

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Interfaz para el Control de Sistemas Robóticos Utilizando
Combinaciones de Señales Biomédicas**

Trabajo de graduación presentado por Roberto José Cáceres García
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2021

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Interfaz para el Control de Sistemas Robóticos Utilizando
Combinaciones de Señales Biomédicas**

Trabajo de graduación presentado por Roberto José Cáceres García
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2021

Vo.Bo.:

(f) _____
Ing. Luis Rivera

Tribunal Examinador:

(f) _____
Ing. Luis Rivera

(f) _____
MSc. Carlos Esquit

(f) _____
Ing. Luis Pedro Montenegro

Fecha de aprobación: Guatemala, 5 de diciembre de 2021.

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Cras vitae eleifend ipsum, ut mattis nunc. Pellentesque ac hendrerit lacus. Cras sollicitudin eget sem nec luctus. Vivamus aliquet lorem id elit venenatis pellentesque. Nam id orci iaculis, rutrum ipsum vel, porttitor magna. Etiam molestie vel elit sed suscipit. Proin dui risus, scelerisque porttitor cursus ac, tempor eget turpis. Aliquam ultricies congue ligula ac ornare. Duis id purus eu ex pharetra feugiat. Vivamus ac orci arcu. Nulla id diam quis erat rhoncus hendrerit. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Sed vulputate, metus vel efficitur fringilla, orci ex ultricies augue, sit amet rhoncus ex purus ut massa. Nam pharetra ipsum consequat est blandit, sed commodo nunc scelerisque. Maecenas ut suscipit libero. Sed vel euismod tellus.

Proin elit tellus, finibus et metus et, vestibulum ullamcorper est. Nulla viverra nisl id libero sodales, a porttitor est congue. Maecenas semper, felis ut rhoncus cursus, leo magna convallis ligula, at vehicula neque quam at ipsum. Integer commodo mattis eros sit amet tristique. Cras eu maximus arcu. Morbi condimentum dignissim enim non hendrerit. Sed molestie erat sit amet porttitor sagittis. Maecenas porttitor tincidunt erat, ac lacinia lacus sodales faucibus. Integer nec laoreet massa. Proin a arcu lorem. Donec at tincidunt arcu, et sodales neque. Morbi rhoncus, ligula porta lobortis faucibus, magna diam aliquet felis, nec ultrices metus turpis et libero. Integer efficitur erat dolor, quis iaculis metus dignissim eu.

Prefacio	V
Lista de figuras	IX
Lista de cuadros	XI
Resumen	XIII
Abstract	XV
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	5
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	9
6. Marco teórico	11
7. Derivación de la dinámica del mecanismo	17
7.1. Dinámica de cuerpos rígidos	17
7.2. Restricciones	17
7.2.1. Mecanismos de lazo cerrado	17
8. Control del sistema mecánico	19
8.1. La ecuación del manipulador	19
9. Conclusiones	21
10.Recomendaciones	23

11.Resultados	25
12.Bibliografía	31
13.Anexos	33
13.1. Planos de construcción	33
14.Glosario	35

Lista de figuras

1.	Sistema de Posicionamiento 10-20 [9].	13
2.	Sistema de Posicionamiento 10-20 [12].	14
3.	Posición de electrodos utilizados en la base de datos.	25
4.	Pruebas de la clasificación de las señales,	26
5.	Interfaz EMG,	27
6.	Interfaz EMG en modo manual,	27
7.	Interfaz EMG en modo Automático,	28
8.	Interfaz EMG en modo manual,	29
9.	Interfaz EMG en modo Automático,	29

Lista de cuadros

1.	Pruebas preliminares	5
2.	Tabla de ondas Cerebrales.	13
3.	Tabla de lóbulos	13
4.	Tabla de prueba	19

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Cras vitae eleifend ipsum, ut mattis nunc. Pellentesque ac hendrerit lacus. Cras sollicitudin eget sem nec luctus. Vivamus aliquet lorem id elit venenatis pellentesque. Nam id orci iaculis, rutrum ipsum vel, porttitor magna. Etiam molestie vel elit sed suscipit. Proin dui risus, scelerisque porttitor cursus ac, tempor eget turpis. Aliquam ultricies congue ligula ac ornare. Duis id purus eu ex pharetra feugiat. Vivamus ac orci arcu. Nulla id diam quis erat rhoncus hendrerit. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Sed vulputate, metus vel efficitur fringilla, orci ex ultricies augue, sit amet rhoncus ex purus ut massa. Nam pharetra ipsum consequat est blandit, sed commodo nunc scelerisque. Maecenas ut suscipit libero. Sed vel euismod tellus.

Proin elit tellus, finibus et metus et, vestibulum ullamcorper est. Nulla viverra nisl id libero sodales, a porttitor est congue. Maecenas semper, felis ut rhoncus cursus, leo magna convallis ligula, at vehicula neque quam at ipsum. Integer commodo mattis eros sit amet tristique. Cras eu maximus arcu. Morbi condimentum dignissim enim non hendrerit. Sed molestie erat sit amet porttitor sagittis. Maecenas porttitor tincidunt erat, ac lacinia lacus sodales faucibus. Integer nec laoreet massa. Proin a arcu lorem. Donec at tincidunt arcu, et sodales neque. Morbi rhoncus, ligula porta lobortis faucibus, magna diam aliquet felis, nec ultrices metus turpis et libero. Integer efficitur erat dolor, quis iaculis metus dignissim eu.

Abstract

This is an abstract of the study developed under the

CAPÍTULO 1

Introducción

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Quisque eget consequat risus. Praesent a quam lacinia, consequat eros id, auctor tellus. Phasellus a dapibus arcu, vitae luctus leo. Aliquam erat volutpat. Suspendisse ac velit quam. Nullam risus nibh, lobortis vehicula elit non, pellentesque volutpat odio. Donec feugiat porta sapien gravida interdum. Cras odio nunc, lobortis sed pellentesque imperdiet, facilisis eu quam. Praesent pharetra, orci at tincidunt lacinia, neque nulla ornare lacus, ut malesuada elit risus non mi. Fusce pellentesque vitae sapien sed mollis. Curabitur viverra at nulla vitae porta. In et mauris lorem.

Vestibulum faucibus fringilla justo, eget facilisis elit convallis sit amet. Morbi nisi metus, hendrerit quis pellentesque non, faucibus at leo. Proin consectetur, est vel facilisis facilisis, arcu felis vestibulum quam, et fringilla metus neque at enim. Nunc justo mauris, egestas quis maximus eget, viverra vehicula nunc. Fusce eu nulla elementum, condimentum diam at, aliquam leo. Nullam sed sodales enim, eu imperdiet risus. Aliquam ornare augue leo, fringilla mattis nunc facilisis eget. Nam faucibus, libero a aliquet fermentum, magna arcu ultrices lacus, a placerat tortor turpis ut purus.

Integer eget ligula non metus egestas rutrum sit amet ut tellus. Aliquam vel convallis est, eu sodales leo. Proin consequat nisi at nunc malesuada gravida. Aliquam erat volutpat. Aliquam finibus interdum dignissim. Etiam feugiat hendrerit nisl, hendrerit feugiat ex malesuada in. Cras tempus eget arcu vitae congue. Ut non tristique mauris. Vivamus in mattis ipsum. Cras bibendum, enim bibendum commodo accumsan, ligula nulla porttitor ex, et pharetra eros nisl eget ex. Morbi at semper arcu. Curabitur massa sem, maximus id metus ut, molestie tempus quam. Vivamus dictum nunc vitae elit malesuada convallis. Donec ac semper turpis, non scelerisque justo. In congue risus id vulputate gravida. Nam ut mattis sapien.

CAPÍTULO 2

Antecedentes

Puede encontrarse un trabajo similar en [1] o bien [2]

hgjhjjhvjvhgvjhgvjhg

12	3.2	3.43	23	13
aasdasdd	asd	ssdssa	ssdas	asdasda

Cuadro 1: Pruebas preliminares. Este cuadro corresponde a las pruebas realizadas durante blabla

4.1. Objetivo general

Mejorar y combinar las interfases biomédicas para sistemas robóticos desarrolladas en fases previas y adaptar la nueva interfaz combinada a sistemas físicos.

4.2. Objetivos específicos

- Optimizar la interfaz biomédica que utiliza señales EEG desarrollada en la fase anterior, y adaptarla a sistemas físicos de la UVG.
- Optimizar la interfaz biomédica que utiliza señales EMG desarrollada en la fase anterior, y adaptarla a sistemas físicos de la UVG.
- Combinar las interfaces para lograr un control de los sistemas físicos por medio de múltiples señales biomédicas.

CAPÍTULO 5

Alcance

Podemos usar Latex para escribir de forma ordenada una fórmula matemática.

Señales Electromiográficas EMG

Este tipo de señales es generada por la contracción de fibras musculares y en su mayoría los métodos para medir estas señales son métodos no invasivos como la aplicación superficial de los electrodos en la piel [3]. Estas señales son producidas por la contracción muscular, esta contracción muscular provoca actividad eléctrica, que se puede traducir en una señal, estas señales son esencia unidimensionales y esto es lo que permite la extracción de características para el reconocimiento de patrones [3].

Electromiografía

Es una técnica que puede evaluar la función muscular midiendo la diferencia de potencial generada por los músculos en la superficie de la piel, esto se logra por medio de electrodos que se pueden localizar en la superficie muscular. Una unidad motora se define por una moto neurona y todas las fibras que esta inerva. Cuando un impulso nervioso es enviado por el cerebro a través de las inter-neuronas hasta llegar a la moto neurona, este impulso es mejor conocido como potencial de acción, este activa las fibras musculares y provoca la activación de las células musculares y esto pone en funcionamiento la maquinaria contractil del musculo, esto se traduce a cambios en las propiedades eléctricas de la membrana de las células musculares y es donde se puede medir la señal por medio de los electrodos. En otras palabras las señales EMG son las sumas de los potenciales de acción de las unidades motoras que se detectan a través de los electrodos [4].

Posición de electrodos en los músculos

La distancia inter-electrodos se define como la distancia centro a centro del área conductiva de electrodos. Como se menciona en [5] la medición de señales EMGs necesita de un conjunto de por lo menos 2 electrodos individuales, en la mayoría de casos se utiliza

una única señal EMG como un diferencial de potencial eléctrico entre electrodos colocados separados en el musculo.

- **Forma del electrodo:** En [5] no se recomienda un estándar en la forma del electrodo que sea defendible ya que no se espera una influencia importante en la señal EMG porque se tomen diferentes formas en estos, sin embargo si se menciona que se tiene que dejar claro que forma se está utilizando.
- **Tamaño de electrodos:** El tamaño del electrodo varía entre 1 mm hasta un poco más de 2 cm, el tamaño del electrodo es mucho más importante que la forma ya que el tamaño si influye en la señal directamente.
- **Posición del sensor:** Está posición se deriva del principio: respecto a la ubicación longitudinal en dirección de la fibra, en [5] se recomienda colocar el sensor en la mitad de la zona más distal de la placa terminal motora y el tendón distal y con respecto a la ubicación transversal del sensor en el músculo, se recomienda ubicar el sensor en la superficie lejos del borde con otras subdivisiones de manera que la distancia a otros músculos sea maximizada.

Señales Electroencefalográficas EEG

Una señal EEG es una medida de las corrientes que fluyen durante las excitaciones sinápticas de las dendritas de muchas neuronas en forma piramidal en la corteza cerebral, cuando se activan las células del cerebro (neuronas), las corrientes sinápticas se producen dentro de las dendritas. Esto provoca un campo magnético medible, siendo estas señales EMG, pero también producen un campo eléctrico secundario sobre el cuero cabelludo que es medible por sistemas EEG. [6].

Electroencefalografía

Es una técnica de exploración que tiene como base el registro de la actividad eléctrica cerebral. Las diferencias de potenciales son causados por la suma de potenciales posinápticos de las células piramidales que crean dipolos eléctricos entre el soma y dendritas apicales, que se ramifican a partir de neuronas. La corriente en el cerebro se genera principalmente bombeando los iones positivos de sodio, N_a+ , potasio $K+$, calcio Ca^{++} y el ion negativo de cloro Cl^- , a través de las membranas de las neuronas en la dirección que determine el potencial de la membrana [6].

La cabeza humana tiene varias capas en las que se puede encontrar el cuero cabelludo, el cráneo, el cerebro y dentro de estas hay varias capas intermedias. Solo el cráneo atenúa las señales cien veces más los tejidos blandos como la piel, esto quiere decir que solo las grandes poblaciones de neuronas activas para ser grabadas usando los electrodos del cuero cabelludo [7].

Ondas Cerebrales

El sistema bioeléctrico de potenciales transmembranales producen en los grandes grupos celulares ondas electromagnéticas que se perciben en el córtex. Son voltajes eléctricos oscilantes en el cerebro que miden apenas unas millonésimas de voltio, hay cinco ondas cerebrales ampliamente reconocidas como se puede observar en el Cuadro 1 [8].

Banda de frecuencia	Frecuencia	Estado del cerebro
Ondas Gamma γ	$> 35Hz$	Concentración
Ondas Beta β	12-35 Hz	Ansiedad Dominante, Atención externo, relajado
Ondas alpha α	8-12 Hz	Atención relajada
Ondas Theta θ	4-8 Hz	Profundamente relajado
Ondas Delta δ	0.5-4 Hz	Durmiendo

Cuadro 2: Tabla de ondas Cerebrales.

Sistema de Posicionamiento 10-20

El sistema de posicionamiento 10-20 es un método reconocido internacionalmente por describir la localización de cada uno de los electrodos. Los números 10-20 se refieren al porcentaje (10 y 20 respectivamente) de distancia en la que deben de estar colocados los electrodos en la parte frontal, occipital del lado izquierdo y derecho del cráneo. Se tiene una letra para identificar los lóbulos y el número para ubicar el hemisferio.

Electrodo	Lóbulo
F	Frontal
T	Temporal
C	Central
P	Parietal
O	Occipital

Cuadro 3: Tabla de lóbulos

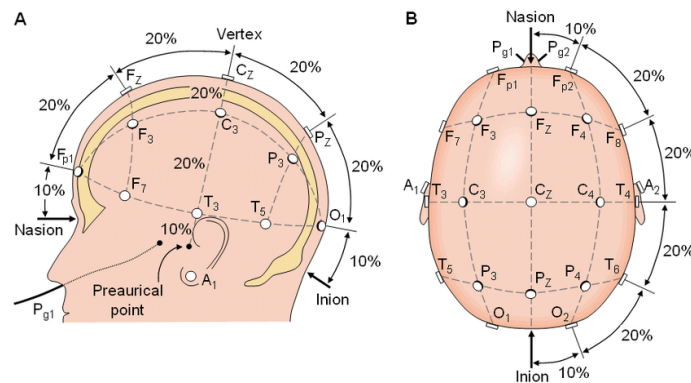


Figura 1: Sistema de Posicionamiento 10-20 [9].

Aprendizaje Automático

El aprendizaje automático o *Machine Learning*, se podría entender como automatizar las tareas manuales, pero este en vez de automatizar las tareas manuales, este realiza tareas frecuentes de volumen grande y que se computarizan de manera confiable y sin fatiga. El aprendizaje automático sigue dependiendo del humano para configurar el sistema y que este se haga las preguntas correctas. La IA se adapta a través de algoritmos de aprendizaje progresivo para permitir que los datos hagan la programación. La IA encuentra estructura y regularidades en los datos para que el algoritmo adquiera una habilidad entonces, vuelve a estos algoritmos clasificadores o predictores [10].

Redes Neuronales

Las neuronas como las conocemos comúnmente son células del cerebro cuya función principal es la recolección, procesamiento y esparcimiento de señales eléctricas. Pero cuando se habla de una neurona artificial esta se refiere a una unidad de procesamiento de información fundamental para el funcionamiento de una red neuronal. Estas neuronas reciben entradas x y pesos w , dentro de estas neuronas se realiza una suma aritmética seguida de una función de activación. La suma aritmética es la siguiente:

$$net = \sum_{i=0}^n w_i x_i$$

Se asocia un *function fact* que en resultado da la salida de la neurona, la función en si limita la salida de la neurona ya que está tiene dos condiciones, una es "activar" la neurona cuando las entradas a esta son las correctas y "desactivar" la neurona cuando las entradas son las incorrectas. Hay varias funciones de activación como la del umbral lineal, escalonada, escalonada arbitraria etc[11].

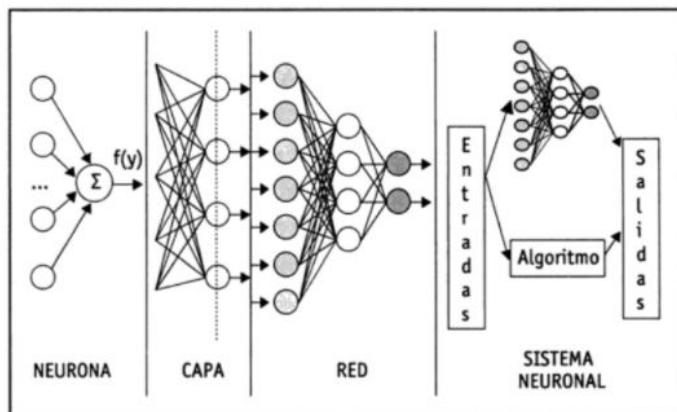


Figura 2: Sistema de Posicionamiento 10-20 [12].

Máquina de soportes de Vectores

Las máquinas de vector de soportes fueron desarrolladas en el marco de la Teoría de Aprendizaje Estadístico (SLT). Son entrenadas por algoritmos de optimización convexa (que existe una única solución) y construidas a partir de una estructura que depende de un subconjunto de Vectores Soporte (VS) éstas ayudan a la interpretación del modelo [13].

Clasificación de Patrones con MSV

Durante las tareas de clasificación existen dos fases, la fase del aprendizaje automático y la fase de reconocimiento, en la primera se seleccionan todas las características y atributos del espacio de entrada y así se logra entrenar el clasificador, el entrenamiento da como resultado un conjunto de parámetros llamados pesos w que definen al clasificador y la función discriminante que representa la frontera entre clases o regiones, en la segunda fase el modelo obtenido del clasificador ya entrenado se encarga de asignar los nuevos datos de entrada a una de las clases según la similitud de sus características [13].

Hiperplano de separación óptimo y margen máximo

Las MSV poseen la capacidad de aprender a partir de un conjunto de N muestras experimentales el cual se llama conjunto de entrenamiento. Donde cada muestra (\vec{x}_i, y_i) para $i = 1...N$ esta formada por un vector de n características con una etiqueta que indica la clase $\{\pm 1\}$ a la clase que pertenece cada muestra. El objetivo de esto es encontrar la regla de clasificación o función subyacente que clasifique correctamente las nuevas muestras pertenecientes al conjunto de prueba [13].

Interacción Hombre-Máquina (HMI)

Es un método mediante el cual un usuario ordena a un sistema mecánico-eléctrico un estado deseado. Esta tiene que tener la capacidad de comunicar los movimientos del usuario previstos al sistema robótico. Las *Human Machine Interface* pueden detectar los gestos naturales del usuario y los traduce en acciones de robot deseadas mientras este solo hace transiciones seguras, las HMI pueden ser invasivas y no-invasivas [14].

Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)

La idea principal de las interfaces cerebro-computadora es la de capturar las señales eléctricas de la actividad cerebral de los deseos de comunicación del usuario y traducirlas en comandos que se interpretan y se ejecutan por una computadora. La interfaz examina las señales cerebrales utilizadas, tiene diferentes tipos de adquisición y de procesamiento para así poder traducir las señales del usuario [15]

Derivación de la dinámica del mecanismo

7.1. Dinámica de cuerpos rígidos

7.2. Restricciones

7.2.1. Mecanismos de lazo cerrado

Mecanismo de cuatro barras

8.1. La ecuación del manipulador

12	3.2	3.43	23	13
aasdasdd	asd	ssdssa	ssdas	asdasda

Cuadro 4: Tabla de prueba. Esta es una breve descripción de la tabla anterior. Continuamos con la descripción de esta forma y se menciona que fue de elaboración propia.

Aquí seguimos escribiendo texto normalmente.

CAPÍTULO 9

Conclusiones

CAPÍTULO 10

Recomendaciones

- **Base de Datos** Se encontró una base de datos, que cuenta con una cantidad grande de muestras, tanto de señales EEG y EMG. Está da la ventaja que ambas señales fueron grabadas al mismo tiempo con los mismos movimientos, permitiendo que se pueda hacer una mejor clasificación de los movimientos y así cumplir uno de los objetivos del trabajo.

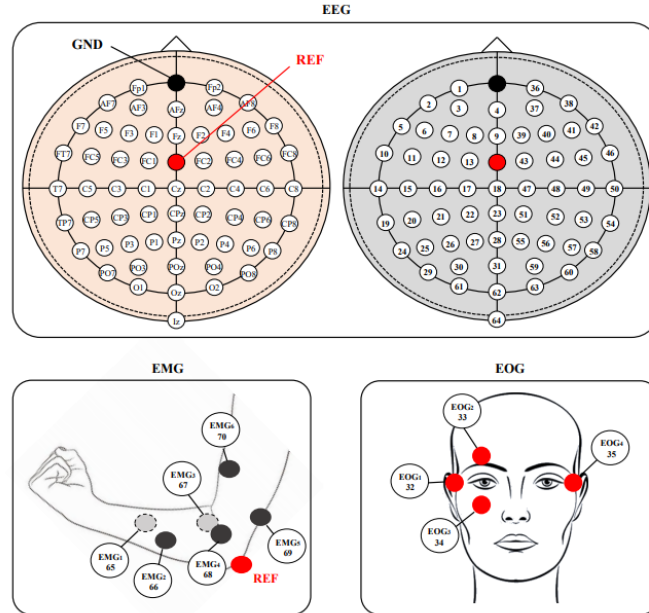


Figura 3: Posición de electrodos utilizados en la base de datos.

En esta se recopilaban simultáneamente tres tipos diferentes de señales, EEG, EMG y EOG para 11 movimientos diferentes de la extremidad superior. Las señales. Las señales EEG se registraron con un amplificador de señal de EEG, se tomaron muestras a 2500 Hz. Se seleccionaron 60 electrodos en la configuración internacional de posicionamiento, esto es muy conveniente, ya que es el mismo que se utiliza con el ElectroCap de la Universidad del Valle. Las señales EMG se registraron utilizando 7 electrodos, los datos se registraron de seis músculos relacionados para el movimiento del brazo derecho; extensor cubital del carpo, extensor de los dedos, flexor radial del carpo, flexor cubital del carpo, bíceps braquial y tríceps braquial. El último electrodo se colocó en el codo del brazo derecho, que es un área sin movimiento muscular, como señal de referencia.

En la base de datos hacen una evaluación del desempeño de las señales, mediante un algoritmo de patrón espacial común (CSP) como método de extracción de características y un método de análisis discriminante lineal regularizado (RLDA) como método de clasificación. En las referencias y en la documentación de la base de datos, se pudo obtener los algoritmos, para la extracción de características y entrenamiento de las señales, se puede hacer una prueba con las señales EMG en la sesión 1 con los 25 sujetos de prueba.

RM Twist sesion 1 - 25 Sujetos	
EMG_session1_sub10_twist_realMove.mat	0.726
EMG_session1_sub11_twist_realMove.mat	0.938
EMG_session1_sub12_twist_realMove.mat	0.814
EMG_session1_sub13_twist_realMove.mat	0.966
EMG_session1_sub14_twist_realMove.mat	0.642
EMG_session1_sub15_twist_realMove.mat	0.97
EMG_session1_sub16_twist_realMove.mat	0.858
EMG_session1_sub17_twist_realMove.mat	0.91
EMG_session1_sub18_twist_realMove.mat	0.926
EMG_session1_sub19_twist_realMove.mat	1
EMG_session1_sub1_twist_realMove.mat	0.956
EMG_session1_sub20_twist_realMove.mat	0.969
EMG_session1_sub21_twist_realMove.mat	0.977
EMG_session1_sub22_twist_realMove.mat	0.939
EMG_session1_sub23_twist_realMove.mat	0.988
EMG_session1_sub24_twist_realMove.mat	0.982
EMG_session1_sub25_twist_realMove.mat	0.953
EMG_session1_sub2_twist_realMove.mat	0.992
EMG_session1_sub3_twist_realMove.mat	0.829
EMG_session1_sub4_twist_realMove.mat	0.974
EMG_session1_sub5_twist_realMove.mat	0.967
EMG_session1_sub6_twist_realMove.mat	0.904
EMG_session1_sub7_twist_realMove.mat	0.816
EMG_session1_sub8_twist_realMove.mat	0.99
EMG_session1_sub9_twist_realMove.mat	0.978
Average	0.919
Std	0.09

Figura 4: Pruebas de la clasificación de las señales,

- **Fases Previas** Se lograrón levantar ambas fases previas con éxito.
- **Interfaz señales EEG**

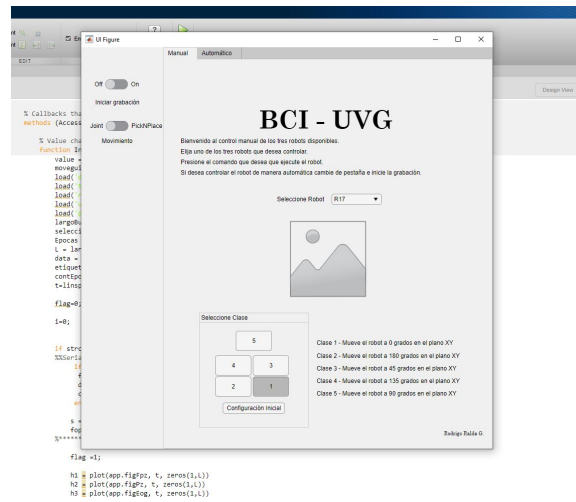


Figura 5: Interfaz EMG,

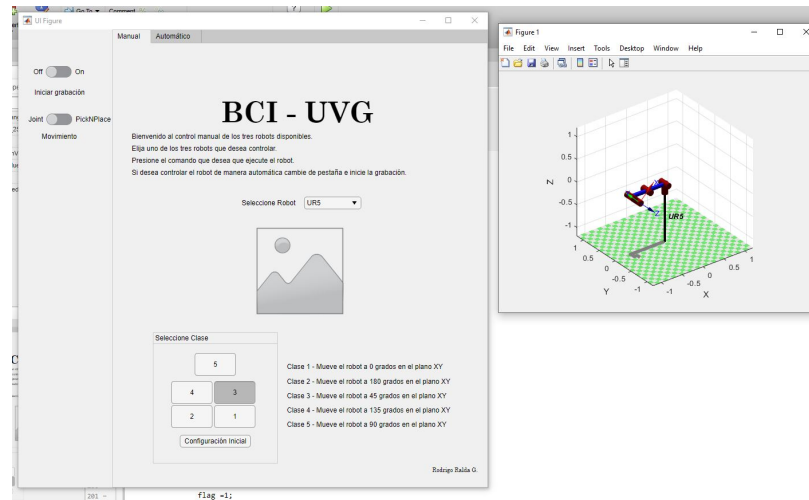


Figura 6: Interfaz EMG en modo manual,

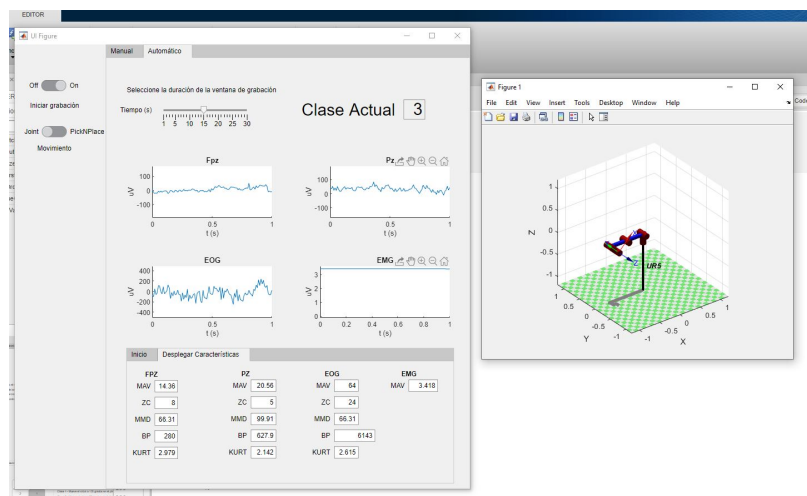


Figura 7: Interfaz EMG en modo Automático,

■ Interfaz señales EMG

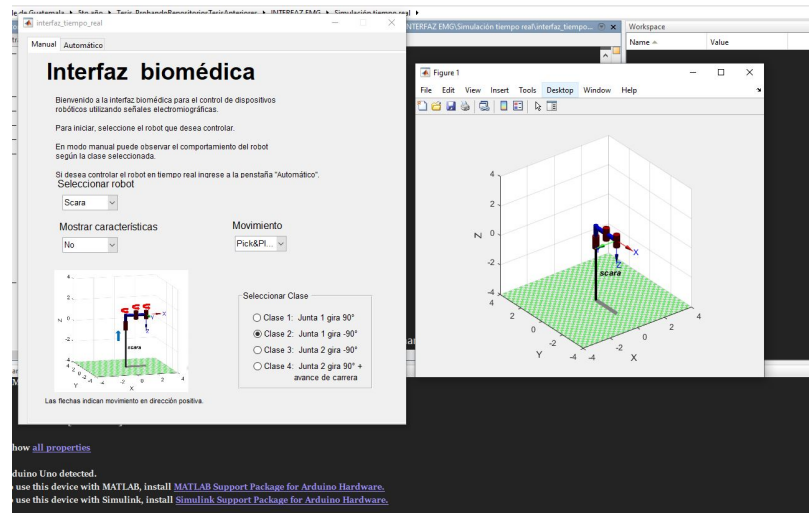


Figura 8: Interfaz EMG en modo manual,

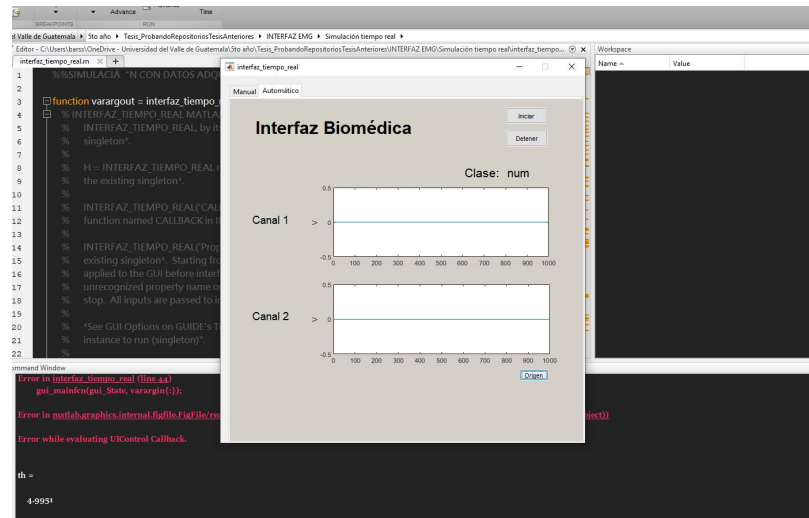


Figura 9: Interfaz EMG en modo Automático,

- [1] A. M. Hoover, S. Burden, X.-Y. Fu, S. S. Sastry y R. S. Fearing, “Bio-inspired design and dynamic maneuverability of a minimally actuated six-legged robot,” en *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on, IEEE, 2010, págs. 869-876.
- [2] Y.-L. Park, B.-r. Chen, N. O. Pérez-Arancibia, D. Young, L. Stirling, R. J. Wood, E. C. Goldfield y R. Nagpal, “Design and control of a bio-inspired soft wearable robotic device for ankle-foot rehabilitation,” *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 9, n.º 1, pág. 016 007, 2014.
- [3] J. D. Avila y F. Fajardo, “Análisis Entre señales electromiograficas en los musculos cervicales y el ángulo de inclinación de la cabeza en niños con PCI entre 5 y 10 años aplicada a terapia CERVICAL,” Tesis de licenciatura, Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, 2019.
- [4] J. Basmajian, *Muscles Alive THEIR FUNCTIONS REVEALED BY ELECTROMYOGRAPHY*. Baltimore: The williams & Wilkins Company, 1967.
- [5] D. Stegeman y H. Hermens, “Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM),” vol. 1, ene. de 2007.
- [6] S. Sanei y J. A. Chambers, *EEG signal processing*. John Wiley & Sons Ltd, The Atrium, Southern Gate, Chichester, West Sussex PO19 8SQ, England: John Wiley & Sons, Ltd, 2007.
- [7] J. Mosher, P. Lewis y R. Leahy, *Multiple dipole modeling and localization from spatio-temporal MEG data*. California: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1992.
- [8] P. Abhang, B. Gawali y S. Mehrotra, *Introduction to EEG- and Speech-Based Emotion Recognition*. India: Ambedkar Marathwada University, Aurangabad, India, 2009.
- [9] C. Novo-Olivas, L. Guitiérrez y J. Bribiesca, “Mapeo Electroencefalográfico y Neurofeedback,” en. feb. de 2010, págs. 371-412, ISBN: 978-970-764-911-8.
- [10] J. Adamssen, *Inteligencia artificial cómo el aprendizaje automático, la robótica y la automatización han dado forma a nuestra sociedad*. Brasil: Efalon Acies, 2020.

- [11] V. Bennett, K. Bowman y S. Wright, “Stages for Developing Control Systems using EMG and EEG Signals: A survey,” School of Computer Science y Electronic Engineering University of Essex, United Kingdom, inf. téc. CES-513 ISSN 1744-8050, jun. de 2011.
- [12] R. López, J. Fernandez y J. Fernández, *Las Redes Neuronales Artificiales*, ép. Metodología y Análisis de Datos en Ciencias Sociales. Netbiblo, 2008, ISBN: 9788497452465. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=X0uLwi1Ap4QC>.
- [13] R. González, A. Barrientos, M. Toapanta y J. Del Cerro, “Aplicación de las Máquinas de Soporte Vectorial (SVM) al diagnóstico clínico de la Enfermedad de Párkinson y el Temblor Esencial,” *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, vol. 50, n.º 14, págs. 394-405, 2017.
- [14] K. A. Strausser y H. Kazerooni, “The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton,” en *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011, págs. 4911-4916. DOI: 10.1109/IR0S.2011.6095025.
- [15] J. Gutiérrez, J. Cantillo, R. Cariño y E. Viñas, “Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora,” *medigraphic*, n.º 2, págs. 62-69, 2013.

CAPÍTULO 13

Anexos

13.1. Planos de construcción

CAPÍTULO 14

Glosario

fórmula Una expresión matemática. 9

latex Es un lenguaje de marcado adecuado especialmente para la creación de documentos científicos. 9