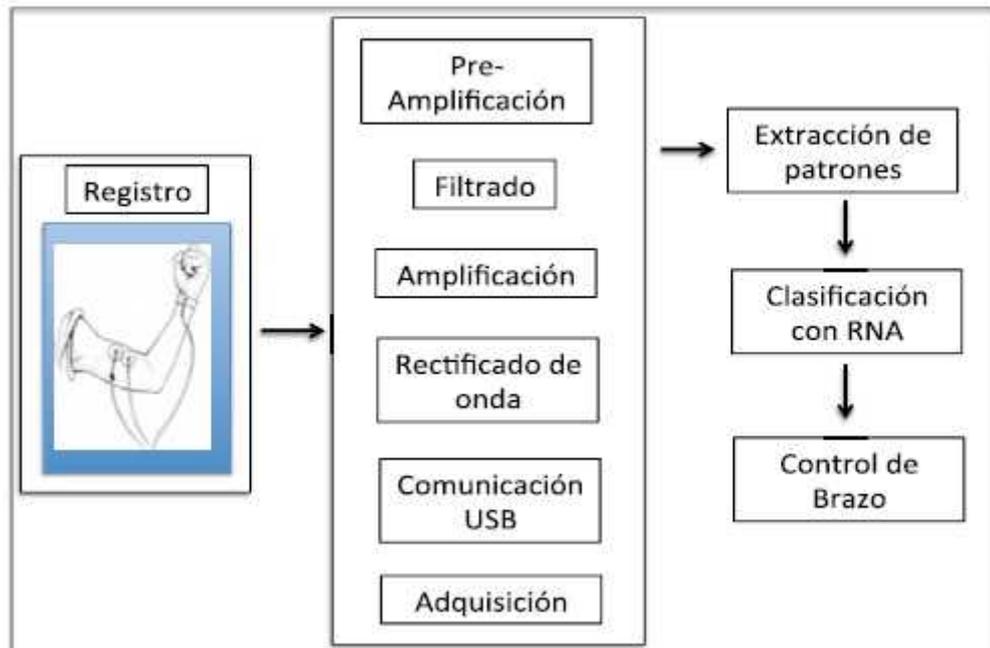


Figura 1:Diagrama de bloques de la metodología desarrollada.
Fuente: García, J., et al (2014)

En la figura se puede observar el diagrama de bloques del sistema donde se demuestra que se puede hacer otro tipo de control con las señales biológicas del cuerpo humano, creando un sistema de adquisición de señales EMG y tener una interfaz hombre – máquina.

Ramiro, Vergara, Vázquez, Hernández & Juárez (2011) desarrollaron el trabajo “Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctricas”. En este trabajo se muestra que es posible utilizar las señales electromiográficas generadas por los músculos del brazo para activar el encendido y apagado de dispositivos electromecánicos. En este trabajo se utilizó amplificadores operacionales, amplificadores de instrumentación, acoples de tierra, filtro pasa alto, filtro pasa bajo y filtro pasa banda. En la figura 2 se describe el proceso que se sigue para captar las señales electromiográficas, para lo cual se requiere de tres etapas principales: detección, acondicionamiento (amplificación y filtrado) y aplicación en un actuador.

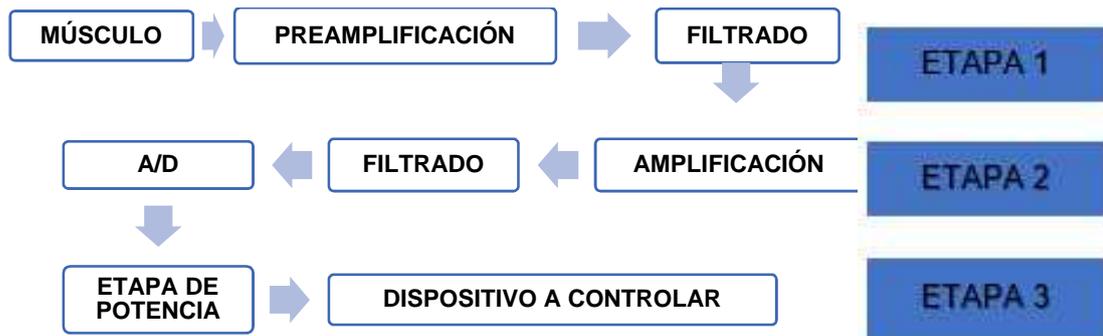


Figura 2: Diagrama de bloques del proceso de detección y acondicionamiento de señales mioeléctricas.

Fuente: (Ramiro, Vergara, Vázquez, Hernández & Juárez, 2011)

Una vez que la señal fue filtrada y amplificada, se utiliza para la activación y desactivación un motor de corriente continua y de una lámpara de 100 watts. Cuando el músculo se contrae se activa el motor, cuando se vuelve a contraer se desactiva el motor y se activa la lámpara. Los resultados obtenidos demostraron que es posible detectar de manera fácil las señales electromiográficas generada por la contracción de los músculos del brazo. También demostraron que se pueden desarrollar dispositivos controlados por electromiografía y la posibilidad de desarrollar prótesis controladas por electromiografía.

Orozco, A., et al (2005) desarrollaron el trabajo “Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial”. En este trabajo se utilizó una metodología que parte del diseño y construcción de un sistema de instrumentación para la captación de señales electromiográficas utilizando normatividad Seniam (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) para electromiografía de superficie y sus características. También aplicaron técnicas de procesamiento y caracterización basadas en: aproximación temporal, modelamiento paramétrico AR (autoregresive), STFT (Short Time Fourier Transform) y Wavelets.

Las técnicas aplicadas permitieron que las señales adquiridas sean analizadas exitosamente teniendo en cuenta la normatividad Seniam para la adquisición de señales sEMG, así como las técnicas de adquisición y procesamiento. La utilización de entornos virtuales tridimensionales muestra que el trabajo puede ser aplicado en procesos industriales como también para ayudar a personas con discapacidad donde el movimiento de un par de músculos es suficiente para controlar un dispositivo que pueda prestar un servicio. El esquema de la figura 3 está diseñado con el fin de caracterizar los

patrones de movimiento del sistema fisiológico brazo-antebrazo, para que sean reconocidos por un clasificador con porcentajes de acierto superiores al 90%. Y para la visualización de resultados se creó un entorno virtual.

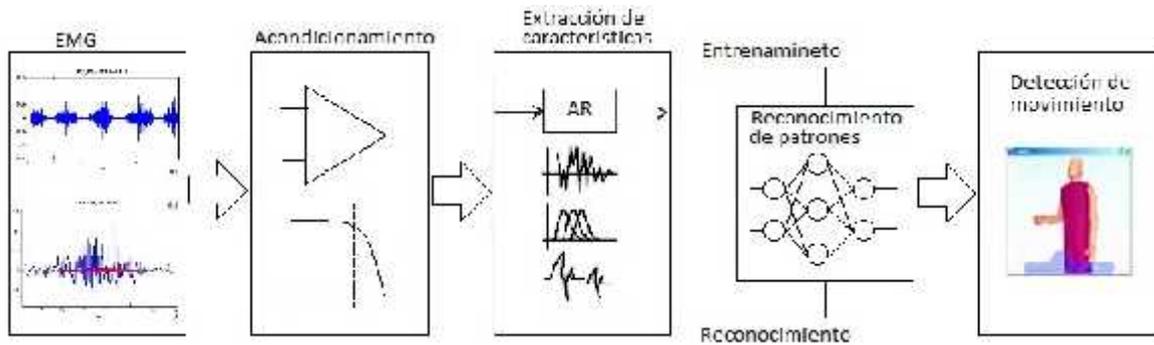


Figura 3:Esquema general de control EMG

Fuente: (Gutiérrez, Orozco y Suárez. 2005).

Riaño & Quintero (2010) desarrollaron el trabajo “Control de una mano virtual usando señales electromiográficas”. En este trabajo se muestra la construcción de un brazalete de electrodos que permiten la detección de señales electromiográficas tomadas en el antebrazo de una persona, con la finalidad de permitir al operador controlar una mano en un ambiente virtual.

En el trabajo se utiliza amplificadores de instrumentación, filtro pasa banda, amplificador de voltaje amplificador sumador, filtro Notch y convertidor A/D. Una vez que la señal fue filtrada y amplificada se procedió al procesamiento de las señales para tener claro cuáles son los métodos de extracción de características tales como: aproximación temporal (cruce por cero, valor RMS, cambio de pendiente y longitud de onda), aproximación espectral (periodograma y espectrograma). También se aplicó el funcionamiento de las redes neuronales y su aplicación como método de inteligencia artificial para la clasificación de patrones de movimiento.

El entorno virtual utilizado para este trabajo sirve para observar una mano y controlar sus movimientos con las señales obtenidas por medio de sEMG sin la necesidad de construir una real. En la figura 4 se puede observar el diagrama de bloques del sistema EMG en base al desarrollo tecnológico relacionado con el uso de señales de origen electrofisiológico en tareas de rehabilitación para pacientes con discapacidad y/o en interacción hombre-máquina.

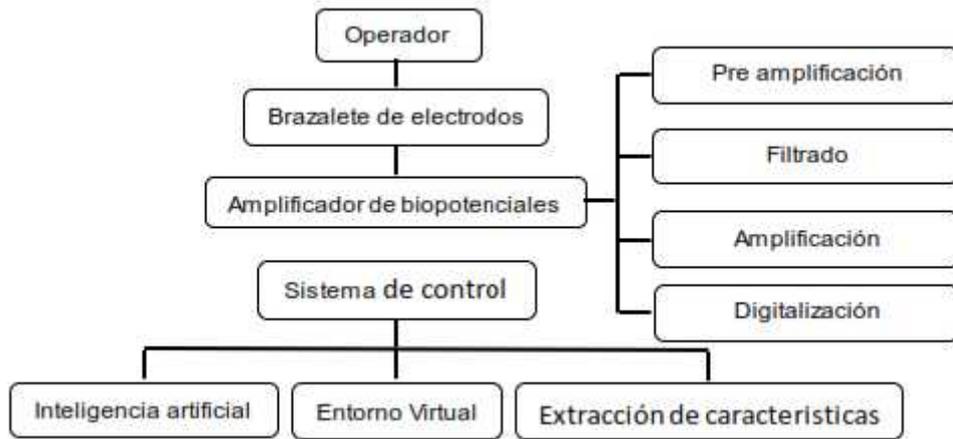


Figura 4:Diagrama de bloques del sistema EMG.

Fuente: (Riaño & Quintero, 2010)

En el 2008 los Ingenieros J. Villarejo, E. Caicedo, O. Campo desarrollaron el trabajo “Detección de la intención de movimiento durante la marcha a partir de señales electromiográficas”. En este trabajo se presenta el desarrollo de un software para el procesamiento, caracterización y clasificación de señales electromiográficas de superficie aplicando técnicas de inteligencia computacional y determinar la función que debe realizar una prótesis transfemoral basada en el sistema de control mioeléctrico en tiempo real. En la figura 5 se pretende implementar un sistema de detección de intención de movimiento a partir de señales EMG producidas en el músculo específico con el fin de obtener una caracterización de intención de movimiento en la pierna.

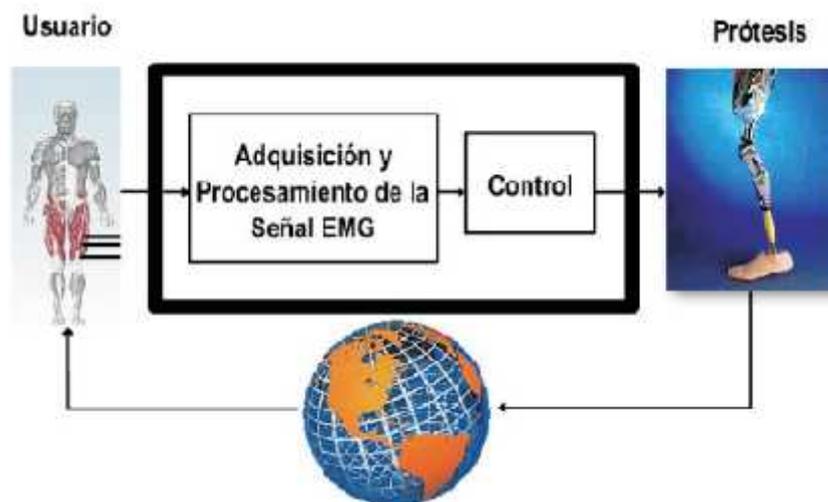


Figura 5:Diagrama general del control de una prótesis transfemoral mioeléctrica

Fuente: (Villarejo, Caicedo & Campo, 2008)

Para la adquisición y análisis de la señal EMG para el control de dispositivos protésicos se implementó los siguientes módulos: Acondicionamiento y procesamiento: filtro pasa

bajo y filtro pasa alto. Extracción de características: dominio del tiempo (valor medio absoluto, valor absoluto medio diferencial, valor medio absoluto en pendiente, amplitud de Willison, varianza de la señal EMG, cruce por cero, cambio de signo en pendiente, valor RMS y momentos de orden superior), modelos autorregresivos (coeficiente del modelo AR), dominio de la frecuencia (potencia promedio, potencia máxima, frecuencia de la máxima potencia y análisis Cepstrum) y tiempo-frecuencia (Wavelet Packet).

1.3. Objetivos

1.3.1. *Objetivo General*

Diseñar e implementar una interfaz entre el sistema del control de un manipulador y un sistema de adquisición y tratamiento de señales electromiográficas.

1.3.2. *Objetivos Específicos*

- Modelar el robot manipulador en un sistema CAD.
- Diseñar el algoritmo de control del manipulador a partir de las señales bioeléctricas.
- Diseñar un sistema de planificación de trayectorias del movimiento del robot según la tarea.
- Implementar la interfaz entre el sistema de control del robot manipulador y un sistema de adquisición y tratamiento de señales sEMG.

CAPÍTULO II

2. MARCO DE REFERENCIA

2.1. Estado del Arte

La evolución de la robótica de servicio ha permitido converger en formas de soporte a personas discapacitadas o limitadas en el movimiento de sus extremidades. Dependiendo de la aplicación, diversos tipos de sistemas robóticos han permitido ayudar a personas mediante sillas de ruedas controladas por gestos faciales (Moon, Lee, Ryu, & Mun, 2003), robots tele operados mediante señales cerebrales para interacción con ambientes externos (Tonin, Carlson, Leeb, & Millán, 2011), grupos de robots conformados en una casa para personas adultas-mayores (Stefanov, Bien, & Bang, 2004), entre otros. Sin embargo, muchos de los afectados requieren un soporte que va más allá de movilidad, siendo la alimentación uno de los objetivos a cumplir.

La alimentación de pacientes mediante soporte robótico requiere en la mayoría de los casos de un espacio estructurado para alcanzar los objetivos de control.

En este aspecto, (Tomimoto, y otros, 2017 (Paper aceptado)) presentan una alternativa para proveer alimentos sólidos a los usuarios. El sistema robótico consta de un efector final que empuja el alimento sólido colocado en un arreglo de platos longitudinales. Para identificar la posición de la boca del usuario, el sistema incluye una cámara Kinect que detecta el movimiento de la cabeza del paciente, tomando de referencia su frente y la nariz. Asimismo, (Herlant, 2016) propone un sistema totalmente autónomo para alimentar personas con daño severo en las extremidades superiores. Mediante una cámara RGB, el sistema detecta el tipo de alimento colocado, funcionando adecuadamente con fruta o elementos sólidos, mientras que falla con alimentos de difícil detección o sopas. Un algoritmo para calcular el tiempo de masticado y la limitación en la cantidad de comida capturada es propuesta, aunque las pruebas experimentales muestran un funcionamiento con limitaciones. En la misma línea, (Guo, Shi, & Yu, 2017) propone un brazo robótico de cuatro grados de libertad para la alimentación de personas, proponiendo un análisis cinemático y planeamiento de trayectorias para alcanzar puntos de interés configurables. Sin embargo, este trabajo no

se centra en el análisis de parámetros importantes de la alimentación, sino que se enfoca en proponer algoritmos de control y experimentación en robots con cuatro articulaciones.

La mayoría de los sistemas se basan en captura de alimentos sólidos, sin embargo, existen otros que se centran en alimentos licuados o líquidos cuando el usuario sufre de parálisis o enfermedades similares. Por ejemplo, (Schröer, y otros, 2015) diseñan el controlador de un manipulador comercial de seis grados de libertad para la identificación del vaso donde se contiene el líquido. La experimentación del sistema robótico propuesto es probada usando una estimación de la ubicación de la boca del usuario, mientras que la planificación de trayectoria desde la boca hacia el vaso es desarrollada mediante el comando de señales electroencefalográficas. En la misma línea, (Looned, Webb, Xiao, & Menon, 2014) desarrollan un trabajo investigativo en el cual se usan comandos generados por señales cerebrales y gestos faciales, con lo cual se busca posicionar el extremo operativo de un brazo robótico en las posiciones de interés. El sistema es experimentado y probado en un ambiente real con resultados satisfactorios.

Más allá de alcanzar el objetivo propuesto, el método en cómo se alimenta a la persona asistida depende del enfoque de los trabajos investigativos. Los trabajos presentados anteriormente al igual que (Partners, 2014) y (Song & J.Kim, 2012) se enfocan en alimentación oral, métodos que no sirven para personas con daño cerebral severo. Para este tipo de casos donde el usuario no puede interactuar con el sistema robótico, existe otro método de alimentación basado en sondas nasogástricas. En este caso, (Dematteo, 2017) hace un estudio del método de alimentación por sondas cuando el paciente sufre de daño cerebral, denotando los requisitos que un sistema debería tener para un control adecuado del mecanismo. Sin embargo, no se implementa la solución robótica para suplir la necesidad.

A nivel nacional, el único trabajo investigativo similar a los presentados anteriormente para asistencia a personas con capacidades especiales es el presentado por (Solís & Tapia, 2016), donde se desarrolla un brazo robótico de seis grados de libertad comandado por gestos faciales, analizando desde la modelación cinemática del robot hasta pruebas experimentales para comprobar su funcionamiento.

(Sena, 2013), en uno de sus artículos pública que un grupo de investigación de automatización y control de la Universidad de Pamplona, apoyados de la Red Tecnoparque Nodo Ocaña crean un robot asistencial para personas con limitaciones de movilidad. El proyecto consistió en la construcción de un brazo robótico asistencial con cuatro grados de libertad, que mediante comandos de voz realiza tres funciones básicas como: dar de beber con pitillo, cepillar los dientes alimentar con cuchara. El diseño fue realizado con el software SolidWorks. Para el funcionamiento del robot el paciente debe tener a su lado una computadora con un aplicativo que lee los comandos de voz y por medio de un programa matemático realiza el procesamiento del espectro de voz, de allí toma el comando que se le ha dado, dándole movilidad al brazo. El material con el que fue construido, un plástico de alto impacto desarrollado en una impresora 3D. Su costo diez millones de pesos que equivale aproximadamente a 3400 dólares.



Figura 6: Robot asistencial MATS

Fuente: (Barrientos, Peñín, & al., 2013)

En relación con los trabajos anteriormente expuestos, se puede afirmar que los objetivos del presente trabajo son alcanzables y presentan aportación técnica relevante para trabajos y proyectos futuros. A través de la adquisición de señales sEMG y visión artificial, el control del robot manipulador es posible, para lo cual se plantea realizar la adquisición y el tratamiento de las señales sEMG. Una adecuada adquisición de señales electromiográficas pueden lograr que el enlace bioelectrónico entre el operador y manipulador de 3 grados de libertad se realice de forma correcta y apropiada para satisfacer la propuesta, donde la detección de objetos por visión complementará las acciones de control.

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA

3.1. Modalidad de Investigación

El presente trabajo es una aportación técnica que tendrá relación con elementos de orden teórico-conceptual y con perspectivas analíticas – interpretativas, a partir de lo cual se recopilarán, los datos y experiencias obtenidas durante el proceso investigativo, para luego convertirlos en aplicaciones tecnológicas que permitan el control del robot asistencial a través de la adquisición de señales EMG y visión artificial. La presente investigación se desarrolló utilizando:

Investigación Bibliográfica, Revisión científica de los contenidos del tema de investigación se realizó consultando en libros de robótica, visión artificial, papers de trabajos realizados con señales electromiográficas, redes neuronales, y detección de objetos por visión.

Investigación de Campo, para lo cual se realizó un estudio sistemático de la situación para la adquisición de sEMG, su clasificación, procesamiento y extracción, así como también el entrenamiento de una RNA para el reconocimiento de patrones y complementado con detección de objetos por visión artificial.

3.2. Recolección de la información

Fuentes, técnicas e instrumentos.

Para el presente proyecto se recopiló información de libros, internet, revistas científicas, trabajos de investigación, papers, patentes, guías del tutor para el desarrollo del proyecto, entrevistas a entendidos de la materia a fin de conocer sus puntos de vista y sus experiencias con las diversas aplicaciones tecnológicas que se pretenden emplear para el control del robot asistencial para personas con discapacidad de extremidades superiores en la tarea de alimentación, etc.

Una vez que se ha obtenido la información necesaria acerca de la investigación, esta fue procesada de manera ordenada y sistemática de acuerdo con el modelo en V que consiste en las siguientes etapas:

- Requerimientos del robot
- Diseño de Concepto (Diagrama funcional del sistema de control del robot)
- Diseño de Componentes
- Integración del sistema de control
- Pruebas
- Validación.

3.3. Selección del Músculo

El brazalete Myo es una herramienta que permite la adquisición de señales EMG superficiales de ocho electrodos, la medición de los giros realizados por el brazo, y la estimación de las características del movimiento: aceleración, velocidad y posición angular. La transmisión de información es inalámbrica, la cual se realiza a un PC mediante un canal BLUETOOTH.

En la etapa inicial es preciso localizar los músculos específicos donde será colocado el brazalete, la selección de los músculos depende de los tipos de movimientos que se analizarán. Posteriormente, se realizaron movimientos de flexión - extensión del codo formando ángulos de 130, 90 y 45 grados, por lo cual los músculos que intervienen en dicha función es el bíceps y tríceps como músculo de análisis, debido a que estos permiten la movilidad de la articulación del codo (Kapandji, 1988). En la investigación (Vladimir Bonilla 2014), se demostró que de la señal sEMG del bíceps y tríceps se puede obtener información del movimiento que realiza la articulación del codo (flexión - extensión), además se estimó el desplazamiento y velocidad angular a partir de las señales EMGs.

Los movimientos de flexión – extensión de la articulación del codo formando ángulos de 130, 90, 45 grados permiten controlar la velocidad de ejecución de la tarea de alimentación asignada al robot manipulador. A mayor ángulo, mayor velocidad en los actuadores del robot. Importante notar que la velocidad del sistema de actuadores es controlada por los drivers. Las redes neuronales envían una estimación de la velocidad que se desea para realizar la tarea de alimentar a la persona.

Con el objetivo de analizar las señales sEMG, se estableció un protocolo de pruebas. Primero se seleccionó a los participantes del experimento, los parámetros antropomórficos del brazo fueron los siguientes:

Tabla 1: Parámetros antropomórficos del brazo

Nº	Peso	Altura	Longitud del brazo	perímetro del bíceps	perímetro del tríceps
1	55kg	1.58m	36cm	28cm	26cm
2	75kg	1.80 m	39cm	34cm	32cm
3	68kg	1.65m	37cm	32cm	30cm

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 20017

Para el experimento los dos participantes tenían sus extremidades superiores completas y el tercer participante sufría de una malformación congénita en su extremidad superior derecha. Una vez seleccionados los participantes y los parámetros del brazo se realizó la limpieza de la piel con alcohol en el lugar donde se ubicó el brazalete para que entre los electrodos y la piel del participante se mantenga la impedancia constante.

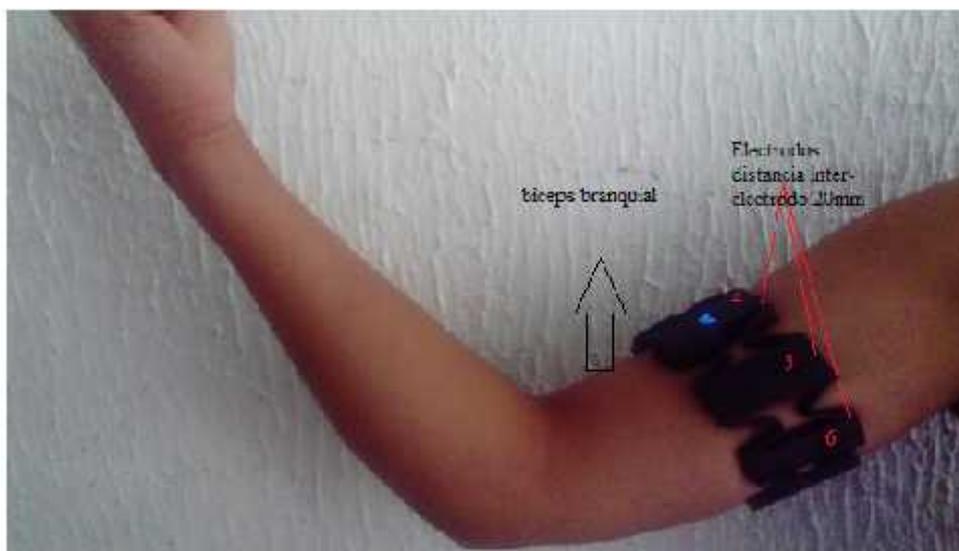


Figura 7: Selección del músculo y ubicación del brazalete de electrodos myo

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

En la Figura 7 se muestra la ubicación del brazalete, el 4to electrodo sobre el músculo bíceps y el 8vo electrodo sobre el tríceps de donde se obtendrá las señales sEMG.

3.4. Obtención de las Señales Electromiográficas.

El brazalete trabaja con los enlaces C++ y las bibliotecas y encabezados necesarios incluidos en el SDK de Myo, capaz de transmitir datos en tiempo real al entorno de Matlab a una frecuencia de 200Hz que es la frecuencia real de adquisición del dispositivo. Los códigos de comunicación del Myo con la PC para extraer los datos cuaternión, giroscopio, acelerómetro y señal se pueden observar en el anexo B. Las señales cuaternión, giroscopio, acelerómetro y señal EMG obtenido es representado por un color diferente con su respectiva variable para su análisis, ver anexo C.

Para la obtención de las señales sEMG se ejecutó dos experimentos, el primer experimento se realizó con el participante que presentaba malformación congénita en su extremidad superior derecha con características registradas en la tabla 1 obtenidas del 4to sensor ubicado en el bíceps y del 8vo sensor colocado en el tríceps, el participante toma una postura de inicio totalmente recta obteniendo como resultado el siguiente electromiograma.

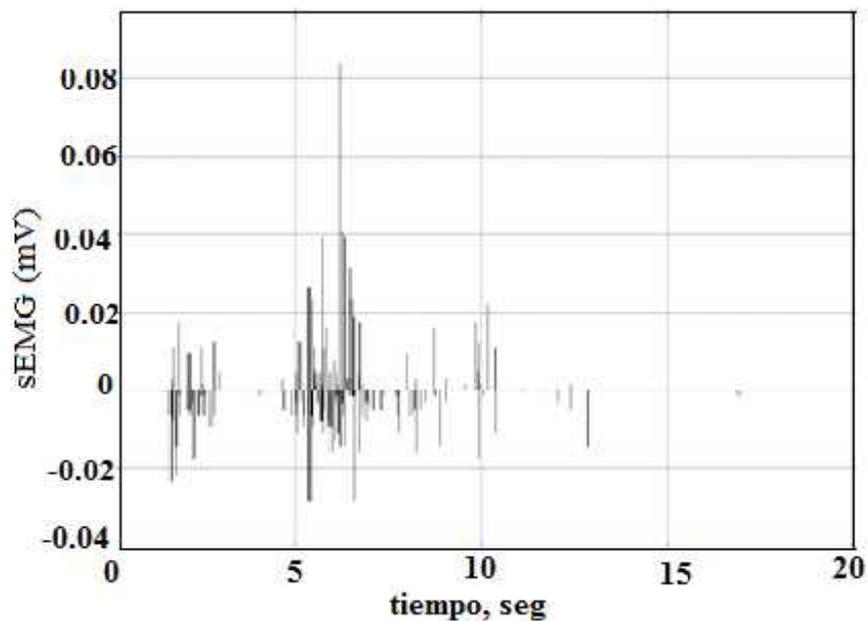


Figura 8:Electromiograma sensor 4 bíceps (participante con discapacidad)

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

En la figura 8 se puede observar que la señal es inconsistente debido a que el participante no ha realizado terapias de rehabilitación y sus músculos se encuentran atrofiados, pero sin embargo cuando se le solicita que realice movimientos de flexión y extensión del codo el entorno virtual en tiempo real del MyoMex detecta otras clases de

gestos como puño y mano abierta, El mismo experimento se realizó con el tríceps y se obtuvo el siguiente electromiograma.

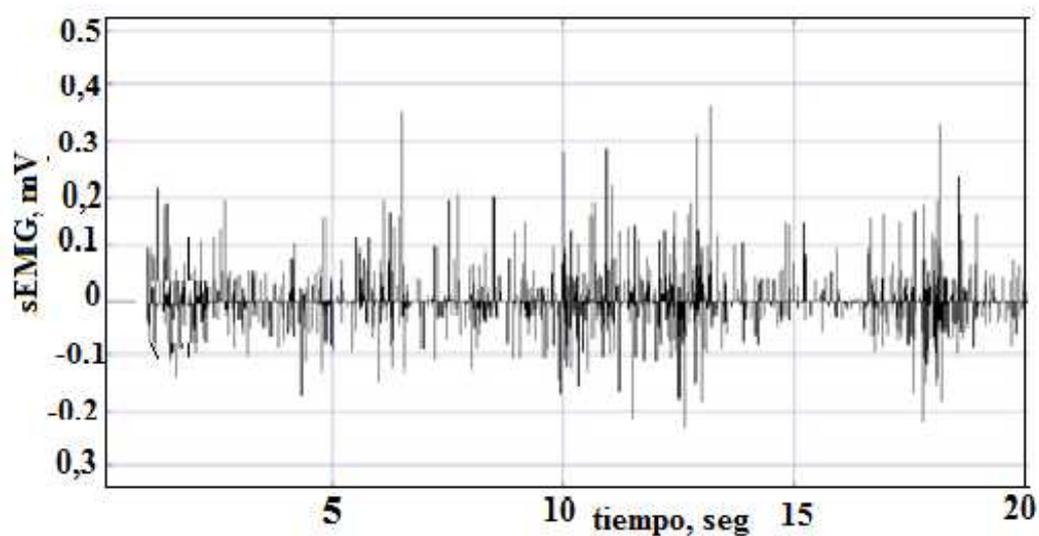


Figura 9:Electromiograma sensor 8 tríceps (participante con discapacidad).
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

En la figura 9 tomada del 8vo sensor que representa al tríceps se puede observar que la señal presenta demasiado ruido esto se debe a lo expuesto anteriormente, llegando a la conclusión que, si se puede trabajar con este tipo de personas, pero con un previo entrenamiento a la adquisición de señales.

Para la etapa de entrenamiento de las redes neuronales se trabajará con personas que no tengan atrofia muscular porque se desea entrenar identificación de movimientos reales, y al no poder realizar correctamente sus movimientos el experimento no proyectará los resultados que deseamos para la investigación. Por tal motivo se procedió a realizar el segundo experimento con el primer participante de características registradas en la tabla 1, el participante toma una postura de inicio totalmente recta para posteriormente ubicar el brazalete en los músculos de interés, obteniendo una señal con características que se muestran en la figura 10.

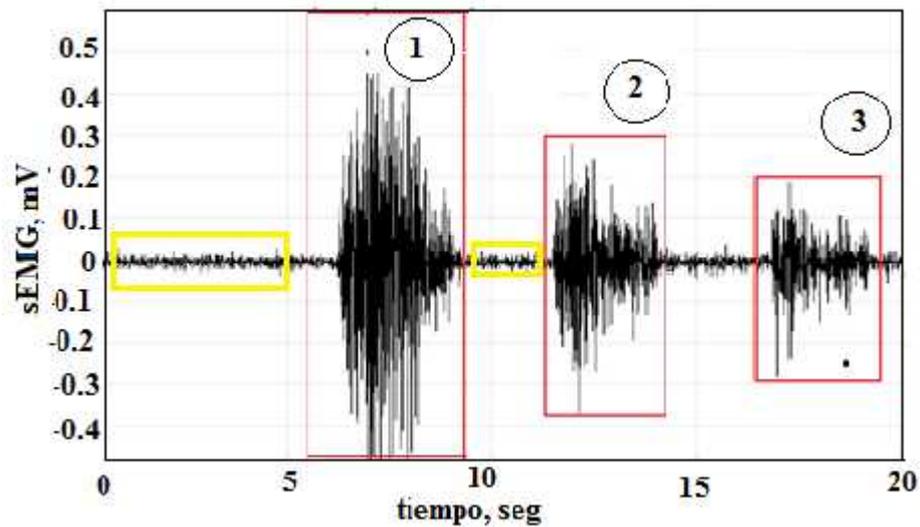


Figura 10:Electromiograma sensor 4 ubicado en el bíceps.
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

La señal comienza con una amplitud baja, en el recuadro amarillo se resalta la presencia de la señal cuando no se ejerce ningún movimiento pero además perturbación externa como ruido, cuando se expande revela los potenciales de acción individuales asociados con la actividad de contracción del participante, el movimiento que realizó el participante fue de flexión – extensión obteniendo una señal muestreada a 4000 muestras en un tiempo de 20 segundos con una frecuencia de muestreo de 200Hz.

En los recuadros de rojo la señal sEMG resalta la actividad de flexión – extensión del codo formando ángulos de 130, 90 y 45 grados respectivamente y obteniendo voltajes diferentes en cada movimiento como se puede observar en la tabla 2.

Tabla 2:Parámetros antropomórficos del brazo

Movimiento	Angulo	Voltaje
Flexión	150 grados	0.6mV
Flexión	90 grados	0.3mV
Flexión	45 grados	0.2mV

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

En la tabla 2 se puede observar que a mayor ángulo de flexión mayor será el voltaje obtenido y a menor flexión menor voltaje, esto se observa para movimientos sin carga en la mano.

Para validar que la lectura de señales del bíceps corresponda a la actividad realizada por el músculo se procedió a realizar el análisis del espectro de las frecuencias Figura 11.

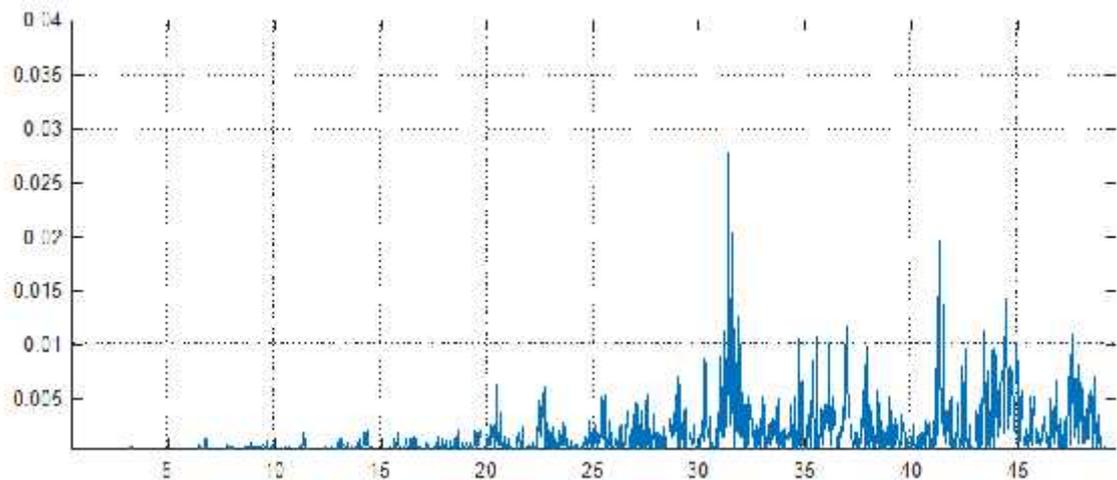


Figura 11:Espectrograma de las señales electromiográficas.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

La potencia más alta de las señales EMG se observan cuando la frecuencia se encuentra en el rango de 30 – 35 Hz, estas frecuencias corresponde a la actividad muscular en el brazo (Bonilla, Lukyanov, Litvin & Deplov, 2014).

Una vez realizada la obtención de las sEMG y analizando cada uno de los espectrogramas procedemos a ver la metodología que se llevara a cabo en la realización de este capítulo optando por trabajar con el modelo en V

3.5. Modelo en V

Para el presente proyecto se planteó el uso del modelo en V que es una representación gráfica del ciclo de vida del desarrollo del sistema. En la figura 12 se muestra el esquema utilizado para el diseño del sistema de control del robot.

Este es un concepto de diseño en paralelo que permite validar los componentes del sistema de control del robot en cada etapa del diseño, cumplir con los requerimientos de usuario y demostrar la hipótesis del presente trabajo.

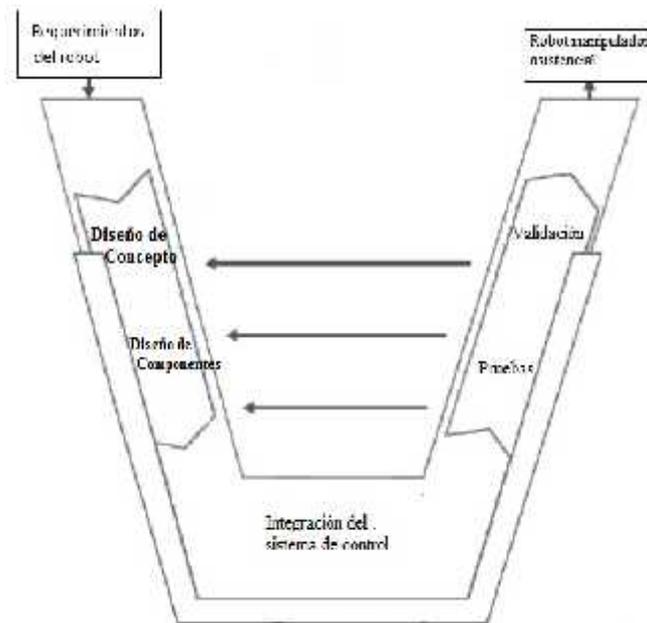


Figura 12: Modelo en V.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

El modelo en V relaciona las actividades de prueba con el análisis y el diseño del sistema de control del robot manipulador, de igual manera permite validar el funcionamiento de la redes neuronales en la etapa de diseño. Sus aplicaciones principales son ingeniería de software, robótica, sistemas embebidos de control automático etc.

Los pasos para el cumplimiento de esta metodología son los siguientes:

Análisis de requerimientos

Los requerimientos del robot se plantearon en base al área de operación y al esfuerzo de carga del robot, debido a que el alimento que va a ser transportado del contenedor a la boca del participante no tiene mayor peso, el brazo robótico que se utilizará es un robot antropomórfico, el cual será empleado para la asistencia de personas con discapacidad en extremidades superiores. Se prevé también que el brazo robótico posee al menos 3 grados de libertad, (con una distancia de alargamiento del brazo de 50mm a 450mm que le permite realizar los movimientos necesarios para cumplir con la tarea específica de alimentación. El robot debe tener respuesta inmediata (retardo no mayor a 500ms) a los comandos de movimiento. En la tabla 3 se puede ver un resumen de los requerimientos de diseño que debe cumplir el robot manipulador para su funcionamiento.

Tabla 3:Requerimientos de diseño del brazo robótico.

Requerimiento de diseño	Rango o valor
Dimensiones del ancho de la base del robot	8.4cm
Dimensiones del alto de la base del robot	9cm
Altura del Robot	47cm
Peso del brazo robótico	55gr
Grados de libertad del brazo robótico	3GDL
Distancia de alargamiento del brazo robótico	Rango de 50mm a 450mm
Fuerza de torsión del cada servo	Hasta 300kg
Capacidad de carga de la articulación inferior	Hasta 500g
Voltaje de funcionamiento	4.8 - 7.2 V
Temperatura de funcionamiento	0 a 55grados Celsius
Angulo de rotación máximo	180 grados
Velocidad del servo	4.8V: 0.19 sec/60° 6.0V: 0.15 sec/60°
Peso del servo	1.94 oz (55.0 g)
Torque del servo	4.8V: 130.54 oz-in (9.40 kg-cm) 6.0V: 152.76 oz-in (11.00 kg-cm)
Dimensiones del servo	Longitud:1.60 in (40.7 mm) Anchura:0.78 in (19.7 mm) Altura:1.69 in (42.9 mm)
Ciclo de pulso	1ms
Retardo General	Menor a 500ms

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Los tres grados de libertad permiten alcanzar cualquier posición del área de trabajo y llegar a la boca.

3.5.1. Diseño Conceptual

Diagrama funcional

Basado en el modelo V de Verein Deutscher Ingenieure (kleiner 2013). (El modelo incluye todas las etapas que deben llevarse a cabo para el entendimiento del proceso).

Se realiza el diagrama funcional del sistema de control del robot para la asistencia a personas con discapacidad de extremidades superiores

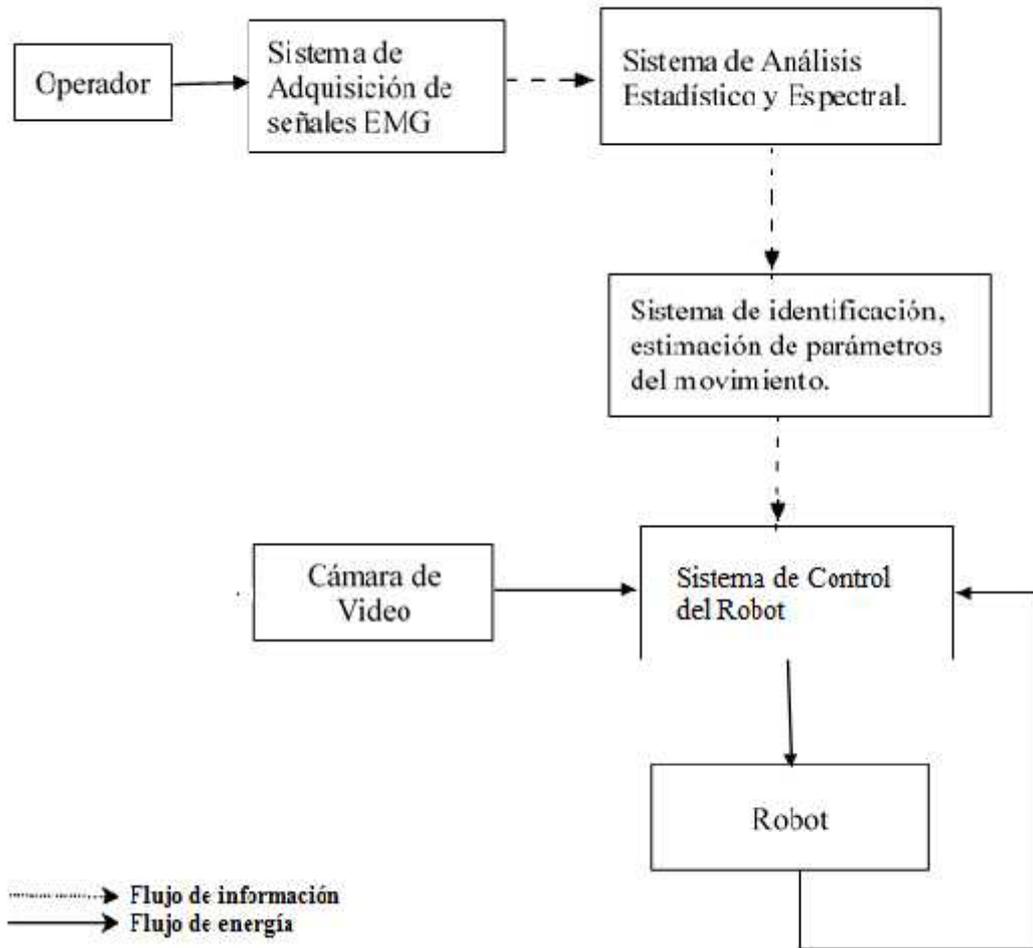


Figura 13: Diagrama funcional del sistema de control del robot.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En la figura 13 se muestra que el sistema se partió de un operario quien es la persona que ayudara a la adquisición de la señal sEMG, al colocarse en el brazo específicamente en el músculo bíceps y tríceps un brazalete que consta de ocho sensores como dispositivo de entrada para la adquisición de la señal EMG superficial. La transmisión de información se realiza a un PC mediante un canal BLUETOOTH.

Para el sistema de análisis estadístico y espectral de la señal se implementó un sistema en Matlab - simulink que analiza y representa matemáticamente en el análisis del tiempo y en el de la frecuencia la señal sEMG adquirida por los sensores del dispositivo. En esta etapa se extrae las características más relevantes, necesarias para discriminar el mínimo error en la clasificación de patrones de movimiento requeridos en

el sistema. El conjunto de características utilizadas para el análisis estadístico y espectral son: IEMG, VAR, MAV, RMS, ZC, SSI, MNF, MNP, SM3. (Du, 2003)

Para el sistema de Identificación y estimación de parámetros del movimiento se entrenó la red neuronal artificial. Los datos con los que se entrenó la red neuronal son datos concatenados que contienen las características extraídas de todos los movimientos del brazo, con las que deseamos entrenar la red neuronal artificial. De tal forma que la RNA analice los datos presentados en la entrada y genere una salida en grados.

Para el sistema de control del robot se utilizó un microcontrolador ATMEGA2560 que requiere una alimentación de 5V y tiene una interfaz USB para la transmisión de datos, junto con el complemento de Simulink ArduinoIO permitió verificar y validar que el sistema cumple con su finalidad, que es generar movimiento controlado por señales electromiográficas.

El brazo robótico fue diseñado en el sistema CAD con todos los requerimientos de diseño que se muestra en la tabla 3, y realiza las actividades requeridas por el sistema.

La cámara de video implementada en el robot entrega información de las coordenadas de la posición de la boca, y la posición del plato. La información de imagen proporcionada permite cerrar con mayor exactitud el lazo de control del sistema, el cual interactúa con las señales electromiográficas procesadas para ejecutar el algoritmo de control.

3.6. Diseño del Sistema Mecatrónico.

3.6.1. Diseño Mecánico del robot Manipulador

El modelo cinemático directo explica el movimiento de un manipulador a partir de conceptos geométricos, para el análisis cinemático se identifica la posición actual del extremo operativo del brazo o punto de interés a ser modelado. Apoyado en el trabajo previo de (Andaluz, V. et al.,2016) se puede representar un manipulador basado en la posición de sus eslabones.

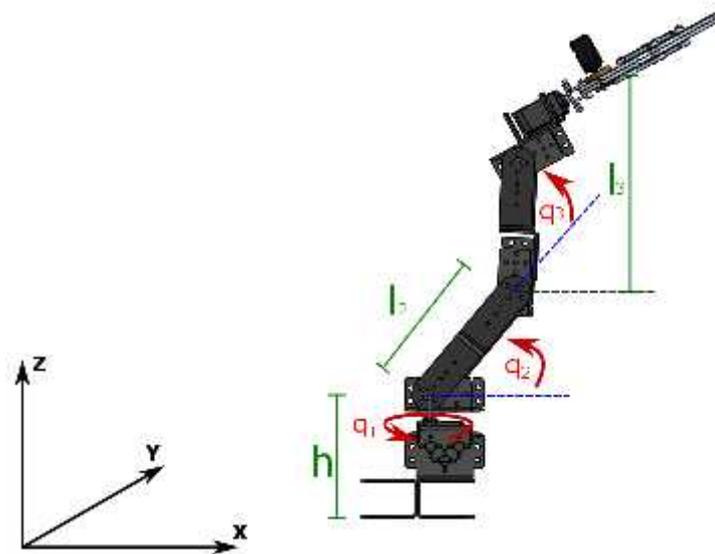


Figura 14: Robot Manipulador de 3 Grados de Libertad

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Mediante la interpretación de la geometría espacial y dados los ángulos de entrada, considerando los grados de libertad mostrados en la Figura 14 el desplazamiento del punto de interés sobre el eje X, Y, Z del espacio de trabajo viene dado por la ecuación:

$$\begin{aligned}
 h_x &= l_2 \cos(q_2) \cos(q_1) + l_3 \cos(q_2 + q_3) \cos(q_1) \\
 h_y &= l_2 \cos(q_2) \sin(q_1) + l_3 \cos(q_2 + q_3) \sin(q_1) \\
 h_z &= l_2 \sin(q_2) + l_3 \sin(q_2 + q_3)
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

De esta manera, la posición del extremo operativo puede ser determinada en cualquiera de los ejes del espacio. Sin embargo, el enfoque de este trabajo investigativo plantea posicionar el extremo operativo en un punto deseado a través de la configuración de ángulos de giro de los motores.

Con el fin de obtener el ángulo que permitirá alcanzar el punto deseado, se plantea desarrollar un grupo de ecuaciones identificadas como cinemática inversa. Partiendo de las ecuaciones [2], se consideran dos ecuaciones que contengan la primera variable de interés q_1 . Como primer paso, se realiza la siguiente consideración:

$$A = l_2 \cos(q_2) + l_3 \cos(q_2 + q_3)
 \tag{2}$$

De esta manera, la resolución de la ecuación se simplifica en función de h_x y h_y , igualando las dos ecuaciones, se obtiene una relación que permite ajustar las ecuaciones

para una previa transformación trigonométrica. Dando el ajuste logrado y aplicando identidad trigonométrica, obtenemos una ecuación que nos permite despejar q_1 .

$$\frac{h_x}{\cos(q_1)} = \frac{h_y}{\sin(q_1)} \quad [3]$$

$$q_1 = \arctan\left(\frac{h_y}{h_x}\right)$$

La rotación del tercer grado de libertad q_3 se determina de una manera relativamente más compleja. Conociendo la propiedad de la identidad trigonométrica $\cos^2(r) + \sin^2(r) = 1$ se plantean las siguientes ecuaciones:

$$h_x = A \cos(q_1), \cos^2(q_1) = \frac{h_x^2}{A^2} \quad [4]$$

$$h_y = A \sin(q_1), \sin^2(q_1) = \frac{h_y^2}{A^2}$$

De esta manera, la igualdad $\cos^2(q_1) + \sin^2(q_1) = 1$ permite incluir la variable de interés al sistema de ecuaciones. Para la obtención de q_3 se usa la ecuación [5], pero elevándola al cuadrado para seguir con el cálculo, de esta manera tenemos:

$$h_x^2 + h_y^2 = l_2^2 \cos^2(q_2) + 2l_2 l_3 \cos(q_2) \cos(q_2 + q_3) + l_3^2 \cos^2(q_2 + q_3) \quad [5]$$

La ecuación [6] permite obtener uno de los parámetros que facilitarán el proceso de reducción de ecuaciones hasta alcanzar la variable buscada a partir de funciones trigonométricas, la tercera ecuación del modelo cinemático directo h_z elevándola al cuadrado permite obtener el equivalente del $\sin^2(q_2 + q_3)$, para posterior usar la identidad trigonométrica de suma de senos y cosenos cuadráticos equivalentes a la unidad.

$$\sin^2(q_2 + q_3) = \frac{h_z^2 - l_2^2 \sin^2(q_2) - 2l_2 l_3 \sin(q_2) \sin(q_2 + q_3)}{l_3^2} \quad [6]$$

Conociendo que $\cos^2(q_2+q_3)+\sin^2(q_2+q_3)=1$, se puede establecer la ecuación [7] donde se identifican más identidades trigonométricas aplicables para reducir la expresión.

$$\frac{h_x^2+h_y^2-l_2^2\cos^2(q_2)-2l_2l_3\cos(q_2)\cos(q_2+q_3)}{l_3^2} + \frac{h_z^2-l_2^2\sin^2(q_2)-2l_2l_3\sin(q_2)\sin(q_2+q_3)}{l_3^2} = 1 \quad [7]$$

Despejando el factor en común, se identifica una identidad trigonométrica:
 $\cos(r)\cos(s)+\sin(r)\sin(s)=\cos(r-s)$

$$h_x^2+h_y^2-l_2^2\cos^2(q_2)-2l_2l_3\cos(q_2)\cos(q_2+q_3)+h_z^2-l_2^2\sin^2(q_2)-2l_2l_3\sin(q_2)\sin(q_2+q_3)=l_3^2 \quad [8]$$

Aplicando las identidades trigonométricas mostradas a continuación, la ecuación se reduce de tamaño significativamente.

Una vez sustituidas todas las identidades trigonométricas posibles, la variable de interés queda simplificada y se muestra en la ecuación [9].

$$\cos(q_3) = \frac{h_x^2+h_y^2+h_z^2-l_2^2-l_3^2}{2l_2l_3}$$

$$q_3 = \cos^{-1}\left(\frac{h_x^2+h_y^2+h_z^2-l_2^2-l_3^2}{2l_2l_3}\right) \quad [9]$$

En la figura 15 se muestra la relación de ángulos para encontrar q_2 . El último parámetro de interés se calcula con la diferencia obtenida por los ángulos s, r , cuya sustracción equivale al ángulo q_2 ; por tanto $q_2 = S - r$.

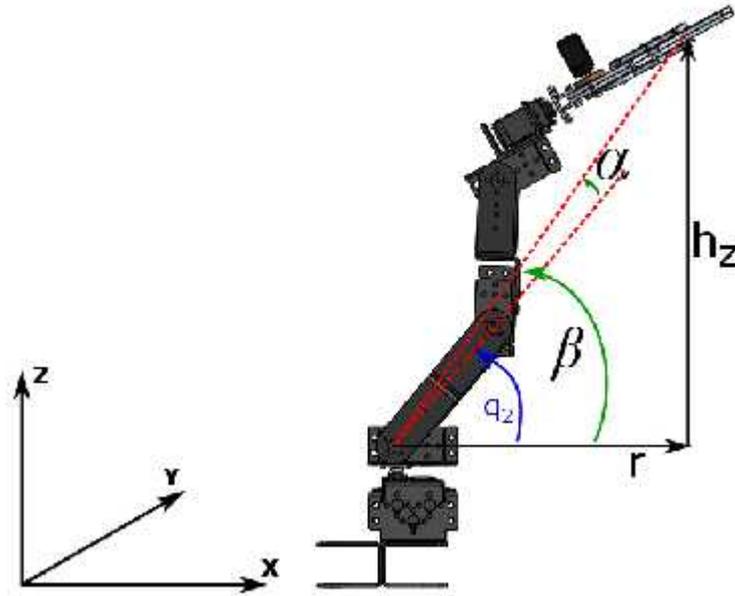


Figura 15:Relación de ángulos para encontrar

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

El resultado de s es calculado mediante la distancia euclidiana dada por las componentes conocidas: cateto adyacente (desplegado desde el eje de rotación en los ejes X-Y, r) y el cateto opuesto (altura desde el eje hacia el extremo operativo), de esta manera:

$$\tan(s) = \frac{h_z}{\sqrt{h_x^2 + h_y^2}} \quad [10]$$

$$s = \tan^{-1} \left(\frac{h_z}{\sqrt{h_x^2 + h_y^2}} \right)$$

De manera similar con Γ , la relación de catetos permite obtener el valor del ángulo rotado desde la hipotenusa hacia el valor de q_2 .

$$\tan(r) = \frac{l_3 \sin(q_3)}{l_2 + l_3 \cos(q_3)} \quad [11]$$

$$r = \tan^{-1} \left(\frac{l_3 \sin(q_3)}{l_2 + l_3 \cos(q_3)} \right)$$

Finalmente, el valor de la última variable de interés

$$q_2 = \tan^{-1} \left(\frac{h_z}{\sqrt{h_x^2 + h_y^2}} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{l_3 \sin(q_3)}{l_2 + l_3 \cos(q_3)} \right) \quad [12]$$

El desarrollo del modelo cinemático del robot manipulador permite conocer información previa a la construcción para evaluar los parámetros de diseño que provocarían movimientos erráticos o descoordinados. Esta información es útil para la validación del tipo de robot, el cual debe ser dimensionado para cumplir con los objetivos establecidos en el trabajo investigativo. Previo a la adquisición o implementación del prototipo, el diseño CAD es requerido para evaluar las características que el brazo robótico debe cumplir.

3.6.2. Diseño CAD del Robot Manipulador

En la figura 16 se observa el modelo CAD en 3D del robot manipulador. La estructura del brazo está diseñada en SolidWorks aquí se construye las partes que van en el prototipo, con dimensiones y tamaños reales, se implementa varios componentes para cada una de las articulaciones como: acoples, eslabones y servo motores.

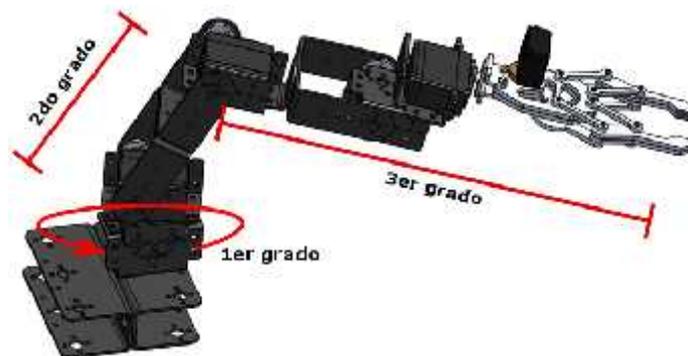


Figura 16: Grados de libertad controlados en el robot: Vista superior derecha

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La mecánica del robot manipulador guarda cierta similitud con la anatomía del brazo humano. Posee 3 grados de libertad (GDL), el movimiento de los servos está limitado a los 180° de rotación. Dentro de las configuraciones más frecuentes en robots podemos clasificarlo como robot antropomórfico. Con los componentes seleccionados en catálogos comerciales se procedió al coquizado de las piezas, estableciendo así las dimensiones adecuadas para cada soporte de sujeción de los servos comerciales

existentes en el mercado utilizando la información de las hojas de datos. Las piezas fueron creadas a partir de dimensiones establecidas para el requerimiento del manipulador. Se ensambla pieza por pieza relacionando las posiciones, y creando así cada una de las articulaciones del brazo. Es un software de simulación ingenieril que está desarrollado para funcionar bajo la teoría del elemento finito para estructuras y volúmenes finitos para fluidos.

El modelo realizado se lo importa al software de análisis en donde se podrá escoger el material en el que será realizado. Para obtener la validación del modelo se realiza el mallado en el software de análisis por elementos finitos el cual divide en infinitas partes el modelo a analiza.

Pinza, se realiza el análisis de la pinza para determinar la deformación total al momento de realizar una sujeción de un objeto, tenemos que el desplazamiento total es de 1,541mm siendo un valor no significativo, pero se puede notar que los elementos a fallar son los engranes en la pinza, los cuales van a ser sometidos a la presión de sujeción. Se realiza el análisis del contexto de las teorías de fallo es decir se obtiene el equivalente de Von Mises $1.3752e^8$ Pascales, el factor de seguridad es $\frac{1.3 e^8 P}{3 e^6} = 1.97$, esto indica que el diseño está en óptimas condiciones para el funcionamiento.

Para el análisis del cuerpo se realiza la transmisión de fuerzas aplicadas en la pinza para así determinar el desplazamiento total de este modelo, obteniendo un desplazamiento mínimo de 0,18573mm, analizando el contexto de las teorías de fallo de Von Mises se obtiene 143,2Mpa dando un factor de seguridad de $\frac{1,2M}{7 M} = 2,0457$ la cual indica que el modelo se encuentra en excelentes condiciones. Por último, Se modela el brazo completo para así determinar el factor de seguridad desplazamiento total en el brazo, se determina que es de 6,52mm indica que es la sumatoria de todo el modelo al momento de ejercer su función, el factor de seguridad $\frac{3,0 e^8 P}{7 e^6} = 4.4$ la cual indica que este modelo está en óptimas condiciones para su funcionamiento.

Los grados de libertad que son controlados en el robot son (JT_1, JT_2, J_3) como se muestra en la figura 17.



Figura 17: Grados de libertad controlados en el robot: Vista lateral

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En base a los requerimientos del sistema se estableció que el robot debe contar con 3 grados de libertad. De acuerdo con las especificaciones técnicas del robot, el eje (JT_1) tiene un giro de 180° , el eje (JT_2) tiene un ángulo de 150° , el eje (JT_3) tiene 150° de giro, el eje (JT_4) posee 180° de movimiento, el eje (JT_5) cuenta con 180° de giro y finalmente el eje (JT_6) posee un ángulo de apertura de 60° . Aunque la consideración de diseño contempla 6 grados de libertad, el modelo cinemático usa tres grados para ejecutar la tarea especificada. La redundancia generada por el JT_4 así como la rotación provista por JT_5 son ignoradas para facilitar el análisis matemático y no intervienen en el modelo final.

3.6.3. Sistema de Tratamiento y Análisis de las señales EMG.

El movimiento del robot no puede ser controlado únicamente por la cámara y el sistema de drivers de los actuadores. Si se requiere detener la tarea de alimentar, o cambiar la velocidad con la que los alimentos llegan a la boca de la persona, es necesario adicionar un sistema de control que permita, al usuario del sistema, cambiar los parámetros

cinemáticos del robot en tiempo real. En el presente proyecto se decidió integrar una interfaz natural, basada en señales EMG, que permita controlar el ritmo de entrega de alimentos. Esta interfaz basada en EMG requiere de patrones que enlacen la intensidad de movimiento y la tarea que realiza el robot. Para la extracción de las características de la sEMG se implementó el sistema que se muestra en la figura 18, el mismo que analiza y representa matemáticamente en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia. (Ferguson & DUNLOP, 2002). Consta de diferentes subsistemas que cumplen funciones específicas tales como: filtrar la señal, analizar la señal filtrada, identificación de patrones en la RNA y convertir la señal de salida en valores lógicos para determinar una funcionalidad adecuada y que el sistema cumpla con el comportamiento deseado. El primer subsistema representa los datos de prueba de la señal electromiográfica adquirida por el brazalete myo, ingresan al subsistema **BUFFER** que se encarga de redistribuir los datos de entrada para producir una salida con un tamaño de fotograma menor, para el sistema se aplicó un tamaño de fotograma igual a 32 muestras.

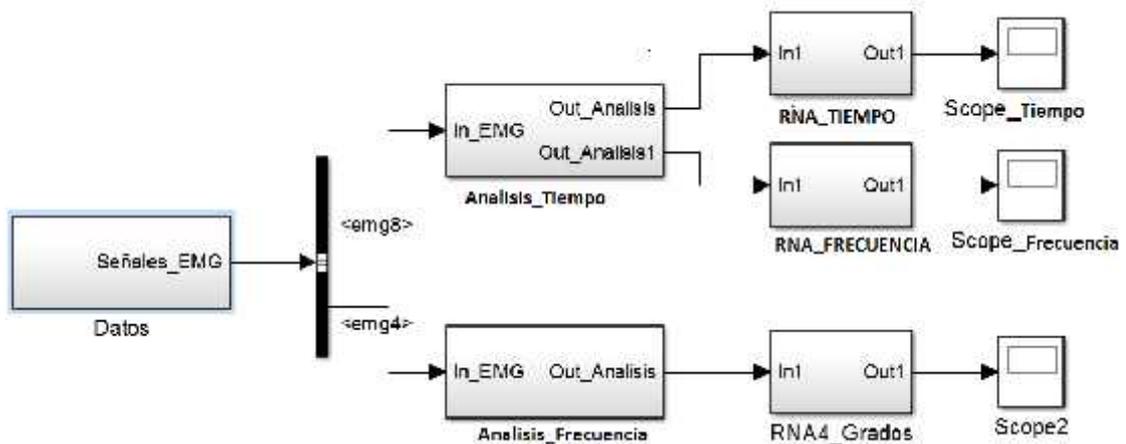


Figura 18:Arquitectura del programa diseñado en Matlab – Simulink

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Cuando el subsistema Buffer redistribuye los datos, estos ingresan al subsistema **FILTER** que se encarga de analizar las señales para eliminar el ruido, las muestras innecesarias y poder identificar solo las muestras con mayor actividad electromiográfica.

El subsistema de análisis en el tiempo y en la frecuencia extrae las características más relevantes de las sEMG. Las características de las señales electromiográficas en la

aproximación del tiempo son utilizadas para probar el rendimiento, en cambio las características en la aproximación de la frecuencia se utilizan para representar la fatiga muscular (Correa, 2016), logrando mejorar la calidad de la información de las sEMG para el proceso de clasificación. El conjunto de características utilizadas para el análisis y representación matemática de las señales electromiográficas de superficie en la aproximación del tiempo son: (Bonilla, Lukyanov, Litvin & Deplov, 2014)

Integrado EMG (IEMG) Detecta el inicio de la actividad muscular cuando el musculo se contrae. Está relacionado con el punto de disparo de la secuencia de la señal sEMG. Se calcula como la suma de los valores absolutos de la amplitud de la señal EMG y se determina mediante la siguiente ecuación.

$$IE = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad [13]$$

Donde:

x_n : amplitud de la señal electromiográfica n

N: se refiere a la longitud de la señal.

Media del valor absoluto (MAV). Este indicador detecta los niveles de contracción muscular. Se calcula tomando la media del valor absoluto de la señal sEMG y se expresa mediante la siguiente ecuación.

$$M = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |X_n| \quad [14]$$

Varianza de la EMG (VAR). Es el valor medio del cuadrado de la desviación de esa variable. Entonces, la media de la señal EMG es cercana a cero y se expresa por la siguiente ecuación:

$$V = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (X_i - M)^2 \quad [15]$$

Donde:

M: es el valor medio de la señal sEMG

Media cuadrática (RMS). Está relacionada con la fuerza constante y la contracción no fatigante del músculo. Se refiere a la desviación estándar, se expresa mediante siguiente ecuación:

$$R = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad [16]$$

Cruce por cero (ZC). Es el número de veces que el valor de amplitud de la señal EMG cruza por el eje cero, con el fin de reducir el ruido inducido por el cruce por cero. y se expresa mediante siguiente ecuación.

$$Z = \sum_{n=1}^{N-1} [s(x_n \times x_{n+1}) \cap |x_n - x_{n+1}| \geq thr_{ho}]; \quad [17]$$

$$s(x) = \begin{cases} 1, & \text{si } x \geq thr_{ho} \\ 0, & \text{o her} \end{cases}$$

Integral cuadrática simple (SSI). Es un parámetro estadístico enlazado con la energía de la señal sEMG. Se calcula con la fórmula:

$$S_i = \sum_{k=1}^N |x_k|^2 \quad [18]$$

En la figura 19 se muestra el funcionamiento del Subsistema ANALISIS _TIEMPO con 3 muestras de la posición extensión y flexión del codo en los ángulos de 130, 90 Y 45 grados en un tiempo de 20 segundos.

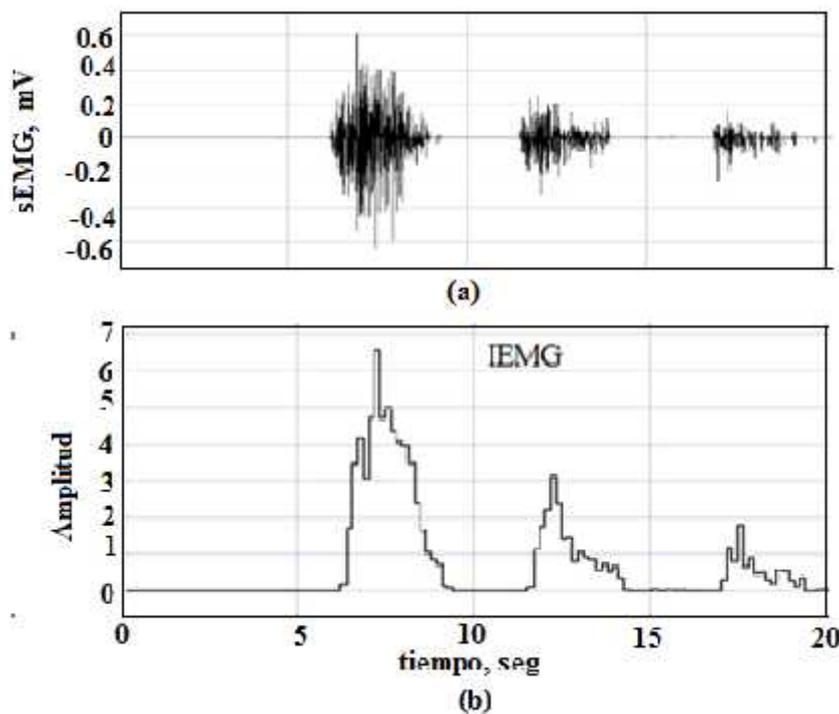


Figura 19: Representación gráfica del Integrado IEMG

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La gráfica de la figura 19(a) muestra la señal sEMG de los diferentes movimientos de extensión y flexión de la articulación del codo formando ángulos de 130,90,45°.que posteriormente nos servirán para el entrenamiento de la RNA.

Movimiento 1: movimiento realizado por la flexión y extensión de la articulación del codo de 0 a 130°.

Movimiento 2: movimiento realizado por la flexión y extensión de la articulación del codo de 0 a 90°.

Movimiento 3: movimiento realizado por la flexión y extensión de la articulación del codo de 0 a 45°.

La gráfica de la figura 19(b) representa la dinámica de cambio del parámetro IEMG en el tiempo. Relacionando la gráfica 19(a) y 19(b) para los distintos movimientos del brazo tenemos:

Movimiento 1: detecta la mayor actividad muscular cuando el músculo se contrae, llegando a una amplitud aproximadamente de 7.

Movimiento 2: la actividad muscular disminuye con una amplitud 3 debido a que el ángulo del movimiento de flexión y extensión de la articulación del codo es de 90°.

Movimiento 3: en el tercer movimiento la amplitud llega a 2 que corresponde al ángulo de 45°.

El conjunto de características utilizadas para el análisis y representación matemática de las señales electromiográficas de superficie en la aproximación de la frecuencia son: (Bonilla, Lukyanov, Litvin & Deplov, 2014).

Frecuencia de potencia media (MNF). Se calcula como la suma de producto del espectro de potencia de la señal electromiográfica y la frecuencia dividida por la suma total del espectro de potencia, también se la conoce como la media de la frecuencia espectral, se expresa mediante siguiente ecuación:

$$M = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad [19]$$

Donde f_j es el valor de la frecuencia del espectro de potencia, P_j es el espectro de potencia de la señal electromiográfica en un intervalo de frecuencia y M es la longitud del intervalo de frecuencia.

Frecuencia de potencia mediana (MNP). Es la frecuencia a la que el espectro de potencia de la señal EMG se divide en dos regiones con igual amplitud. La frecuencia de potencia mediana también se define como una media de la potencia total (dividiendo el área total de potencia en dos partes iguales), se expresa mediante siguiente ecuación:

$$M = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M P_j \quad [20]$$

Momento inicial espectral (SM3) Representa el momento en que las frecuencias del sEMG empiezan a variar. Es una alternativa al análisis estadístico en el dominio de la frecuencia.

$$S_3 = \sum_{j=1}^M P_j f_j^3, \quad [21]$$

En la figura 20 se muestra el funcionamiento del Subsistema ANALISIS_ESPECTRAL con 3 muestras de la posición extensión y flexión del codo en los ángulos de 130,90,45° en un tiempo de 20 segundos.

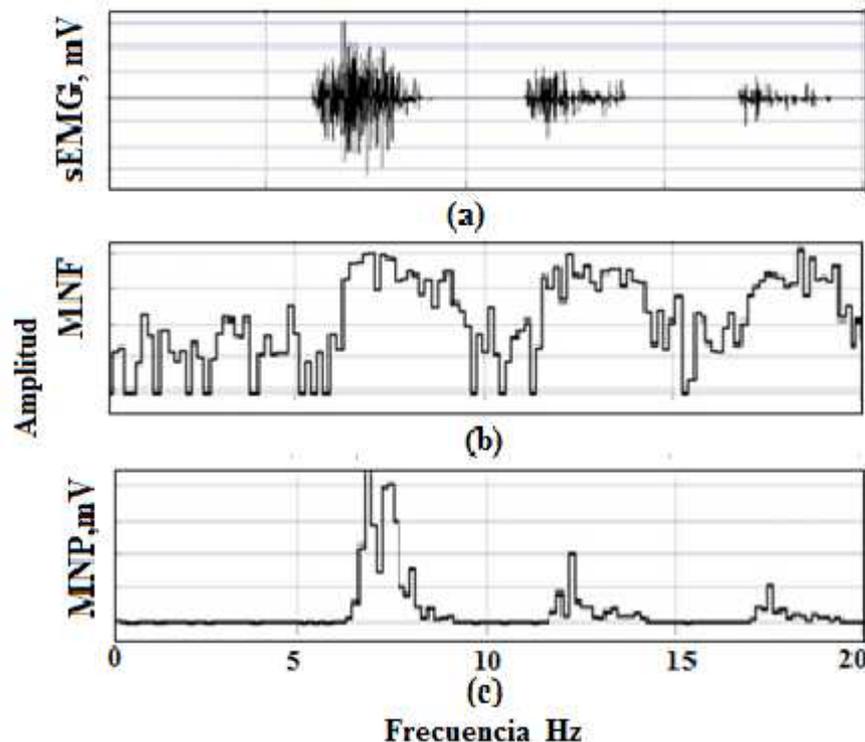


Figura 20: Representación Gráfica de los indicadores MNP, MNF.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En la figura 20 se muestran las gráficas obtenidas del subsistema de análisis espectral. La grafica 20(a) muestra la señal electromiográfica de los diferentes movimientos de

extensión y flexión de la articulación del codo formando ángulos de 130, 90, 45 grados. La figura 20(b) muestran los espectros de frecuencia de potencia media. Estos espectros nos proporcionan información relacionada con la fatiga muscular ya que el espectro de potencia se va recorriendo hacia frecuencias menores cuando el músculo se va fatigando. por último, la figura 21(c) muestra la magnitud de los componentes en frecuencia de la señal sEMG.

3.6.4. Sistema de identificación y estimación de parámetros del movimiento.

Procesada la señal sEMG se procedió al diseño y configuración de una RNA utilizando las señales obtenidas del movimiento de extensión y flexión del brazo al formar ángulos de 130, 90, 45 grados, obteniendo valores para tres movimientos del manipulador. Para el entrenamiento de la red neuronal artificial se siguieron los siguientes pasos:

Paso 1: utilizando el comando `nnstart` se despliega la Ventana+ Wellcome to Neural Network Start, elegimos el asistente Fitting app.

Paso 2: Fitting app es una herramienta de Matlab que permite la selección de datos, crea, entrena una red y evalúa su rendimiento mediante el análisis cuadrático medio de error y regresión.

Paso 3: Select Data selecciona los datos de entrada a la red neuronal “INRNA” que es una matriz 9×5001 , que representan datos estáticos es decir 5001 muestras de 9 elementos, “Intarget son datos de destino que definen la salida de la red deseada, está compuesto por una matriz 1×5001 , que representan datos de 5001 muestras de 1 elemento.

Paso 4: Validation and Test Data en esta ventana los datos de validación y prueba que son 5001 muestras se divide aleatoriamente en tres conjuntos:

Training con un 70% que equivale a 3501 muestras se utilizará para la formación de la red.

Validation con el 15% que equivale a 750 muestras se utiliza para validar que la red se está generalizando y para detener el entrenamiento antes de un ajuste excesivo.

Testing con un porcentaje del 15% que equivale a 750 muestras, proporciona una medida independiente del rendimiento de la red durante y después de la formación.

Paso 5: Network Architecture, para la arquitectura de la red es necesario escoger el número de Neuronas ocultas, que para nuestro estudio se procedió a realizar pruebas con 5, 10, 15 y 20 neuronas. (Bonilla, Lukyanov, Litvin & Deplov, 2015).

Paso 6: para el entrenamiento de la red neuronal se utilizó el algoritmo de aprendizaje Backpropagation que es una red de aprendizaje supervisado, que se emplea para redes multicapa, donde se ajusta el valor de los pesos en función del error generado. Esta técnica es muy empleada ya que permite tener un método de optimización que se encuentra al definir el gradiente del error y minimizarlo con respecto a los parámetros de la red neuronal. (Cruz, 2010).

Paso 7: para la integración es necesario determinar el error de las diferentes neuronas ocultas usadas. Con este error se puede saber que red neuronal es la adecuada para el trabajo.

Paso 8: cuando la red neuronal artificial ya está entrenada se procede a generar una función Matlab o simulink diagrama para simular la red neural entrenada, que ayudará con el reconocimiento de patrones de movimiento. En el estudio realizado se consiguió el control de un robot manipulador de 3 grados de libertad. En el anexo D se muestra las ventanas de los pasos descritos anteriormente.

Para la integración es necesario determinar el error de las diferentes neuronas ocultas usadas. Para ello se analizan los datos tomados en el procesamiento de las señales que fueron concatenados en el dominio del tiempo y de la frecuencia para conformar un vector el cual representa un patrón y sirven de entrada para el entrenamiento de la RNA.

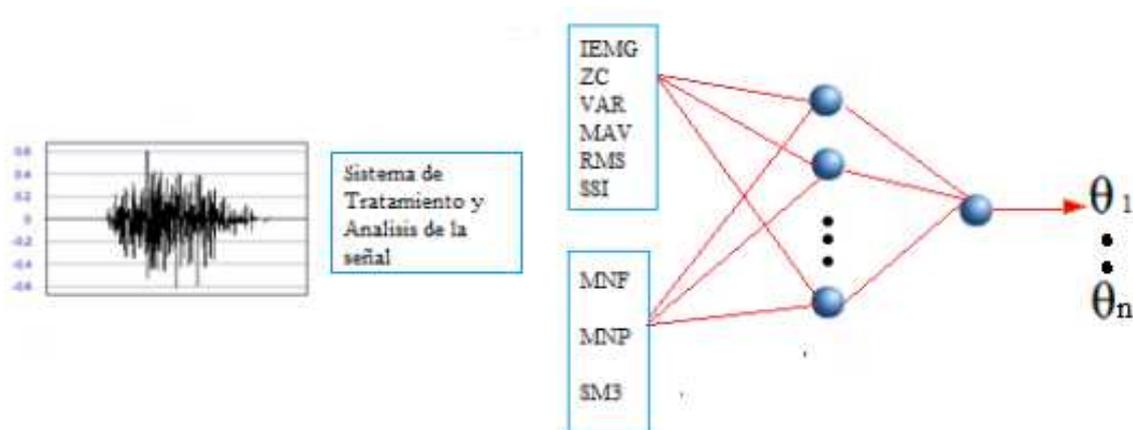


Figura 21: Estructura de la RNA utilizando los datos del análisis estadístico y espectral.
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En la figura 21 se muestra la estructura de la RNA la misma que fue entrenada con un conjunto de datos obtenidos de las características extraídas en el subsistema anteriormente que serán las entradas asignadas con objetivos correspondientes (salidas deseadas). El entrenamiento es un proceso iterativo, en cada iteración los pesos de los nodos se modifican usando nuevos datos del conjunto para el entrenamiento. La salida

de la red es comparada con el valor objetivo deseado. La diferencia se denomina error, con este error se puede saber que red neuronal es la adecuada para el proyecto, como se muestra en la tabla 4.

Tabla 4: Número de neuronas ocultas y error RNA tomada del bíceps análisis estadístico

Neuronas ocultas	Error
5	4,90
10	4,55
15	4,80
20	4,70

Fuente: Jacqueline Vallejo 2017

Tabla 5: Número de neuronas ocultas y error RNA tomada del bíceps análisis espectral

Neuronas ocultas	Error
5	5,34
10	5,34
15	5,35
20	5,37

Fuente: Jacqueline Vallejo 2017

Haciendo la respectiva comparación se tomó la RNA que presente el menor error al momento del entrenamiento $E_1 < E_2$, se puede trabajar de tal forma que la salida se asemeja al comportamiento deseado y cumpla con su finalidad. El entorno virtual mediante el cual se analizó los datos de salida de la RNA se lo realizó en Matlab Simulink. los datos de prueba se encuentran entre los valores de 1 y -1 que ingresan al entorno virtual del servo, como respuesta se tiene una salida con datos en grados que corresponde al movimiento del servomotor.

3.6.5. Procesamiento y Análisis de Imagen.

La adquisición de imagen es necesaria para cerrar el lazo de control. Bajo este concepto, el sistema se basa principalmente de la adquisición de señales bio-eléctricas, sin embargo, información adicional para cumplir objetivos de posicionamiento del extremo

operativo es necesaria. El sistema de visión requiere de un ambiente estructurado para que la ejecución de la tarea tenga cierto nivel de precisión, con dos objetos identificables para el sistema.



Figura 22: Ambiente de trabajo.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Como se muestra en la figura 22 los puntos de interés de visión son dos elementos circulares para acelerar la identificación, dado que la detección de los objetos se ejecuta en tiempo real. Consta de un elemento que identifica un lugar inicial y un elemento que identifica la posición final. A continuación, se detalla todas las etapas para adquirir, procesar la imagen y filtrar los objetos de interés a través de técnicas de morfología matemática (Figura 23). Estas técnicas morfológicas se aplican sobre imágenes binarias originalmente, y tienen como objetivo cambiar las condiciones de la imagen eliminando objetos indeseables y resaltando lo que se quiere destacar de una imagen que para nuestro trabajo son dos objetos circulares, el primero que identifica el alimento y el segundo que identifica la boca del participante.

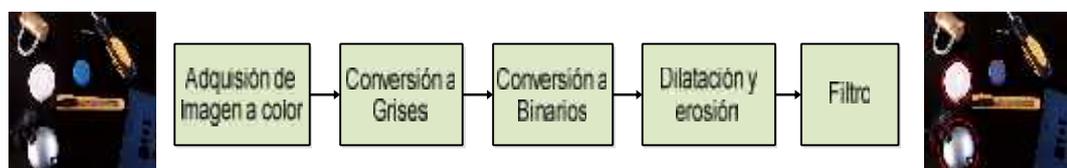


Figura 23: Etapas de procesamiento de imagen

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Adquisición de imagen, Matlab posee librerías que permiten la adquisición de imágenes directamente de cámaras web (anexo E). Posterior a la instalación de las librerías necesarias para el reconocimiento de las cámaras conectadas, el software

permite configurar características de brillo, resolución, compensación de luz, entre otros. Para adquirir continuamente y analizar imágenes, conjuntos de funciones pueden ser utilizadas como se muestra en la Figura 24..

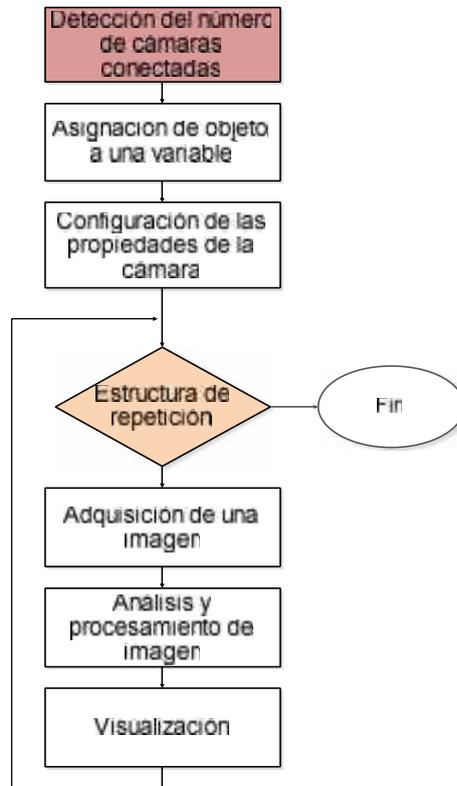


Figure 24: Adquisición de imagen en Matlab

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La detección de todos los dispositivos para adquirir imagen es necesaria para la asignación de las variables. Así mismo, las funciones de Matlab permiten adquirir un conjunto de puntos correspondientes a la imagen actual, la cual puede ser tratada como una matriz RGB. Posterior a la adquisición de valores en tres capas de color, el análisis de imagen de cualquier tipo puede llevarse a cabo al tratar a la imagen como una matriz de números enteros. La adquisición de imágenes en color es el primer paso para encontrar los objetos de interés en la imagen. Posterior a esto, la imagen es sometida a modificaciones para mejorar el reconocimiento de los objetos circulares.

La Figura 25 presenta las etapas necesarias para que la imagen ignore todos los objetos extras que no son circulares, añadiendo un elemento señalizador para verificar la correcta detección.

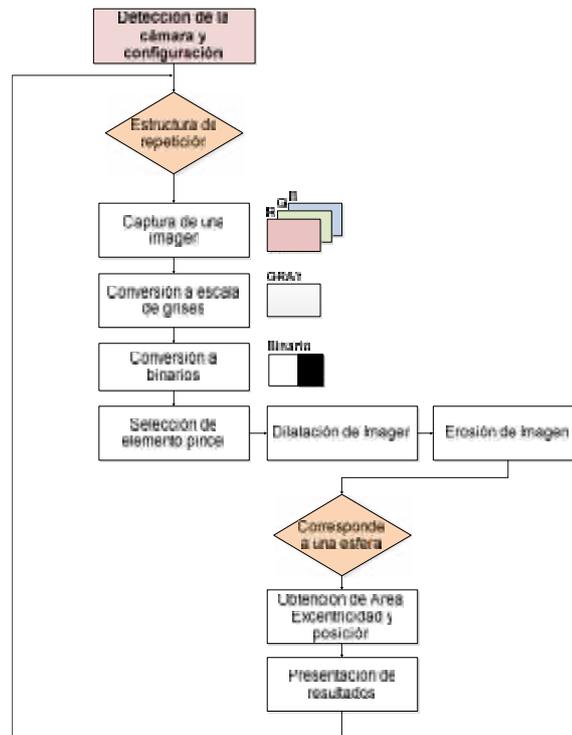


Figura 25: Diagrama de etapa de procesamiento de imagen para reconocimiento de objetos

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La figura 26 muestra las etapas de procesamiento de imagen para el reconocimiento de objetos, la gráfica 26 (a) muestra la recepción en tres capas RGB de color. La grafica 26(b) es simplificada a una sola capa de valores entre 0 a 255. La gráfica 26(c) es una imagen a escala de grises permite añadir un bloque para seleccionar pixeles que superen un umbral de blanco, convirtiendo a la imagen a un conjunto de blancos y negros.



Figura (a): Imagen a color con capas RGB

Figura (b): Imagen a escala de grises

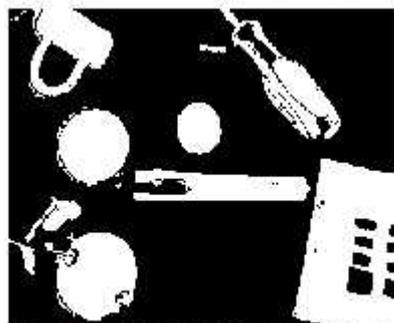


Figura (c): Conversión a blancos y negros

Figura 26: Estructura del procesamiento de imagen para reconocimiento

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017

La selección de un elemento pincel es necesaria para las etapas de dilatación y erosión de imagen, el cual define las características de la nueva imagen a la que se le aplica las técnicas de morfología matemática.

El algoritmo de reconocimiento de objetos circulares incluye funciones que retornan el área, excentricidad y posición de todos los objetos encontrados. El área de los objetos encontrados ayuda a seleccionar un rango de posibles elementos que pueden ser las circunferencias (eliminando todos los objetos pequeños), sin embargo, todos los elementos que superen un área pasaran este filtro. A diferencia, la excentricidad es un parámetro que determina el grado de desviación de una sección cónica con respecto a una circunferencia, por ende, determina que un objeto se aproxima a la forma del elemento de interés. Finalmente, la imagen de entrada es editada al fin de montar una circunferencia de color rojo sobre los elementos reconocidos como se muestra en la Figura 27.



Figura 27:Etiquetas de color sobre circunferencias encontradas en la imagen procesada.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

3.6.6. Diseño Electrónico

El diseño electrónico empieza con la selección del microcontrolador ATMEGA2560 que se da porque permite una interacción directa con la PC.

El diseño de una placa que contenga los elementos electrónicos permite que la conexión sea más estable y no se desconecten los servos al momento de realizar las pruebas.

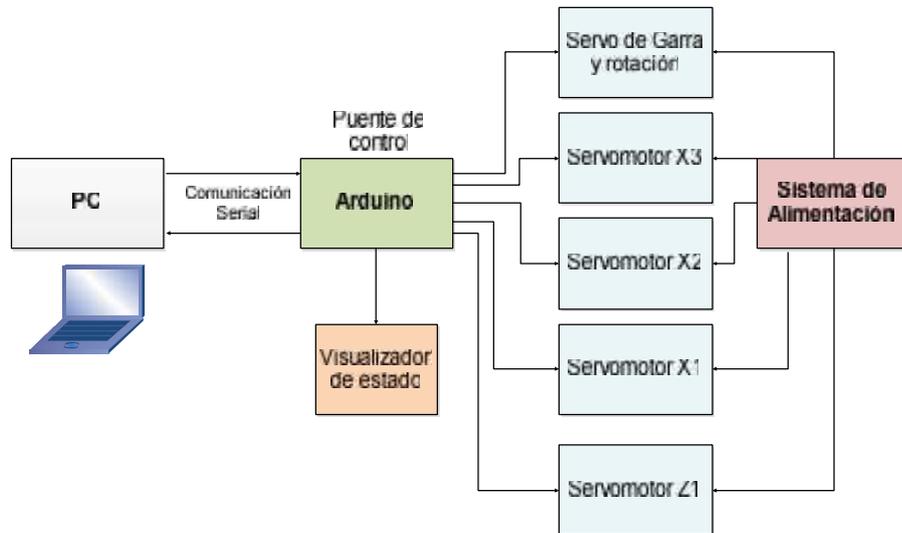


Figure 28: Conexión del circuito para dispositivos electrónicos

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La figura 28 muestra el circuito diseñado para conectar todos los dispositivos electrónicos como son: cinco motores, visualizadores de estado, resistencias, etc. La placa consta de un sistema de alimentación que requiere de una corriente superior a 3A dado el consumo de los cinco servomotores. Cada uno de los servomotores está controlado directamente por la tarjeta programable. Por defecto, la tarjeta arduino no posee una programación desarrollada en lenguaje C++, sino que trabaja enviando y recibiendo señales desde y hacia la PC. El arduino intercepta y envía a cada uno de los servomotores las señales que el software de control provee. La librería de Matlab usa la comunicación serial del microcontrolador ATMEGA2560 con la PC. Finalmente, el visualizador de estado es un conjunto de leds que permiten interactuar con el programa, ya que determina el inicio de una ejecución del programa, la conexión de los dispositivos y la comprobación de comunicación serial.

3.6.7. Funcionamiento del Sistema de Control.

El funcionamiento del sistema se basa en un conjunto de etapas unificadas con el objetivo de ubicar el extremo operativo en los puntos de interés (depósito de alimento y boca del usuario). El sistema incluye las etapas mostradas en la Figura 29, las cuales describen la adquisición y procesamiento de imagen, la adquisición y procesamiento de las señales proporcionadas por el sensor electromiográfico para la interacción entre el

sistema y el usuario, la etapa de control que permite ubicar el extremo operativo en los objetivos deseados y la etapa de ejecución.

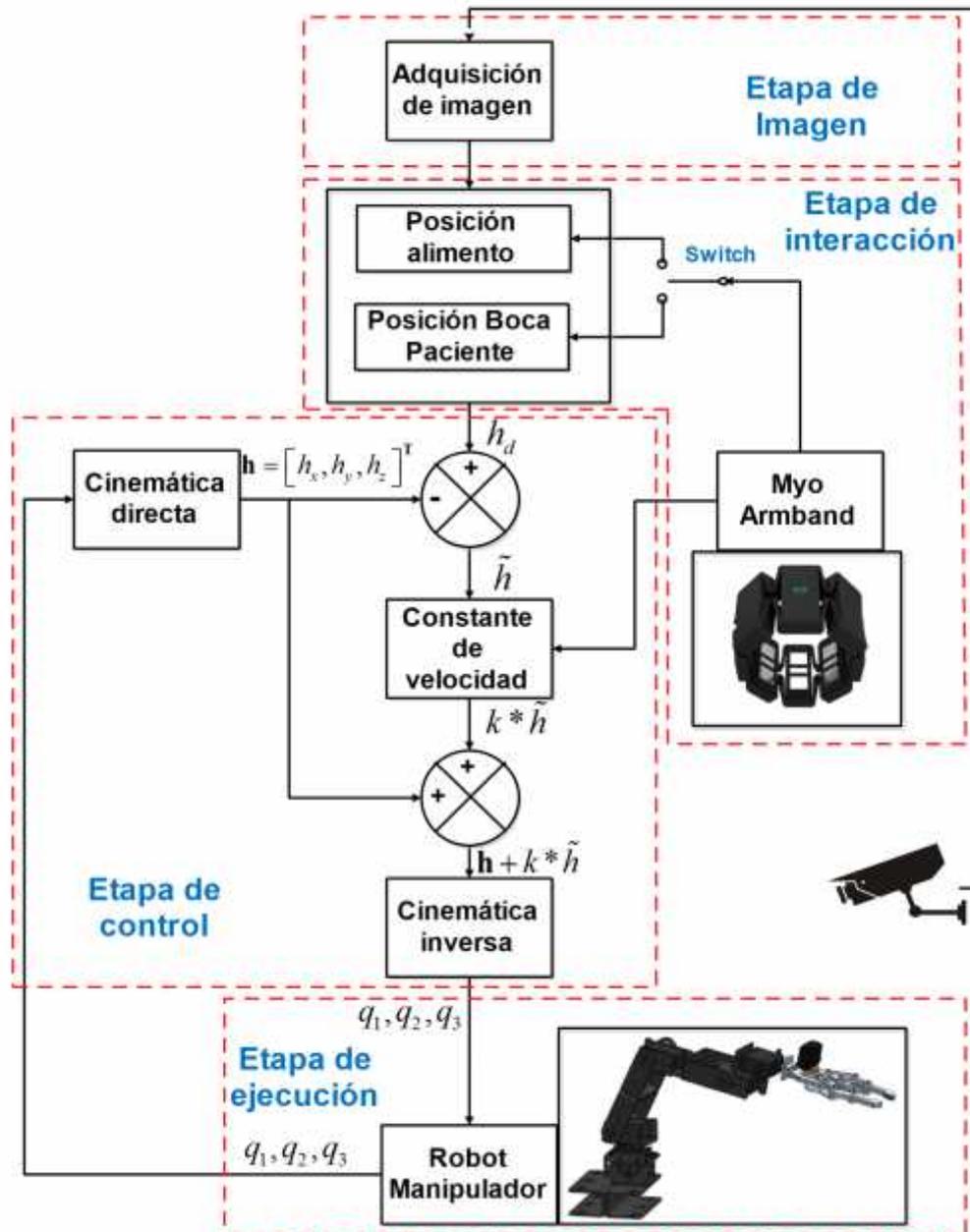


Figura 29: Diagrama de control del sistema
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

A continuación, se describir cada una de las etapas que se muestran en la figura 29.

Etapa de imagen, los puntos de interés obtenidos mediante el procesamiento de imagen explicados anteriormente determinan la posición de ubicación que debe alcanzar el extremo operativo. La Figura 30 presenta la ubicación del depósito de alimento y de la boca del participante a través de las formas circulares que poseen ambas.

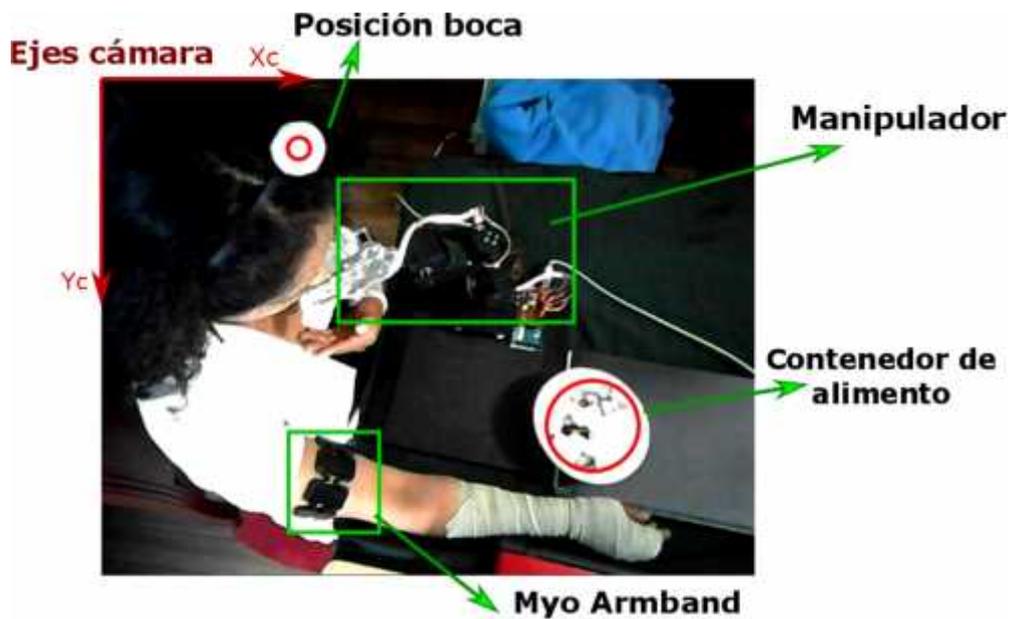


Figura 30: Imagen vista desde la cámara de detección

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La ubicación de los puntos de interés se da por defecto en píxeles $I(x,y)$. La transformación de píxeles a metros es necesaria ya que el algoritmo de control está programado para ubicar el extremo operativo en un punto en el espacio con dimensiones en metros. Para solucionar esta limitación, la ubicación de la cámara debe mantenerse fija en cada una de las pruebas, estimando como condición de ubicación un espacio donde no interfiera con la ejecución de la tarea final. En este contexto, tomando como referencia el eje inicial de rotación del manipulador, la cámara está ubicada a 0.8 metros de altura, 0.41 metros en el eje X y 0.07 en el eje Y, como se muestra en la figura 31.



Figura 31: Espacio de alcance del extremo operativo

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Conociendo la distancia existente entre la posición de la cámara y el eje de rotación principal del manipulador, se asume que la posición de ninguno de los dos difiere, por tanto, los ejes de coordenadas de imagen se escalan a metros y se reconfiguran en el controlador dependiendo de la ubicación de los puntos de interés.

Etapa de interacción con el usuario, el usuario debe tener el control del sistema a través de las señales electromiográficas que provee. Las maniobras que el usuario ejecuta a través de gestos de la extremidad afectada permiten incrementar o reducir la velocidad de ejecución, cerrar la pinza del extremo operativo y terminar la tarea. Las señales de entrada son un requisito para la consecución del algoritmo. Toda la trayectoria de retorno desde la boca hacia el contenedor se genera automáticamente como se muestra en la figura 32, donde la tenaza se cierra automáticamente al alcanzar el contenedor de alimento figura 32(a).

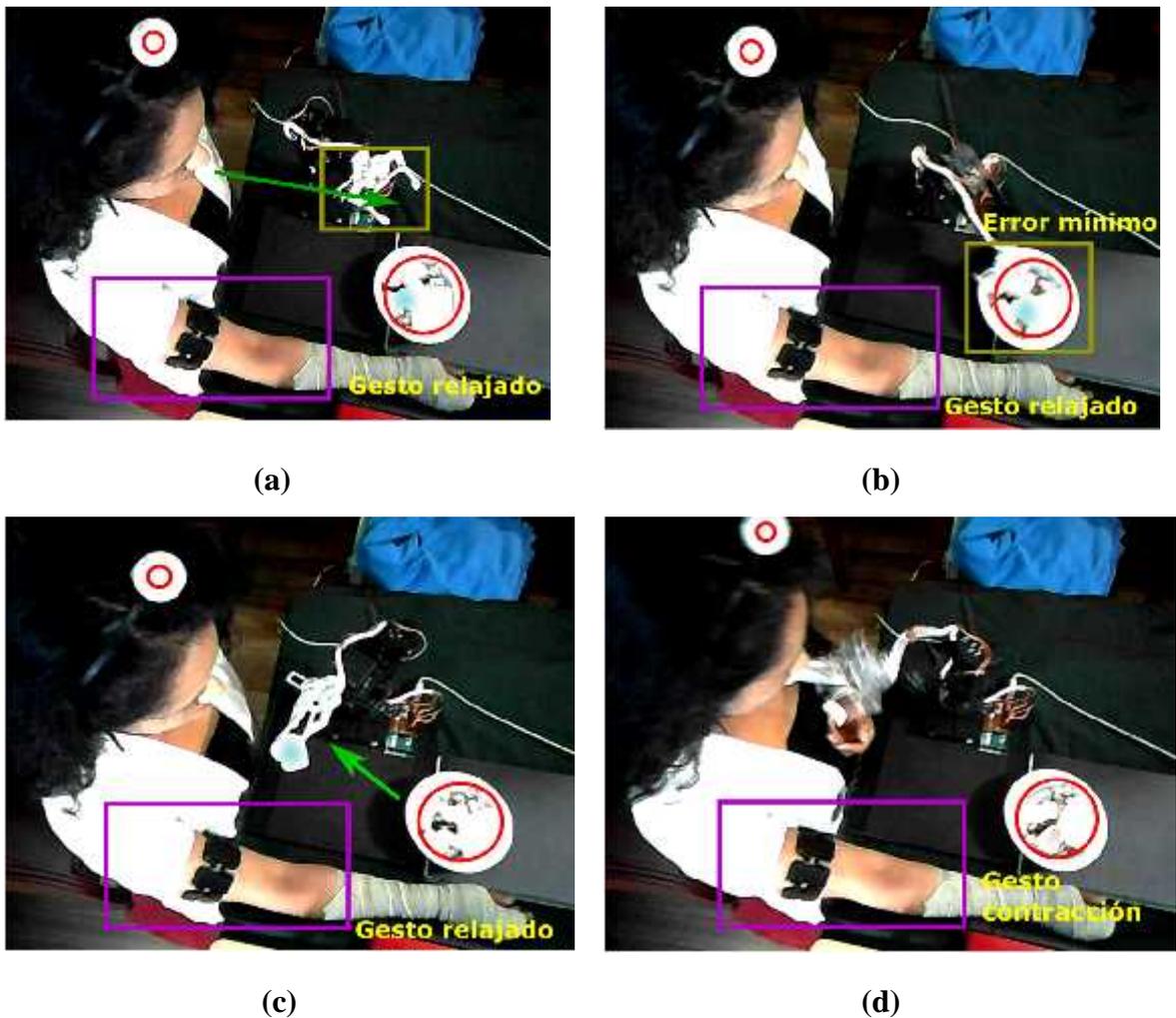


Figura 32: Alimentación de usuario y apertura de pinza mediante gesto del brazo
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En el momento en el que el extremo operativo del manipulador alcanza la posición donde se encuentra el contenedor del alimento, el controlador automáticamente capturar piezas de alimento, condición que se ejecuta cuando los errores de control son cercanos a cero, figura 32(b). De la misma manera, el retorno desde la posición del contenedor del alimento hacia la boca del usuario se realiza automáticamente, y cuando el extremo alcanza la posición de la boca del usuario, el control mantendrá el extremo operativo en el mismo lugar hasta que una orden de abrir la tenaza sea ejecutada. El gesto de contracción del del participante permite continuar con la ejecución del algoritmo figura 32(d), donde el extremo retorna nuevamente a la posición de captura de alimento.

Etapas de control, el control cinemático consigue que los puntos de interés sean alcanzados. Considerando que el robot parte de una posición inicial lejano a la posición del contenedor de alimento o a la boca del participante, el control cinemático fuerza la modificación de ángulos para alcanzar las ubicaciones deseadas. La corrección de errores de ubicación $\tilde{\mathbf{p}}$ se basa en el cálculo entre las posiciones deseadas (\mathbf{P}_{d1} y \mathbf{P}_{d2}) y la posición actual \mathbf{p} , como se muestra en la figura.33.

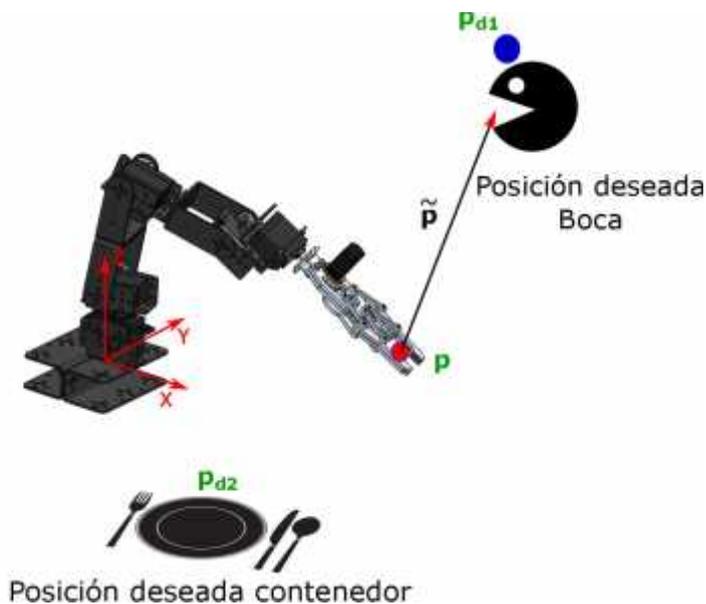


Figura 33: Identificación de variables para la etapa de control
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

En este aspecto, cuando la posición deseada es la boca del usuario \mathbf{P}_{d1} , el controlador alcanza el objetivo a través del cálculo de errores $\tilde{\mathbf{p}} = \mathbf{P}_{d1} - \mathbf{p}$, donde $\tilde{\mathbf{p}} = [\tilde{p}_x, \tilde{p}_y, \tilde{p}_z]$, es decir, $\tilde{\mathbf{p}}$ representa el error de posición de las tres componentes. De manera similar, cuando la posición deseada conmute a la del contenedor del alimento, $\tilde{\mathbf{p}}$ será calculada a

través de $\tilde{\mathbf{p}} = \mathbf{p}_{d2} - \mathbf{p}$. La reducción de errores de posición se logra con la ecuación [22] donde se incluye el uso de un par de constantes \mathbf{k}_1 y \mathbf{k}_2 .

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{p}_{i-1} + \tilde{\mathbf{p}} * (\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2) \quad [22]$$

La respuesta inmediata del controlador para corregir la posición de los servos puede forzar de sobremanera a los actuadores. Para ajustar las respuestas a valores de rotación que no afecten a la estructura se propone el uso de las constantes \mathbf{k}_1 y \mathbf{k}_2 . Normalmente, la ejecución debe contener una velocidad básica, usándose la constante \mathbf{k}_1 con un valor mínimo definido al inicio del proceso. A diferencia, a través del uso del \mathbf{k}_2 el usuario puede modificar la velocidad de ejecución a necesidad \mathbf{k}_2 varía directamente en proporción a la entrada de señales electromiográficas proporcionados por el sensor de señales electromiográficas, donde la flexión total del brazo acelera el proceso y el estiramiento baja la velocidad notablemente. Cuando se produce una flexión total del brazo, la velocidad depende de la adición de ambas constantes, mientras que cuando se produce un estiramiento del brazo, la velocidad solo depende de \mathbf{k}_1 .

Etapas de ejecución, Finalmente, las acciones de corrección que el controlador provee modifican el ángulo de giro de cada uno de los actuadores para alcanzar el punto deseado. Las acciones de control y la velocidad de corrección dependen directamente de las constantes configuradas en el controlador. Al manipulador ingresan los valores en posición de ángulo que arroja el controlador, mientras que las salidas extraídas del conjunto de servomotores son las verdaderas posiciones obtenidas.

En anexo F se muestra que el medio de comunicación serial permite tener la intercomunicación entre la computadora y el arduino. En promedio, la velocidad de ejecución es menor a 200 milisegundos, incluyendo todo el procesamiento de imagen, modificación de posición de los ángulos de giro, lectura de los ángulos reales de los motores, grabación en video de la ejecución y corrección de posición a través de la cinemática inversa.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Luego de realizar las pruebas de los sistemas: electrónico, mecánico, de manera individual, obteniendo resultados favorables se procedió a realizar las pruebas necesarias para determinar el correcto funcionamiento del proyecto de investigación, dando como resultado lo siguiente.

Sistema de obtención y tratamiento de señales sEMG:

Para el desarrollo de las pruebas se trabajó con las muestras del brazo de una persona de 33 años, peso 55kg, altura 1,60m, longitud del brazo 36cm, Perímetro del bíceps 28cm, perímetro del tríceps 26cm los parámetros fueron medidos como se indica en (Martínez, 1992). Los datos obtenidos por medio del brazalete Myo de las posiciones del brazo de flexión y extensión de la articulación del codo fueron almacenada en archivos. mat para posteriormente ser utilizadas con Matlab.

Tabla 6: Datos Obtenidos en archivos. mat

se_al1.mat	señal sEMG del sensor 1
se_al2.mat	señal sEMG del sensor 2
se_al3.mat	señal sEMG del sensor 3
se_al4.mat	señal sEMG del sensor 4
se_al5.mat	señal sEMG del sensor 5
se_al6.mat	señal sEMG del sensor 6
se_al7.mat	señal sEMG del sensor 7
se_al8.mat	señal sEMG del sensor 8
st1.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 1
st2.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 2
st3.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 3
st4.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 4
st5.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 5
st6.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 6
st7.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 7
st8.mat	señal sEMG y tiempo del sensor 8
IEMG.mat	Integrado EMG y tiempo del sensor
MAV.mat	Media del valor absoluto y tiempo del sensor

RMS.mat	Media cuadrática y tiempo del sensor
VAR.mat	Varianza y tiempo del sensor
SSI.mat	Integral cuadrática simple
ZC.mat	Cruce por cero
MNF.mat	Frecuencia de potencia media
MNP.mat	Frecuencia de potencia mediana
SM3.mat	Momento inicial espectral (SM3)
gyro1.mat	Señal del giroscopio x
gyro2.mat	Señal del giroscopio y
gyro3.mat	Señal del giroscopio z
gyrox.mat	Señal y tiempo del giroscopio x
gyroy.mat	Señal y tiempo del giroscopio y
gyroz.mat	Señal y tiempo del giroscopio z
inIEMG.mat	Señal de entrenamiento IEMG para RNA
inMAV.mat	Señal de entrenamiento MAV para RNA
inRMS.mat	Señal de entrenamiento RMS para RNA
inVAR.mat	Señal de entrenamiento VAR para RNA
inSSI.mat	Señal de entrenamiento SSI para RNA
inZC.mat	Señal de entrenamiento ZC para RNA
inMNF.mat	Señal de entrenamiento MNF para RNA
inMNP.mat	Señal de entrenamiento MNP para RNA
inSM3.mat	Señal de entrenamiento SM3 para RNA
Inputs.mat	Entrada de la RNA para entrenamiento
Targuet.mat	Clasificación conocida de los datos de entrada
temg.mat	Tiempo de las muestras sEMG
tgyro.mat	Tiempo de las muestras del giroscopio

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Para el análisis y tratamiento de la señal sEMG, en el espacio del tiempo y de la frecuencia se realizó una interfaz para visualizarla dinámica de cambio de los parámetros. Mediante la aplicación se seleccionaron los parámetros más informativos para entrenar a las RNA.

Sistema de identificación y estimación de parámetros del movimiento.

El entrenamiento de la red se puede verificar con valores de entrada reales. La Figura 34 presenta la adquisición de los valores de todos los sensores electromiográficos cuando el brazo se coloca en 130, 90, 45 grados respectivamente. De todas las señales capturadas por el sensor, la señal de interés se centra en los resultados dados por el tríceps, se procesa con la red neuronal previamente programada y se obtienen los pulsos equivalentes para controlar al servomotor. Dependiendo del fabricante, el servomotor se posiciona en un cierto ángulo con una señal de entrada determinada. En este caso, el servomotor usado se posiciona en cero grados cuando la señal de entrada es de 0.7ms en alto y se posiciona en el extremo cuando la señal es de 2.1 ms en uno lógico. La Figura 35 muestra las señales necesarias para colocar un servomotor en una posición deseada de acuerdo a las señales de entrada.

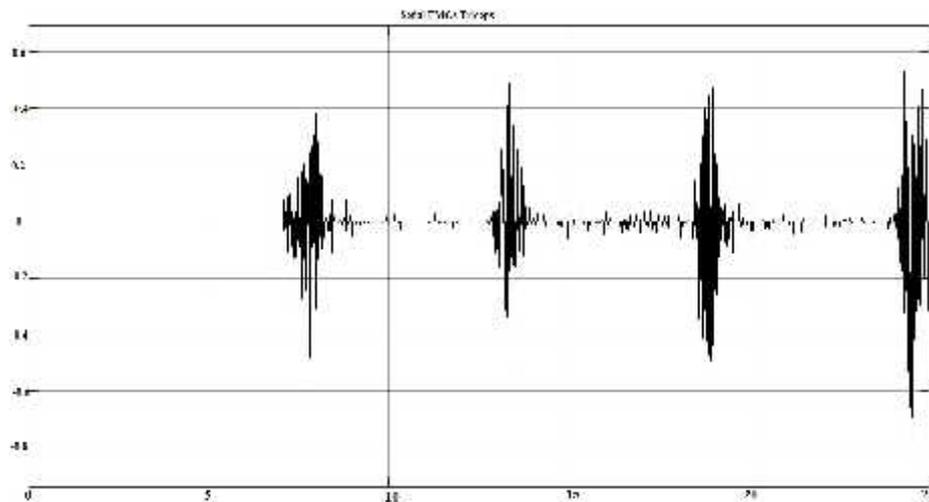


Figure 34:sEMG del 8vo sensor tríceps.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

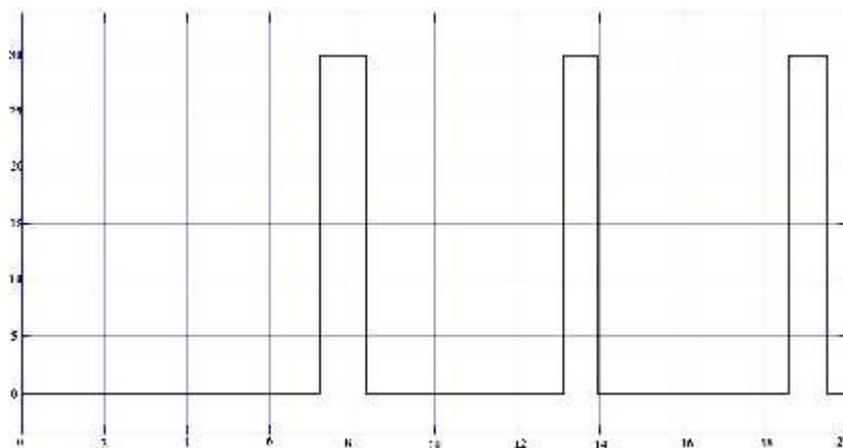


Figura 35: Señal de control para posicionar el servomotor

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Sistema de Identificación de flexión de brazo a través de la red neuronal

La figura 36 muestra el análisis el comportamiento del bíceps. El primer movimiento corresponde a la señal que posiciona al servomotor en 130 grados, la segunda lo posiciona a 90 grados y la tercera en 45 grados. La Figura 37 presenta la lectura de datos de la verdadera posición del servomotor, mostrando valores de posición de 125 grados, 80 grados y 36 grados.

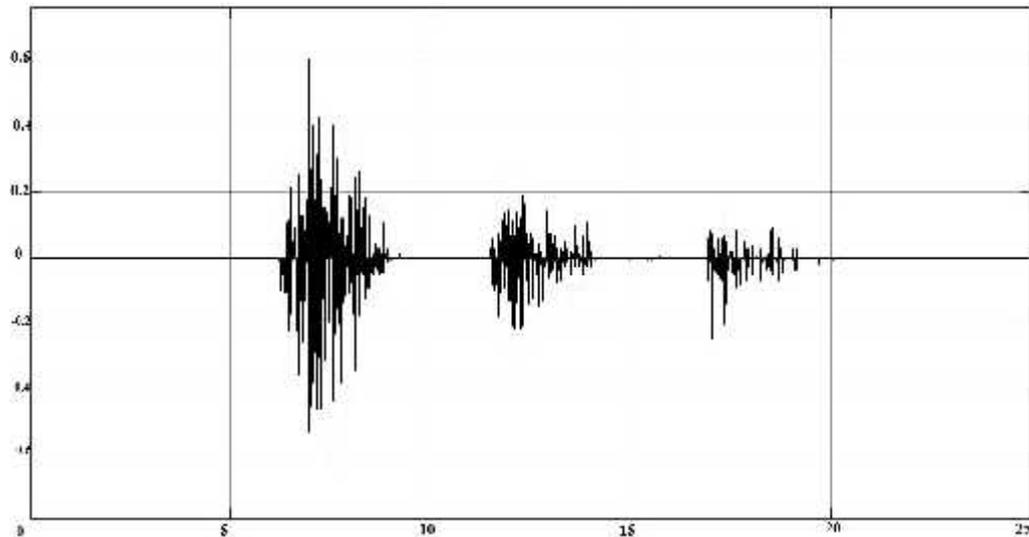


Figura 36:sEMG del 4 sensor bíceps

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

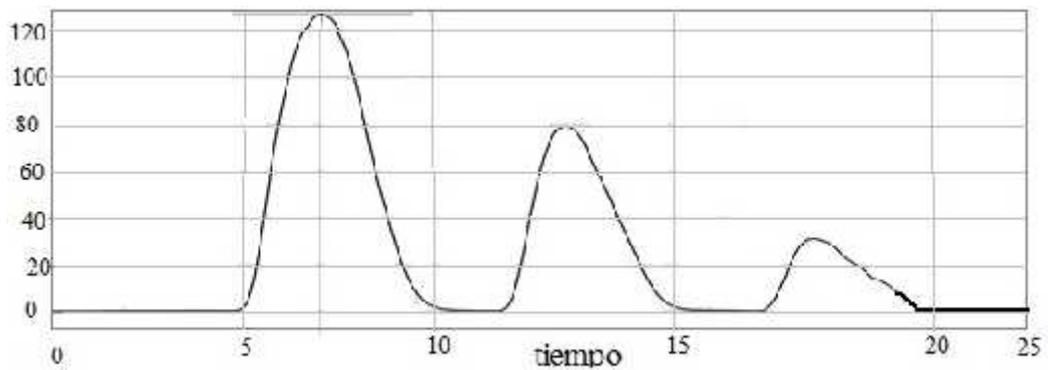


Figura 37:Comportamiento deseado generado por la condición del sistema (salida en grados)

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Diseño electrónico

Para la facilidad de manipulación del sistema cableado del robot, la implementación de una placa electrónica fue requerida. La Figura 38 muestra el diseño electrónico desarrollado para la intercomunicación entre los motores y la computadora.



Figure 38: Diseño electrónico

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Análisis de corriente

La cantidad de energía consumida por el sistema es un factor importante a conocer para determinar la eficiencia del sistema robótico, así como escalar la potencia que usará el brazo robótico. Al obtener los algoritmos de control e implantarlos sobre el sistema robótico para ejecutar las tareas deseadas, los consumos de potencia se pueden calcular a través de distintas pruebas. Teniendo una posición del contenedor de alimento fija, las variaciones en la posición de la boca del usuario y la variación en la velocidad de ejecución marcan diferencias en la cantidad de energía consumida.

La velocidad en la que se desplaza el extremo operativo se calcula al conocer el valor de las constantes $K1$ (0.001) y $K2$. La Tabla 7 presenta dichas variaciones y las respuestas en consumo de potencia del sistema. Cabe aclarar que para tener la medición de energías, se asume que el extremo operativo del robot parte del contenedor, llega al punto de interés de la boca y retorna inmediatamente al contenedor, sin esperar la señal electromiográfica. Asimismo, se mantiene un voltaje de 5 V en todas las pruebas.

Tabla 7: Consumo de potencia dadas posiciones de la boca y velocidades diferentes

Nro.	Posición contenedor: x, y, z (metros)	Posición boca x, y, z (metros)	K2	Vel. de ejecución (m/s)	Potencia promedio (W)	Distancia entre boca y plato (m)	Energía consumida (J)
1	0.15, 0.17, 0.05	0.00, -0.17, 0.33	0.01	0.02	8.39	0.465	390.14
2	0.15, 0.17, 0.05	0.05, -0.18, 0.33	0.01	0.02	8.12	0.459	372.71
3	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.19, 0.33	0.01	0.02	8.81	0.459	404.38
4	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.19, 0.33	0.01	0.02	8.51	0.456	388.06
5	0.15, 0.17, 0.05	0.00, -0.17, 0.33	0.02	0.03	9.54	0.465	295.74
6	0.15, 0.17, 0.05	0.05, -0.19, 0.33	0.02	0.03	9.49	0.467	295.46
7	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.18, 0.33	0.02	0.03	9.67	0.451	290.74
8	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.19, 0.33	0.02	0.03	9.50	0.456	288.80
9	0.15, 0.17, 0.05	0.00, -0.18, 0.33	0.03	0.04	10.19	0.473	240.99
10	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.17, 0.33	0.03	0.04	10.11	0.443	223.94
11	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.19, 0.33	0.03	0.04	10.33	0.456	235.52
12	0.15, 0.17, 0.05	0.00, -0.18, 0.33	0.04	0.05	10.44	0.473	197.52
13	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.19, 0.33	0.04	0.05	10.54	0.459	193.51
14	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.17, 0.33	0.04	0.05	10.51	0.440	184.98
15	0.15, 0.17, 0.05	0.00, -0.18, 0.33	0.05	0.06	11.24	0.473	177.22
16	0.15, 0.17, 0.05	0.05, -0.19, 0.33	0.05	0.06	11.22	0.467	174.66
17	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.17, 0.33	0.05	0.05	11.33	0.443	200.77
18	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.19, 0.33	0.05	0.06	11.41	0.456	173.43
19	0.15, 0.17, 0.05	0.10, -0.17, 0.33	0.06	0.07	13.43	0.443	169.99
20	0.15, 0.17, 0.05	0.15, -0.19, 0.33	0.06	0.07	13.49	0.456	175.76

A través de los resultados presentados por la Tabla7, se puede concluir que el consumo de potencia con velocidades bajas es menor es decir a 0.02m/s la potencia es de 8.39W comparado con velocidades altas de ejecución a 0.07m/s la potencia es de 13.49W. Sin embargo, al tener una velocidad baja el consumo de energía a lo largo de la trayectoria (partir del contenedor a la boca del usuario y retornar al contenedor) se incrementa a 390.14J.

Adquisición y Procesamiento de imagen

Comprueba la detección de objetos de interés en el plano de imagen estructurado. La figura 39(a) presenta una captura a color del entorno de trabajo, mientras que la figura 39(b) presenta el último procesamiento para reconocer los objetos circulares.

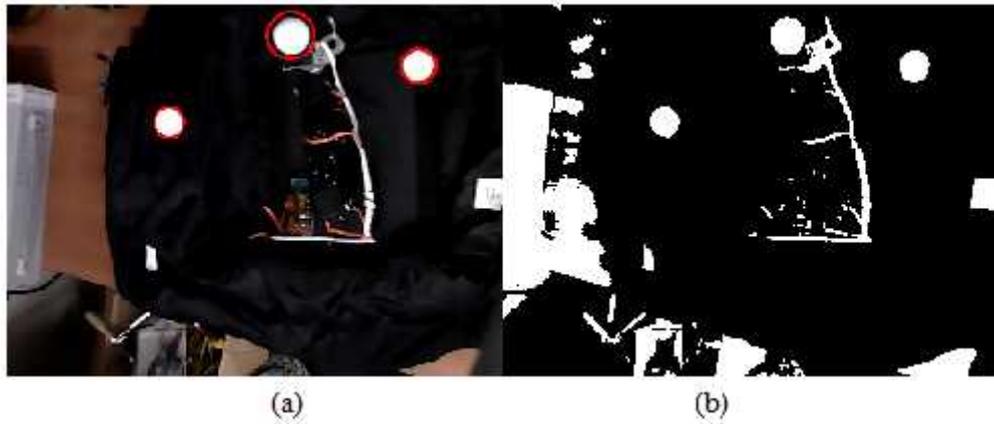


Figure 39: Detección de objetos circulares en la imagen.
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Dado que el procesamiento de imagen es una parte de todo el sistema, los tiempos de ejecución son relevantes.

La Figura 40 presenta el resultado de los tiempos de retardo en el procesamiento de imagen.

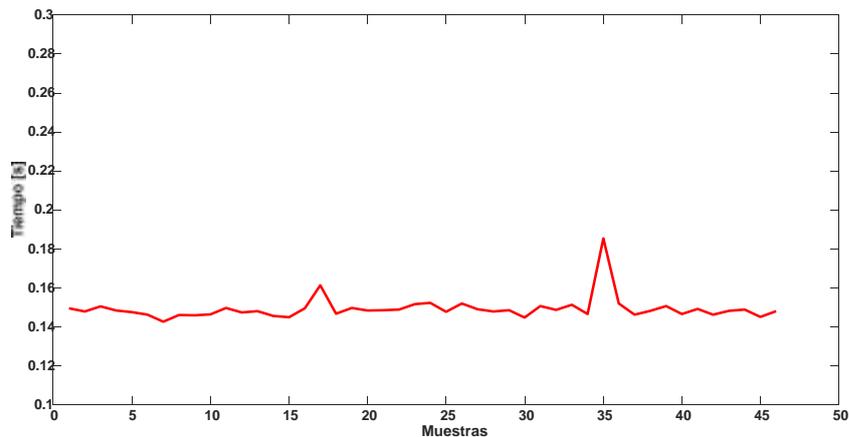


Figura 40: Tiempo de retardo en procesamiento de imagen
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La variación de posición de los objetos de interés es un hecho inminente pero con ciertas limitaciones debido a que la cámara se mantendrá en una posición fija, el participante puede realizar durante la ejecución de la tarea movimientos a los costados, hacia adelante mas no hacia atras. La figura 41 muestra la secuencia de imágenes para determinar el seguimiento de posición de los objetos de interés. La figura 41 (a,b,c) muestra la variación de posición de usuario, la figura 41 (d,e,f) muestra variación de posición del plato

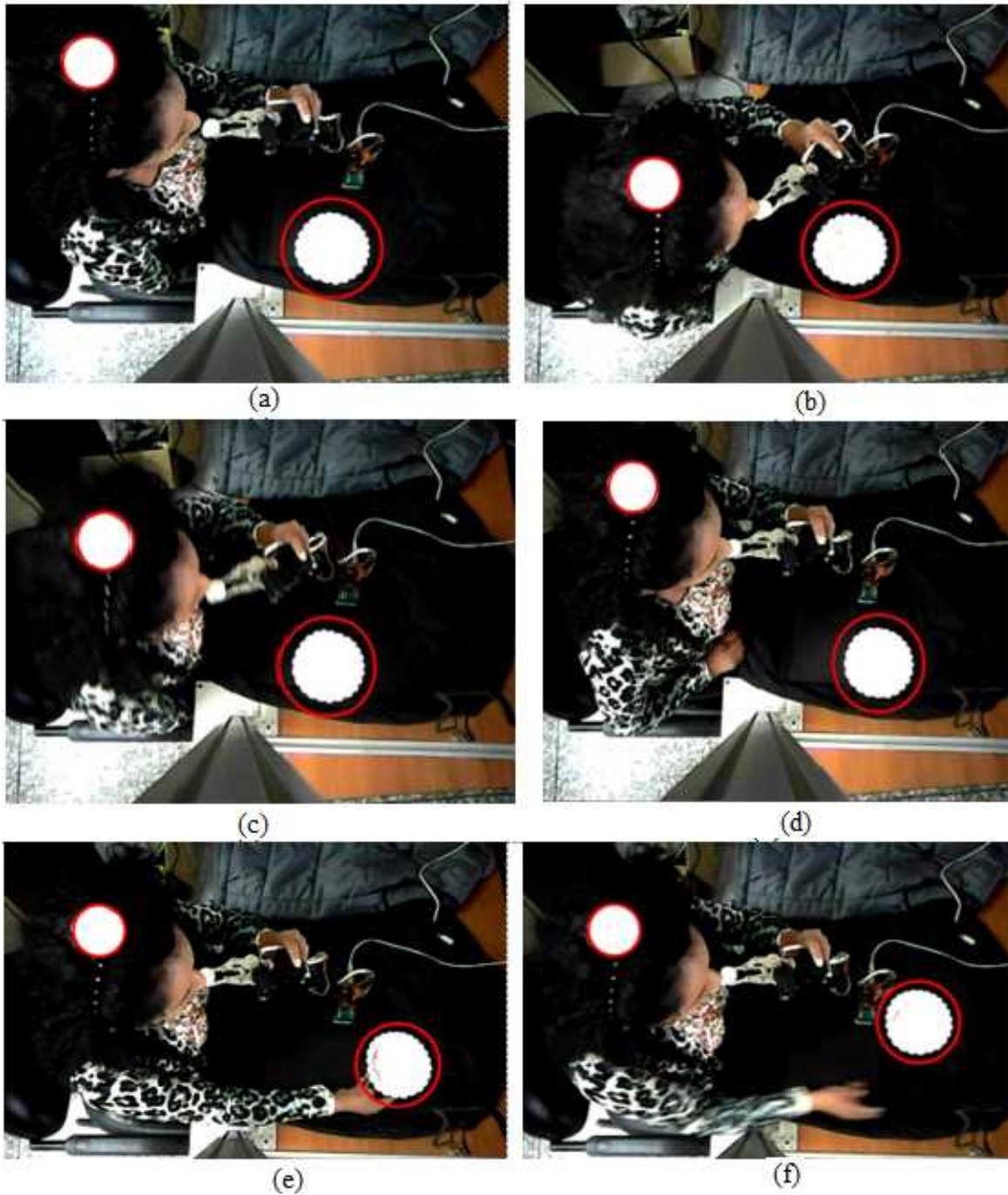


Figura 41: Secuencia de imágenes para determinar el seguimiento de posición de los objetos de interés: (a- c) variación de posición de usuario, (d-f) variación de posición del plato

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Para obtener posiciones en magnitudes que el controlador puede determinar como válidas, el escalamiento de píxeles a metros es requerido.

La Figura 42 presenta el resultado del seguimiento de cada uno de los objetos a lo largo del tiempo en píxeles.

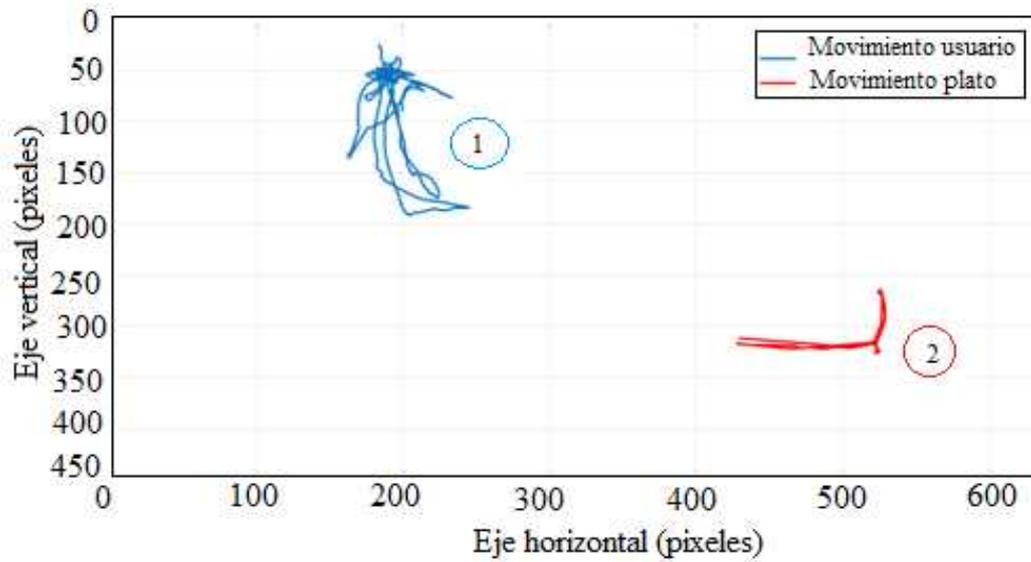


Figura 42 Seguimiento de los puntos de interés en el plano de imagen.
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La figura 43 muestra el resultado de escalar las coordenadas a metros tanto del contenedor de alimento como de la boca del usuario.

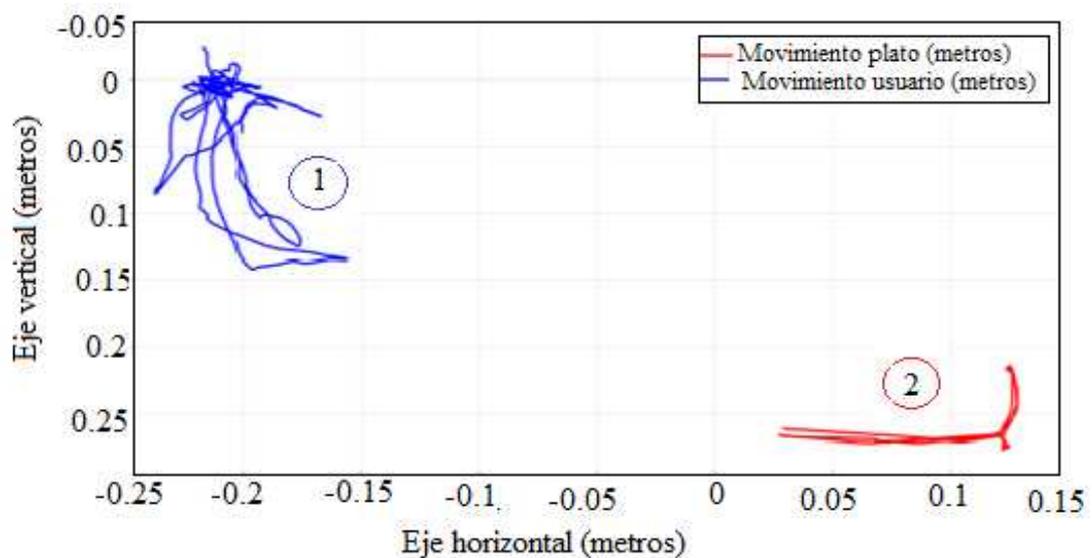


Figura 43: Seguimiento de los puntos de interés en metros
Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Movimiento 1, corresponde a los movimientos que realiza el participante para que el robot posea el estremo operativo y busque la posición de la boca del usuario para depositar el alimento.

Movimiento2, corresponde a las diferentes posiciones donde se coloca el contenedor de alimento para que el robot busque el plato y cumpla con la tarea de alimentación.

Prueba de posicionamiento del extremo operativo de acuerdo a señales de entrada

Las acciones de control para posicionar el extremo operativo dependen de la ubicación de la boca y del contenedor del alimento. La Figura 44 muestra el posicionamiento del extremo operativo de acuerdo con la posición de los puntos de interés en todos los ejes. De manera detallada se observa: **Posición 1**, el movimiento continuo del usuario para probar la efectividad del algoritmo de control. **Posición 2**, la estabilidad de posición del contenedor de alimento. **Posición 3**, se observan las posiciones del extremo operativo para ubicarse en ambos puntos de interés, los cuales varían dependiendo de la variación del entorno.

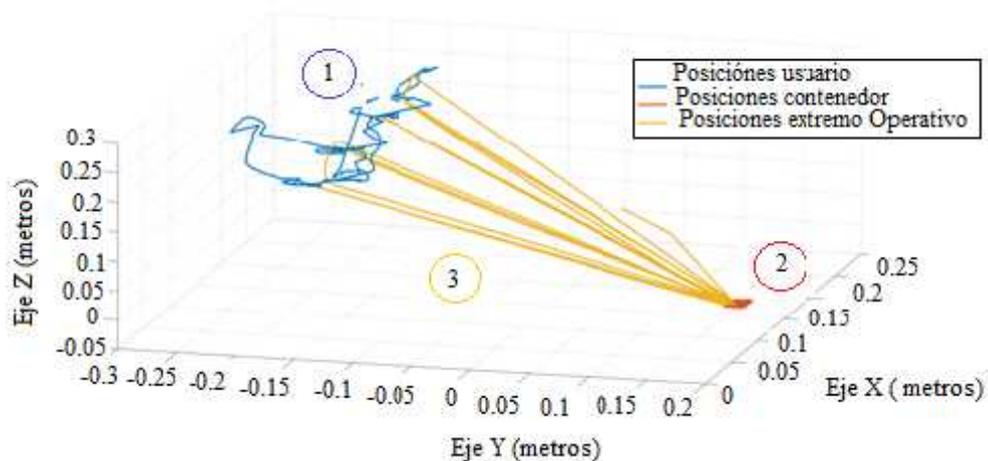


Figura 44: Posicionamiento del extremo operativo de acuerdo con la posición de los puntos de interés en todos los ejes

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Adicionalmente, la Figura 45 presenta los errores acumulados en la ejecución de la tarea. Visto de la posición de la boca del usuario, muestra la tendencia a cero de los errores de control cada cierto tiempo, representando el alcance del extremo operativo hacia el punto deseado. De la misma manera, existen periodos donde los errores alcanzan su magnitud máxima, lo cual representa el alcance del actuador final al otro punto deseado (depósito de alimento).

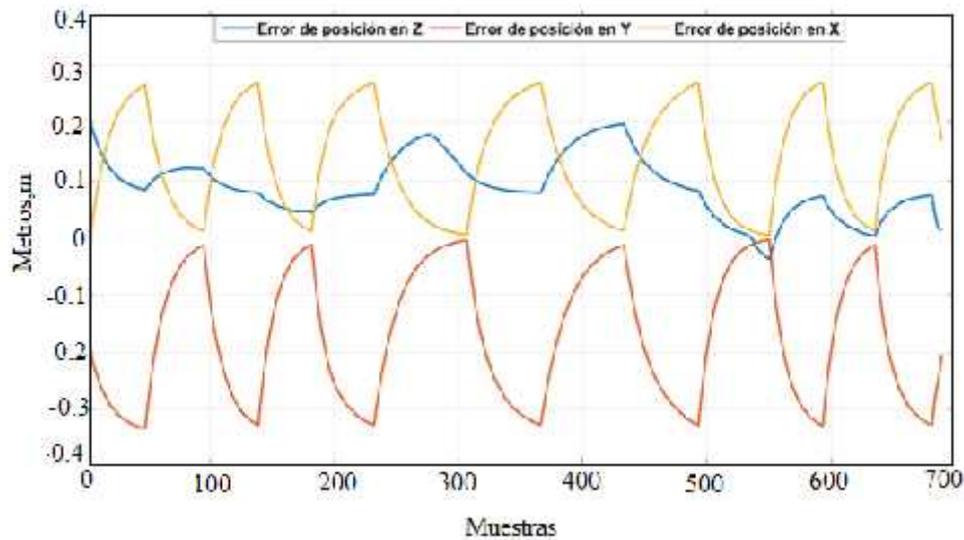


Figura 45: Errores de posición en los tres ejes
 Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Finalmente, esta prueba muestra el tiempo de retardo usado para lograr el objetivo, el cual se mantiene por debajo de 200 milisegundos incluyendo el procesamiento de imagen, corrección de errores de posición y exportación de video.

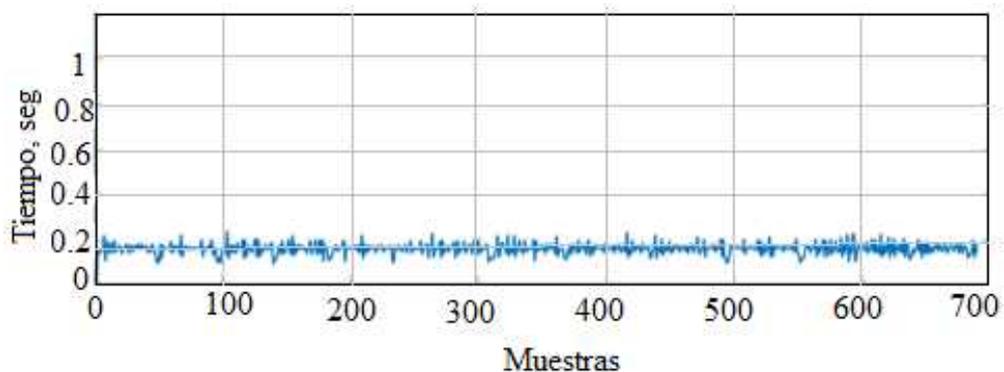


Figure 46: Tiempo de retardo para el experimento
 Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Funcionamiento del Sistema de Control

El usuario tiene el control de toda la ejecución de la tarea. Las instrucciones que el usuario genera a través de señales electromiográficas son procesadas por la red neuronal para abrir la tenaza (liberación de alimento), incrementar la velocidad de ejecución al realizar el movimiento de flexión el brazo, reducir la velocidad de ejecución al realizar el movimiento de extensión el brazo y terminar completamente la ejecución. La Figura 47 muestra la captura de todas las señales electromiográficas para que el procesamiento de señales a través de la red neuronal artificial detecte el tipo de gesto que se ejecute. La

señal de gesto relajado es la que predomina frente al resto ya que en la mayoría de la ejecución el usuario deberá esperar a que el extremo operativo llegue a cualquiera de los puntos de interés. Los gestos contracción de bíceps es el segundo más ejecutado, ya que de este depende la continuidad de la tarea.

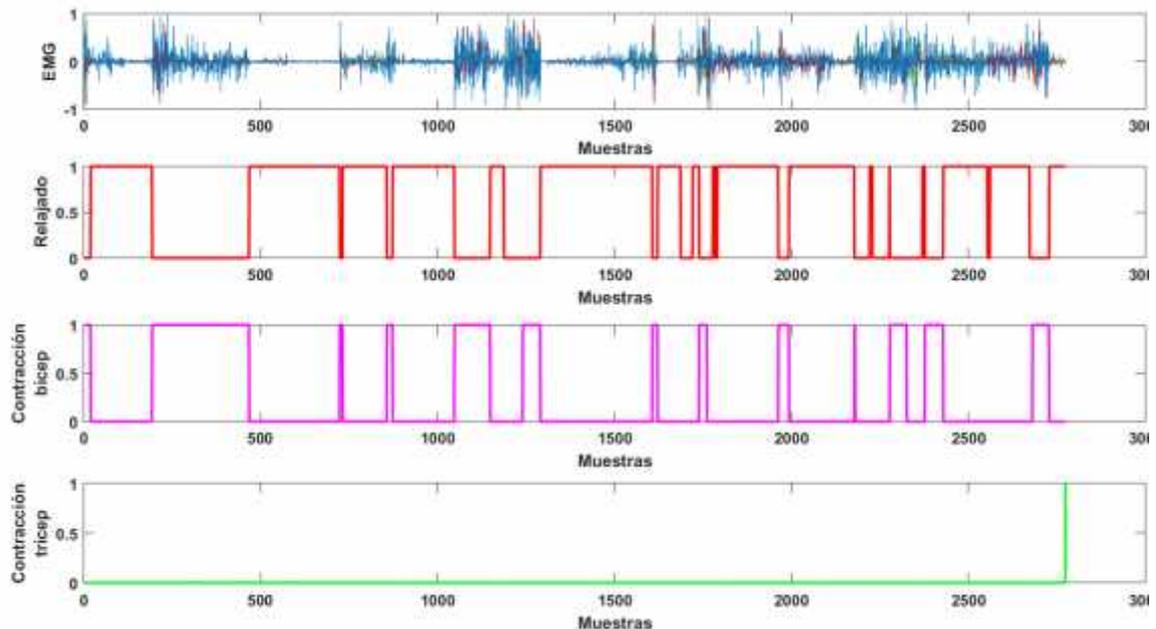


Figura 47: Reconocimiento de gestos generados por el brazo del usuario

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Finalmente, la contracción del tríceps se ejecuta para cortar la secuencia de la tarea, por tanto, es la última señal que el programa almacena.

La velocidad de ejecución del sistema depende de la flexión o extensión del brazo.

La Figura 48 muestra el incremento o decremento de velocidad de la ejecución a través del movimiento del extremo operativo en relación con la entrada de la flexión del brazo.

La ejecución lenta se define como la tarea que se lleva a cabo con una velocidad de 0.02 m/s, donde para el posicionamiento del extremo operativo entre ambos puntos de interés se lleva en aproximadamente el doble de tiempo comparado con una velocidad de 0.07 m/s (ejecución rápida).

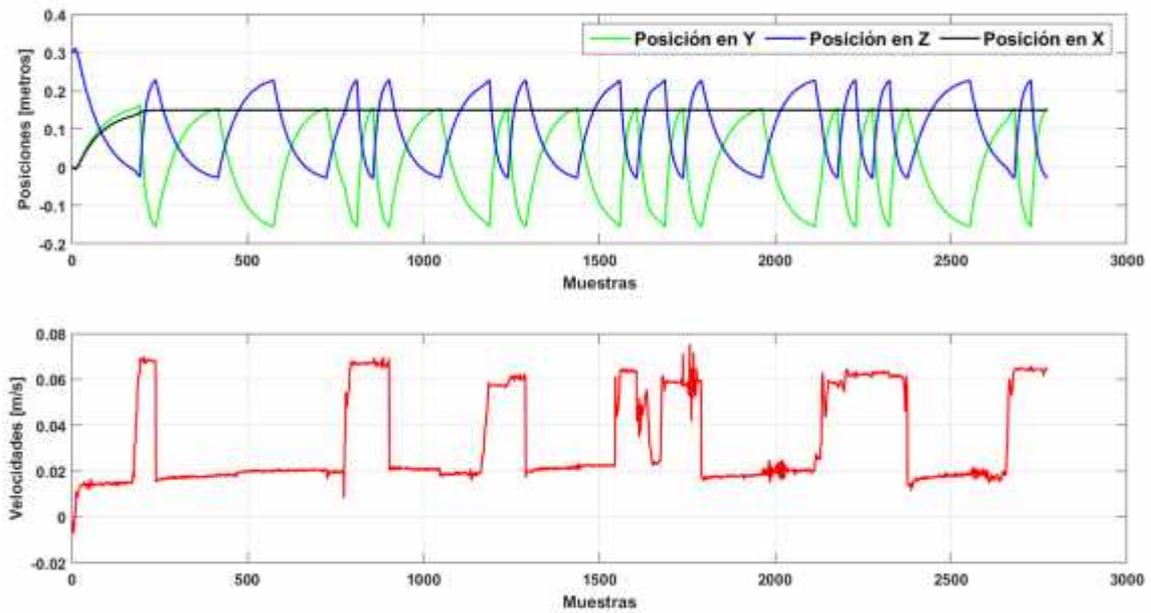


Figura 48: Modificación de velocidad a partir de señales bioeléctricas
 Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

La prueba final integra las señales electromiográficas de comando, la detección de movimiento de los objetivos finales y las acciones de control para alcanzar los puntos de interés. Las señales de entrada controlan la ejecución del proceso, señales mostradas en el primer arreglo de ejes de la Figura 49.

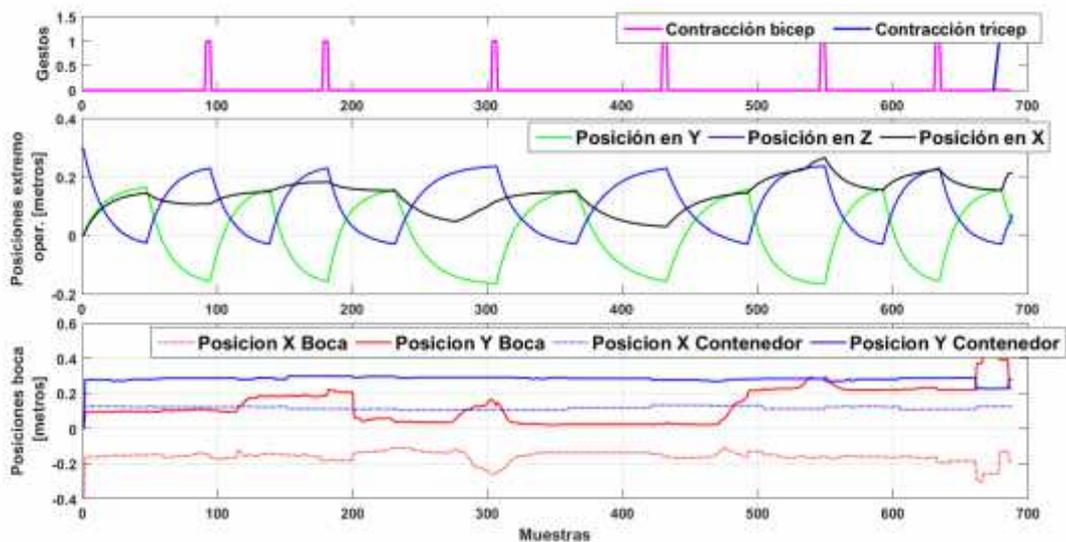


Figura 49: Integración entre la señal electromiográfica y la ubicación de puntos de interés a través de la cámara
 Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

Las posiciones que adopta el extremo operativo dependen directamente de la ubicación de la boca del usuario. Teniendo como parámetros fijos los movimientos del

identificador de la boca en el eje Y, Z, el experimento muestra la variación de posición sobre el eje X en el segundo arreglo de ejes de la Figura (línea roja). Finalmente, el tercer arreglo de ejes muestra la variación de posiciones de los objetos de control, donde las líneas azules representan la ubicación tomada del contenedor a lo largo de la tarea, mientras que las líneas rojas representan la variación de posición en el eje X y Y del identificador de la boca. Como se muestra, la línea roja punteada presenta las variaciones en ubicación de los ejes Y, mientras que la sólida presenta la variación en el eje X. Notablemente, la variación en el eje Y no indica muchos cambios a lo largo del tiempo, a diferencia del eje X, donde se muestra una variación constante, hecho que modifica la posición del extremo operativo en dicha componente.

Finalmente, la gráfica muestra los tiempos de computadora requerido para ejecutar el procesamiento de toda la secuencia. Los tiempos muestran la ejecución de los algoritmos de control, la modificación de ángulos de los servomotores, la adquisición y el procesamiento de señales electromiográficas, la detección de puntos de interés dados por morfología matemática y el almacenamiento de video de la ejecución de la tarea, figura50.

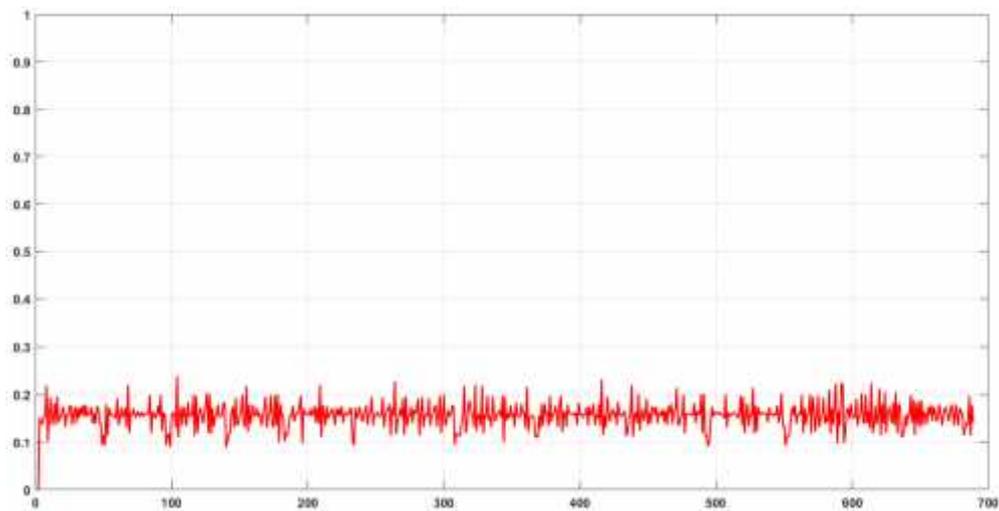


Figura 50: Los tiempos de computadora requerido para ejecutar el procesamiento de toda la secuencia.

Fuente: VALLEJO, Jacqueline, 2017.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- El robot manipulador se diseña en SolidWorks para comprobar las características requeridas para el sistema propuesto. El análisis de esfuerzos y desplazamientos al colocarle carga emulando un entorno real se desarrolla para comprobar que el robot satisfaga los requerimientos de trabajo, concluyendo que efectivamente el manipulador es apropiado para la aplicación final.
- El sistema electrónico de comunicación se diseña para controlar al manipulador desde el software matemático. El diseño electrónico se basa en un receptor/transmisor de información para mantener comunicación en tiempo real con la red de actuadores, el que adicionalmente incluye indicadores para la detección de errores de comunicación.
- El controlador propuesto se basa en cinemática inversa, posicionando el extremo operativo en dos puntos de interés. En toda la ejecución de la tarea, el usuario tiene el control total de la continuidad de la tarea, así como de su finalización. La detección de gestos para controlar el sistema se realiza con la detección de las señales de entrada a través de una red neuronal artificial, la cual estima la aproximación al gesto que genera el paciente para alternar la posición del extremo operativo. La detección permite detectar tanto gestos como estiramiento del brazo del paciente.
- El sistema de visión es usado para cerrar el lazo de control. La planificación de trayectoria se desarrolla detectando la ubicación de los puntos de interés, los cuales pueden variar su posición en el plano de imagen. El posicionamiento en coordenadas en píxeles se transforma a metros para corregir las acciones de control y mantener una trayectoria esperada para alimentar al usuario.
- La interfaz de comunicación entre el sensor de señales electromiográficas y el brazo robótico se desarrolla a través del software Matlab. En Matlab se programan las redes neuronales artificiales para la detección de señales, la adquisición de las ocho señales del sensor EMG, la comunicación con los

servomotores y se ejecuta el cálculo del controlador cinemático para las correcciones de posición. Adicionalmente, el lazo de control se complementa por detección de objetos en visión artificial, mostrándose como una alternativa escalable para proyectos futuros similares.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda usar este trabajo investigativo como base para el mejoramiento de las capacidades de personas con limitaciones dejadas por la pérdida de miembros superiores.
- El sistema puede mejorar la captura de alimentos con la ubicación de una cámara extra en el extremo operativo. Para esto, se recomienda extender el tema investigativo con un tema que incluya la manipulación de objetos pequeños con otro tipo de efectores finales, tales como ventosas o garras con tres dedos.
- Dado que el cálculo del posicionamiento real del efector final depende de los datos de posición entregados por cada uno de los actuadores, el manipulador podría contar con motores inteligentes para mejorar aún más el funcionamiento del sistema. Además de reducir el sistema cableado para controlar todos los servomotores, los motores inteligentes permiten obtener parámetros como el torque, la corriente consumida, la velocidad, posición y demás información que incrementaría la exactitud en la medición del posicionamiento del extremo operativo en el espacio.
- La exactitud en la adquisición de señales electromiográficas puede mejorar con la ubicación de un sensor extra en otra parte del brazo del paciente. Se recomienda extender el trabajo presentado con la inclusión de un sensor adicional para el procesamiento de gestos que presenten mayor complejidad en la detección.

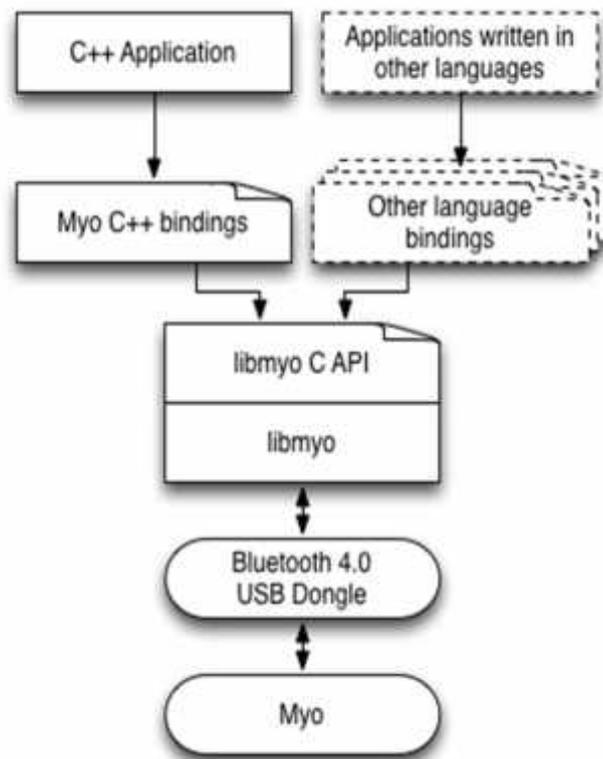
BIBLIOGRAFÍA

1. **Barrientos, A.** (1997). *Fundamentos de Robótica*. Madrid: Concepción Fernández Madrid.
2. **Correa, J. M.** (2016). Sistemas de Adquisición de señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 17-27.
3. **Cruz, D. P.** (2010). *Inteligencia Artificial con Aplicaciones a la Ingeniería*. México: Alfaomega Grupo Editor, S.A. de C.V.
4. **DEMATTEO, C.** (2017). *Feeding and Eating Interventions for Children And Youth With Brain Injury*. Obtenido de <http://cpnet.canchild.ca/en/resources/171-feeding-and-eating-interventions-for-children-and-youth-with-brain-injury>
5. **Du.** (2003). "Feature Extraction For Classification Of Prehensile Electromyography Patterns". *Faculty of San Diego State University*.
6. **Guo, M., Shi, P., & Yu, H.** (2017). Development a Feeding Assistive Robot for Eating Assist. *Asia-Pacific Conference on Intelligent Robot Systems*, 299-304.
7. **Herlant, L. V.** (2016). *Algorithms, Implementation, and Studies on Eating with a Shared Control Robot Arm*. Pittsburgh: The Robotics Institute Carnegie Mellon University.
8. **Kapandji.** (1988). *Cuaderno de fisiología articular*. Masson: 4ta edición Barcelona.
9. **Looned, R.** (2014). Assisting drinking with an affordable BCI-controlled wearable robot and electrical stimulation: a preliminary investigation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11-21.
10. **Moon, I.** (2003). Intelligent robotic wheelchair with EMG-, gesture-, and voice-based interfaces. *Intelligent Robots and Systems*, 1-10.
11. **Partners, M.** (2014). *Mealtime Partners*. Obtenido de Hands-Free Eating And Drinking Systems: <http://www.mealtimepartners.com/>
12. **Schröer, S, Burgard, W.** (2015). An autonomous robotic assistant for drinking. *Robotics and Automation (ICRA)*, 6482-6487.
13. **Sena, P.** (2013). *Robot asistencial para personas con imitaciones*.
14. **Solís, L., & Tapia, J.** (2016). *Sistema de control de brazo robótico mediante ondas cerebrales desarrollado en software libre para asistencia a personas con capacidades especiales*. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga. Carrera de Ingeniería en Electrónica e Instrumentación.

15. **Song, W., & J.Kim.** (2012). Novel Assistive Robot for Self-Feeding. *Robotic Systems - Applications, Control and Programming*, 43-60.
16. **Stefanov, D., Bien, Z., & Bang, W.-C.** (2004). The smart house for older persons and persons with physical disabilities: structure, technology arrangements, and perspectives. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* , 228 - 250.
17. **Tomimoto, H., Aramaki, S., Nakashima, S., Mu, S., Haruyama, K., & Tanaka, K.** (2017 (Paper aceptado)). Meal-Assistance Robot Operated by Head Movement. *Applied Computing & Information Technology*, 1-12.
18. **Tonin, L.**(2011). Brain-controlled telepresence robot by motor-disabled people. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*, 27-37.

ANEXOS

ANEXO A. Pila de desarrollo de Myo desde una aplicación que utiliza el SDK hasta un dispositivo Myo físico.



ANEXO B: Códigos de comunicación del myo con Matlab

```

>> install_myo_mex;
install_myo_mex save;
sdk_path = 'C:\myo_sdk_win_0.9.0';
build_myo_mex(sdk_path);

Changing directory to build directory:
'C:\tesis\porq\SeñalesMyo\rband\MyoMex\myo_mex'

Evaluating mex command:
'mex -O -I"C:\myo_sdk_win-0.9.0\include" -L"C:\myo_sdk_win-0.9.0\lib"
Building with 'Microsoft Visual C++ 2012'.
MEX completed successfully.

Changing directory to original directory:
'C:\tesis\porq\SeñalesMyo\rband\MyoMex\myo_mex'

MEX file 'myo_mex' built successfully!

>> nn = MyoMex

nn =

MyoMex with properties:

newDataFcn: []
myoData: [1x1 MyoData]
  
```

```
>> mm.mycData
```

```
ans =
```

```
MyoData with properties:
```

```
newDataLen: []
timeIMU: 79.4190
    quat: [0.7678 0.0898 -0.5173 -0.8888]
    gyro: [-11.0250 21.0250 0.0125]
gyro fixed: [4.8882 23.9920 4.2772]
    accel: [0.7466 0.5205 0.4272]
accel fixed: [0.0270 -0.0093 1.0050]
    post: 05505
pose rest: 0
pose_fist: 0
pose_wave_in: 0
pose_wave_out: 0
pose_fingers_spread: 0
pose_double_tap: 0
pose_unknown: 1
    arm: 2
    arm_left: 0
    arm_right: 0
arm_unknown: 1
    xDir: 2

xDir_wrist: 0
xDir_elbow: 0
xDir_unknown: 1
    timeEMG: 79.1990
    emg: [0.0156 0.0234 0 -0.0234 0 0.0234 0 0]
isStreaming: 1
    rot: [3x3 double]
rateIMU: 50.0125
rateEMG: 200.0125
```

```
Error while evaluating TimerFcn for timer 'MyoMex-timerStreamingData'
```

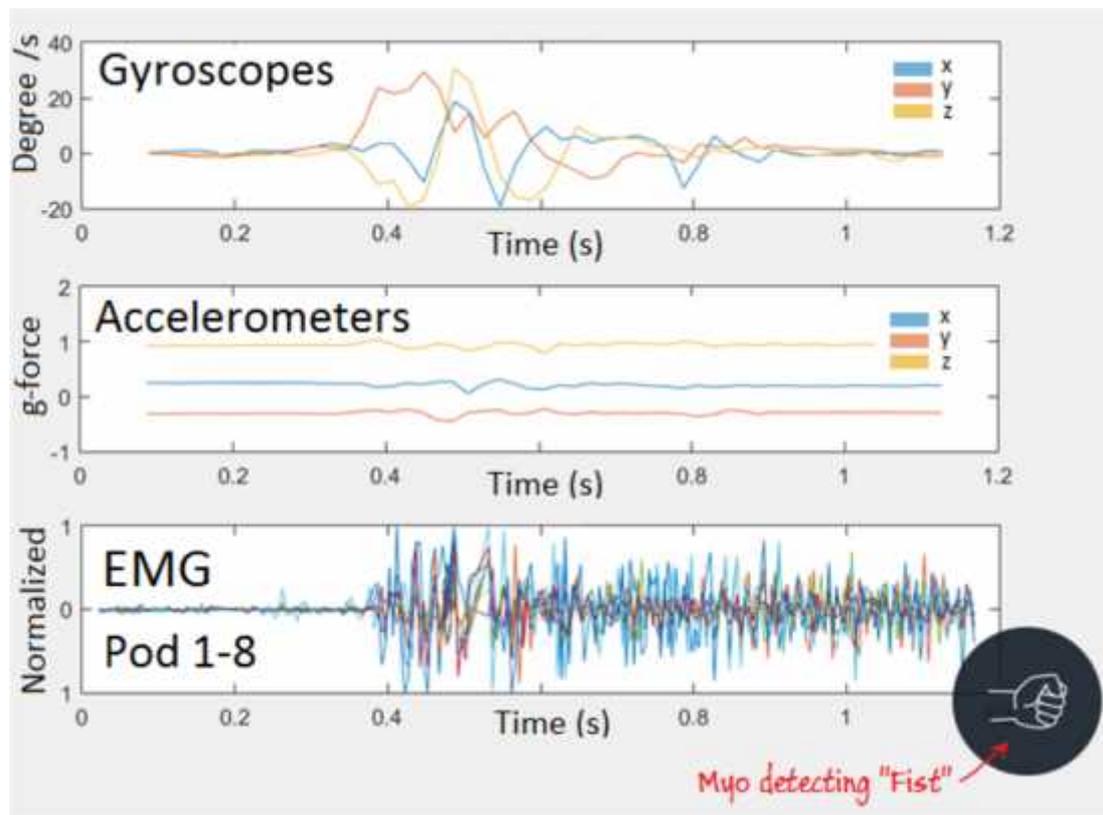
```
myo_mex get_streaming_data failed with message
```

```
'myo_mex countMyos is inconsistent with initialization... We lost a  
MyoMex has been cleaned up and destroyed.'
```

```
>> MyoMexGUI_Monitor
```

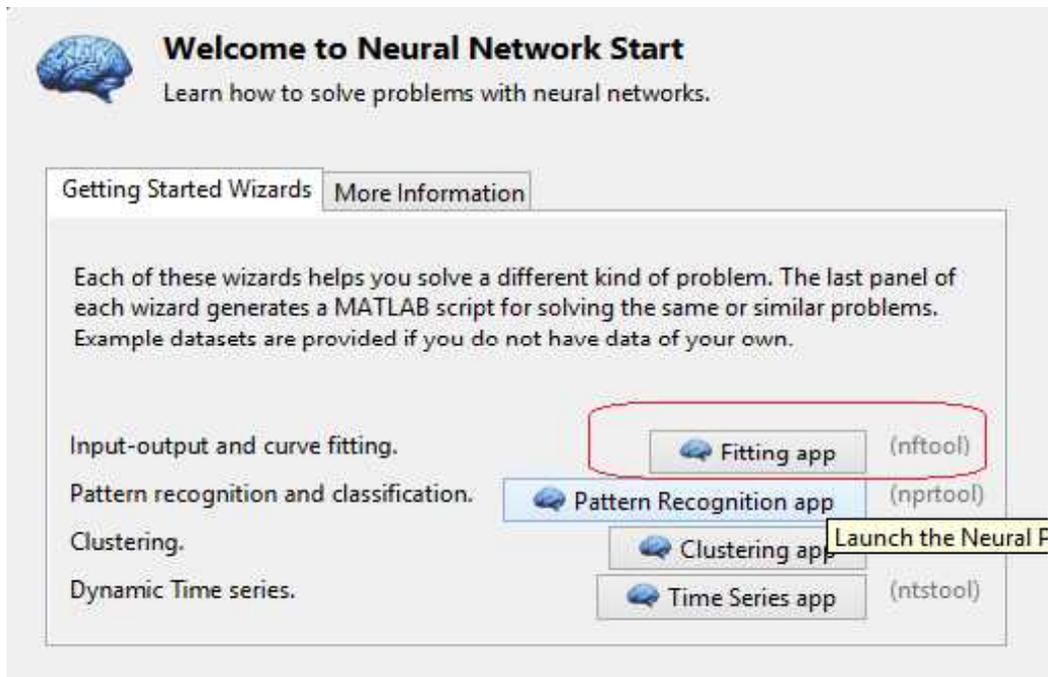
```
..
```

ANEXO C: Señal EMG registrada del músculo bíceps durante la contracción.



ANEXO D:Entrenamiento Red Neuronal Artificial

1. Paso



Welcome to Neural Network Start
Learn how to solve problems with neural networks.

Getting Started Wizards | More Information

Each of these wizards helps you solve a different kind of problem. The last panel of each wizard generates a MATLAB script for solving the same or similar problems. Example datasets are provided if you do not have data of your own.

Input-output and curve fitting. **Fitting app** (nftool)

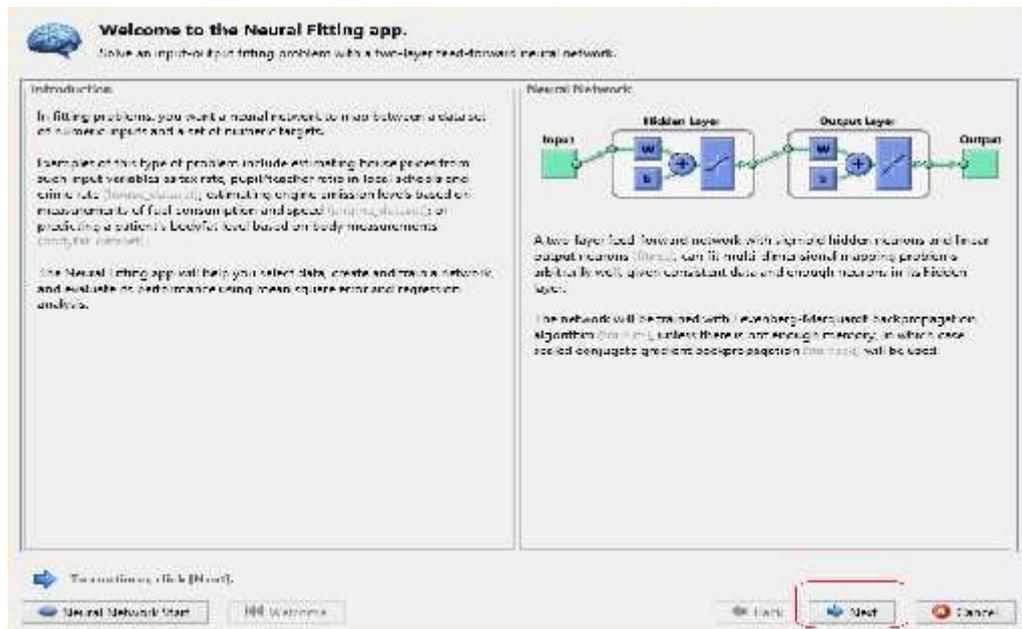
Pattern recognition and classification. **Pattern Recognition app** (nprtool)

Clustering. **Clustering app** (nctool)

Dynamic Time series. **Time Series app** (ntstool)

Launch the Neural F

2. Paso



Welcome to the Neural Fitting app.
Solve an input-output fitting problem with a two-layer feed-forward neural network.

Introduction:
In fitting problems, you want a neural network to map between a dataset of numeric inputs and a set of numeric targets.
Examples of this type of problem include estimating house prices from such input variables as tax rate, pupil/teacher ratio in local schools and crime rate; [James, Shanno, 19] estimating engine emission levels based on measurements of fuel consumption and speed; [James, Shanno, 19] predicting a patient's body fat level based on body measurements. [James, Shanno, 19]

The Neural Fitting app will help you select data, create and train a network, and evaluate its performance using mean square error and regression analysis.

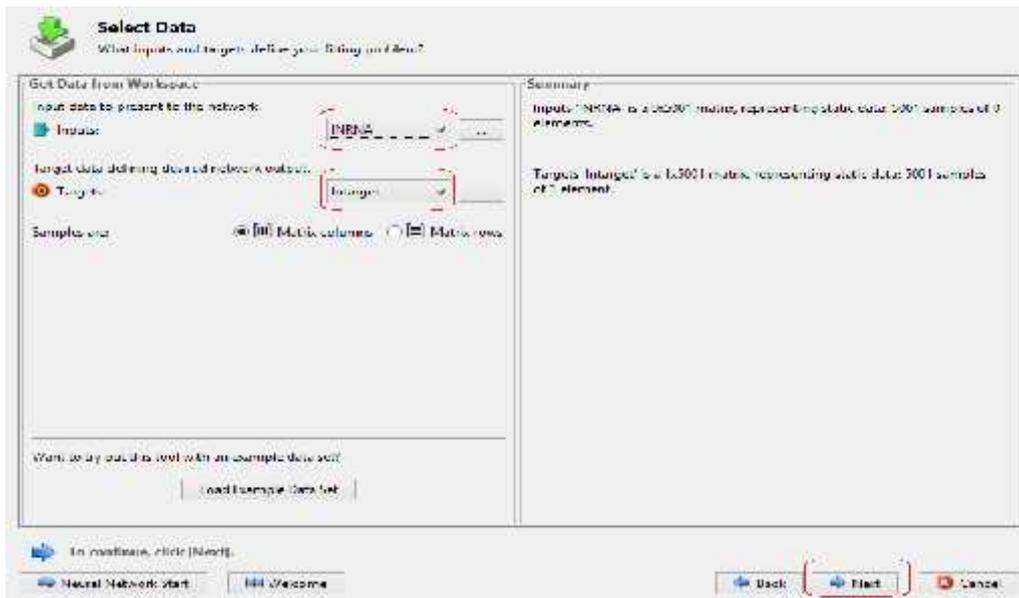
Neural Network:
A two-layer feed-forward network with sigmoid hidden neurons and linear output neurons (lstm) can fit multidimensional mapping problems sufficiently well, given constant delay and enough neurons in its hidden layer.
The network will be trained with Levenberg-Marquardt backpropagation algorithm (fminlm) unless there is not enough memory, in which case scaled conjugate gradient backpropagation (fmincg) will be used.

Go to the following file: [file].

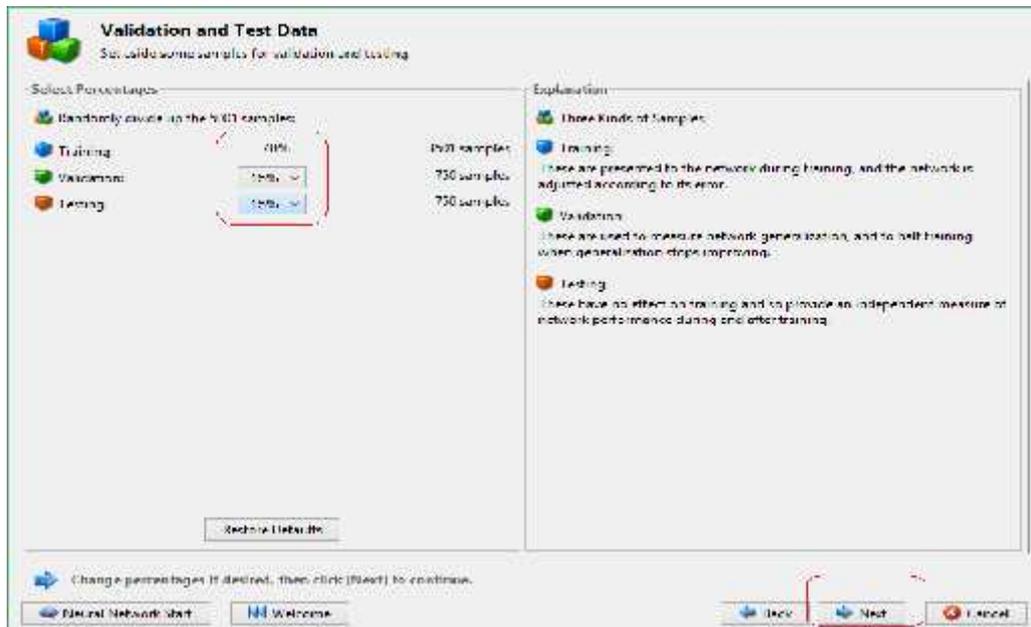
Neural Network Start | All Wizards

Back | **Next** | Cancel

3. Paso



4. Paso



5. Paso

Network Architecture
Set the number of neurons in the testing network's hidden layer.

Hidden Layer
Define a testing neural network. (next)

Number of Hidden Neurons: 5

Recommendation:
Click on this panel and change the number of neurons if the network does not perform well after training.

Reset Defaults

Neural Network

Input: 9, Hidden Layer: 5, Output Layer: 1, Output: 1

Change settings. If desired, then click [Next] to continue.

Neural Network Start | Welcome | Back | **Next** | Cancel

6. Paso

Train Network
Train the network to fit the inputs and targets.

Train Network
Choose a training algorithm:
levenberg-marquardt

This algorithm typically requires more memory but less time. Training automatically stops when generalization stops improving, as indicated by an increase in the mean square error of the validation samples.

Train using Levenberg-Marquardt. (next)

Notes:
Training multiple times will generate different results due to different initial conditions and sampling.

Results

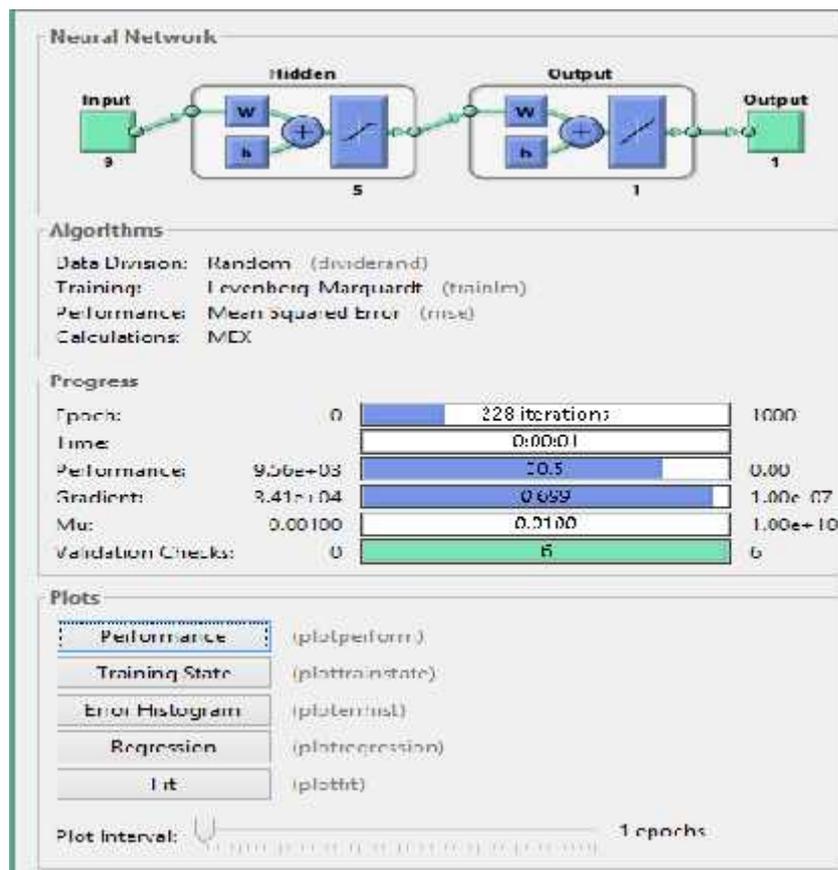
	Samples	MSE	R
Training	2001	30.54262e-0	0.89330e-1
Validation	750	32.68053e-0	0.89081e-1
Testing	750	30.42862e-0	0.88771e-1

Plot it | Plot (most) algorithms | Plot Regression

Open a plot, retrain, or click [Next] to continue.

Neural Network Start | Welcome | Back | **Next** | Cancel

7. Paso



8. Paso

Evaluate Network
Optionally test network on more data, then decide if network performance is good enough.

Revise for Improved Performance

- Try training again if you did not get particularly good results or you require marginal improvements. **Train Again**
- Increase network size if training did not help. **Adjust Network Size**
- Not working? You may need to use a larger dataset. **Import Larger Data Set**

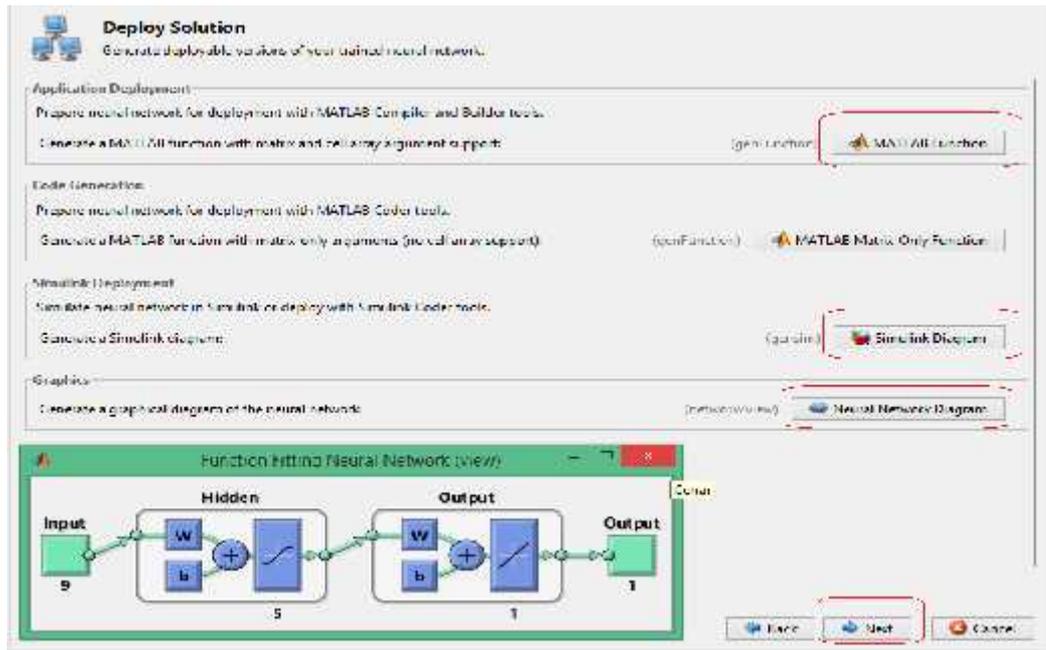
Optionally perform additional tests

- Inputs: **int8**
- Targets: **int8**
- Simplex size: **100** Minimize columns, **100** Minimize rows
- Inputs: 10x100 matrix, representing each class 100 samples of 8 elements.
- Targets: 10x100 matrix, representing each class 100 samples of 1 element.
- Test Network**
- Performance: **10.01145e+0** and **0.88027e-1**
- Buttons: **Plot Fit**, **Plot Error Histogram**, **Plot Regression**

Click an improvement button, plot, or click [Next]

Next Network Step | Welcome | Back | Next | Cancel

9. Paso



ANEXO E: Codificación del algoritmo de control

```
SS = sum(wbToem(1));  
wb =  
% webean with proportions:  
Name: '48 - Precision R2'  
Resolution: '160x480'  
AvailableResolutions: {'160x480' '170x440' '320x240' '320x200' '640x400' '1280x720'}  
WhiteBalance: 5000  
Gamma: 120  
BackLightCompensation: 1  
MaxPixelTime: 60  
ExposureMode: 'Auto'  
Exposure: 8  
ShutterSpeed: 20  
Brightness: 128  
Flash: 0  
Gain: 4  
WhiteBalanceMode: 'Auto'
```

Programa principal:

```
clc  
clear all  
close all  
  
% SERVO  
saveInfo=strrep(datestr(now), ':', '-');  
FiniciarCamara  
FiniciacionServos  
disp('Arduino Iniciado!')  
mm=MyoMex(1); pause(0.5);  
disp('Sensor Myo correcto!')  
% Control  
l2=0.11; l3=0.19; h=0.09;  
  
% Deseados  
hxd1=0.15;
```

```

hyd1=-0.17;
hzd1=h+.24;
hxd1=hzd1-h;

hxd2=0.15;
hyd2=0.17;
hzd2=h-0.04;
hxd2=hzd2-h;

d=0.03;%Velocidades
q1=(readPosition(s1)-0.5)*pi;
q2=readPosition(s2)*pi;
q3=(0.5-readPosition(s3))*pi;

hx=12*cos(q1)*cos(q2)+13*cos(q1)*cos(q2+q3);
hy=12*sin(q1)*cos(q2)+13*sin(q1)*cos(q2+q3);
hz=12*sin(q2)+13*sin(q2+q3);
siclo=0;temp=0;
k=1;
tic
FacqProcCamara
hxd1= centros(k,2)/1000;
emgValores(k,1:8)=mm.myoData.emg;
valoresPose(k,1:4)= [mm.myoData.pose_rest
velocidad(k)= mm.myoData.accel(3)/12+0.001;
d= velocidad(k);

if siclo==1
    hx(k+1)=hx(k)+(hxd1-hx(k))*d;
    hy(k+1)=hy(k)+(hyd1-hy(k))*d;
    hz(k+1)=hz(k)+(hzd1-hz(k))*d;
    if sqrt((hx(k)-hxd1)^2+(hy(k)-hyd1)^2+(hz(k)-hzd1)^2)<0.02
        pause(0.4)
        d=0.002;
        %           tecla= get(gcf,'CurrentKey');
        pause(.02)
    end
    writePosition(s5,0)
    siclo=0;
    pause(0.8)
    temp=0;
end
else
%     if temp>60;d=0.06;end

temp=temp+1;
hx(k+1)=hx(k)+(hxd2-hx(k))*d;
hy(k+1)=hy(k)+(hyd2-hy(k))*d;
hz(k+1)=hz(k)+(hzd2-hz(k))*d;
if sqrt((hx(k)-hxd2)^2+(hy(k)-hyd2)^2+(hz(k)-hzd2)^2)<0.02
    siclo=1;

%     d=0.03;

%           tecla= get(gcf,'CurrentKey');
    pause(.02)
end
writePosition(s5,0.61)
pause(0.3)
end
end

```

```

%CINEMATICA INVERSA
q1=atan2(hy(k),hx(k));
q3=-real(acos((hx(k)^2+hy(k)^2+hz(k)^2-l2^2-l3^2)/(2*l2*l3)));
q2=atan2(hz(k),sqrt(hx(k)^2+hy(k)^2))...
    -atan2((l3*sin(q3)),(l2+l3*cos(q3)));

if abs(q1)>pi/2;
    q1=sign(q1)*pi/2;
end

if q2>pi; q2=pi;end
if q2<0; q2=0;end
if abs(q3)>pi/2; q3=sign(q3)*pi/2;end

if sum(imag([q1 q2 q3]))<1

    writePosition(s1,q1/pi+0.5)
    writePosition(s2,q2/pi)
    writePosition(s3,0.5-q3/pi)
else
    hx(k)=hx(k)-sign(hx(k))*d;
    hy(k)=hy(k)-sign(hy(k))*d;
    hz(k)=hz(k)-sign(hz(k))*d;
end
k=k+1;
dt(k)=toc;
end
mm.delete
clear mm
save(saveInfo)
close(v);
clear cam

```

Subprograma Finiciarcamara

```

disp('Iniciando Cámara..')
cam= webcam('FaceCam 2020');
cam.Resolution='640x480';
warning('off');
v = VideoWriter(saveInfo);
v.FrameRate=10;
open(v);
rgbImg= snapshot(cam);
disp('Cámara iniciada!')

```

Subprograma FiniciacionServos

```

disp('Iniciando arduino...')
a= arduino('COM3', 'mega2560', 'Libraries', 'Servo');
s1 = servo(a, 'D9', 'MinPulseDuration', 700*10^-6, 'MaxPulseDuration',
2300*10^-6); %q1
s2 = servo(a, 'D10', 'MinPulseDuration', 700*10^-6,
'MaxPulseDuration', 2300*10^-6); %q2
s3 = servo(a, 'D6', 'MinPulseDuration', 700*10^-6, 'MaxPulseDuration',
2300*10^-6); %q3
s4= servo(a, 'D7', 'MinPulseDuration', 700*10^-6, 'MaxPulseDuration',
2300*10^-6); %q4
s5 = servo(a, 'D8', 'MinPulseDuration', 700*10^-6, 'MaxPulseDuration',
2300*10^-6); %garra
writePosition(s4,0);
writePosition(s5,0);

```

Subprograma FacqProcCamara

```
rgbImg= snapshot(cam);
img= rgbImg;

FgrayDilaErode
s= regionprops(DEimg, 'centroid', 'Eccentricity', 'Area');
FgetValid; j=1;

for i=1:2:length(centros(k,:));
    img = insertShape(img, 'circle', [centros(k,i) centros(k,i+1)
areas(k,j)/100] , 'color', 'r', 'LineWidth', 4);
    j=j+1;
end
binVideo(:,:,1)= double(DEimg)*255;
binVideo(:,:,2)= double(DEimg)*255;
binVideo(:,:,3)= double(DEimg)*255;
writeVideo(v,[img binVideo]);
% imshowpair(img,DEimg,'montage')
centros;
areas;
```

ANEXO F: Medio de comunicación serial

