

ELECTROOCULOGRAM AS A COMMUNICATION ALTERNATIVE FOR PEOPLE WITH DIFFERENT ABILITIES.

Jesús A. Sarao S.
Escuela de ingeniería.
Universidad Modelo
Mérida, México
ORCID: 0009-0003-8252-5299

Haydeé A. Vázquez G.
Escuela de ingeniería
Universidad Modelo
Mérida, México

María R. Ruiz P.
Escuela de ingeniería
Universidad Modelo
Mérida, México
ORCID: 0009-0009-6790-8447

Aura S. Garrido V.
Escuela de ingeniería
Universidad Modelo
Mérida, México

Miguel A. Ulín M.
Escuela de ingeniería
Universidad Modelo
Mérida, México

Fiorella A. Egia V.
Escuela de ingeniería
Universidad Modelo
Mérida, México

Keywords — *Electrooculogram, Multiple Sclerosis, Communication, Multi-Class Classification.*

I. INTRODUCCIÓN

La comunicación es una habilidad esencial para una buena calidad de vida e integración social, ya que permite expresar las necesidades de cada individuo, establece relaciones humanas, y fomenta el desarrollo personal y social. [1]

Se puede evidenciar que la comunicación interpersonal constituye uno de los pilares fundamentales de la existencia humana. La persona capaz de mantener una comunicación interpersonal asertiva contribuye al bienestar y calidad de vida de sí misma y de los demás. [2]

Sin embargo, existen enfermedades que privan a las personas de la capacidad de comunicarse con los demás, siendo la Esclerosis Múltiple (EM) una de las más conocidas.

Alrededor de dos millones de personas en todo el mundo tienen esclerosis múltiple y, de acuerdo con los datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), la prevalencia promedio estimada de esclerosis múltiple en el mundo es de 33 casos por 100,000 habitantes. [3]

En el 2020, el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), comunicó que en México radica un componente principal para evaluar la pobreza a nivel nacional y estatal, con el objetivo de identificar a las personas con discapacidad mediante la exploración de los niveles de limitación (económico, social, salud, educación, etc.). Se encontró que existe una gran cantidad de personas sin acceso a dispositivos tecnológicos esenciales para una comunicación e interacción eficaz; específicamente, de las 2,939,986 personas con discapacidad motriz, solo 21,164 personas tuvieron acceso a estos dispositivos en todo el año del 2020. [4,5]

Conforme a World Health Organization [6], hubo un fuerte aumento de la demanda de productos de apoyo, y solo el 10% de las personas que los necesitan disponen de ellos. Las causas son los costos elevados y la escasa disponibilidad de estas ayudas, la financiación insuficiente y la falta de conocimiento sobre la gravedad del problema.

Distintas investigaciones propusieron soluciones para abordar la problemática que enfrentan las personas con discapacidad motriz en el área de la comunicación.

Un aporte significativo fue el de Pacheco Bautista, Algreeno Badillo, De la Rosa Mejía & Heredia [7] ya que la institución implementó un dispositivo para poder dirigir un microcontrolador con movimientos oculares.

Según P. Swami & T. K. Gandhi [8] generar señales de EOG ayuda a crear caracteres que se pueden traducir a letras del alfabeto inglés para comunicarse eficientemente con las personas que padecen discapacidades motoras.

De acuerdo con P. Eduardo & M. Xavier [9], utilizando el movimiento ocular es posible dirigir un sistema de control del cursor de una computadora. Este artículo nos dice que es posible tener la ubicación del cursor en cualquier lugar de la pantalla y que este siga la dirección de los ojos, facilitando que una persona con discapacidad motora pueda navegar en el internet y su computadora.

El objetivo del proyecto es diseñar un equipo médico que, mediante un menú controlado por movimientos oculares, ofrezca una alternativa de comunicación para pacientes con discapacidad motriz severa. Brindar una oportunidad para comunicarse impulsa la inclusión, la sensibilización y mejora la calidad de vida de los pacientes.

II. METODOLOGÍA

Para la realización de este proyecto de investigación se implementó un equipo médico capaz de utilizar la electrooculografía como un medio a través del cual las personas con capacidades limitadas, en cuanto a comunicación se refiere, tengan una herramienta que ayude a mejorar su calidad de vida.

Para el diseño de este sistema se dividió el proceso en tres etapas:

A. Adquisición de la señal de EOG.

En primer lugar, se realizó un circuito electrónico analógico apropiado para obtener la señal de Electrooculograma (EOG) del usuario.

A)

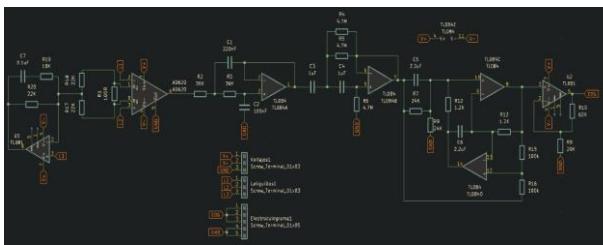
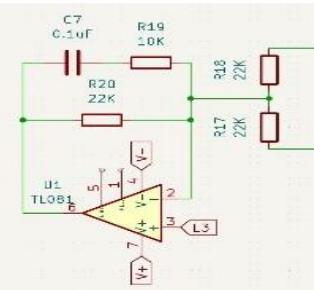


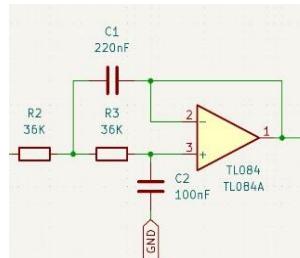
Figura 1. Diseño esquemático del circuito analógico de adquisición de EOG.

El circuito (Figura. 1) se realizó incluyendo dos etapas de interacción con el bioseñal; la cual, como afirma Guerrero [10]: “Es una transmisión de información cuya fuente son los diferentes sistemas fisiológicos del cuerpo” (p.1). Primero, se realiza un preprocesamiento en el que se amplifica el voltaje generado por el cuerpo del usuario, con el amplificador de instrumentación INA 128, y después, se realiza un filtrado de la señal con una secuencia de filtros que comienza con un Low Pass Filter (Filtro Pasa Bajas) con punto de corte de 30 Hz seguido de un High Pass Filter (Filtro Pasa Altas) con punto de corte de 0.5 Hz, finalizando con un Notch Filter (Filtro Rechaza Bandas) de 60 Hz, todos estos filtros funcionan con el amplificador operacional TL084.

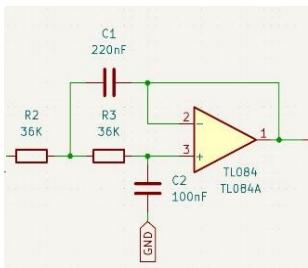
B)



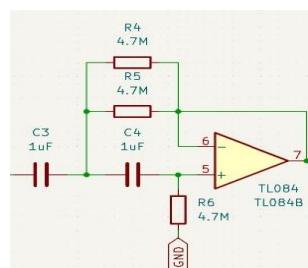
C)



D)



E)



F)

G)

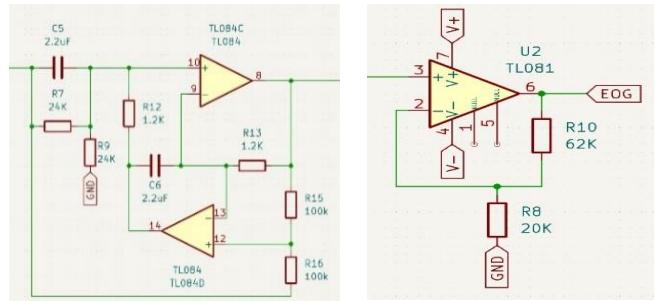


Figura 1. A) Esquemático general de PCB. B) Amplificador TL081. C) Circuito de INA128. D) Low Pass Filter 30Hz. E) High Pass Filter 0.5Hz. F) Notch Filter 60. G) Amplificador TL081.

Se requirió de un amplificador TL081 (Figura 1. B) para conseguir la reducción de ruido presente. Esta parte del diagrama contiene 3 resistencias (R17, R18 y R20) de 22 kΩ y una resistencia (R19) de 10 kΩ. De igual manera se utilizó un capacitor (C7) de 0.1 μF.

Para el circuito del amplificador de instrumentación INA 128 (Figura 1. C) se utilizó una resistencia de 100Ω (Ohms) con el objetivo de conseguir una ganancia deseada de 501.

El Low Pass Filter (Figura 1. D) está compuesto por la sección A del TL084, contiene dos resistencias (R2 y R3) con valor de 36 kΩ y dos capacitores (C1) de 220 nF y (C2) de 100 nF.

Continuando con el High Pass (Figura 1. E), que se utilizó en la sección B del TL08, se requirieron los siguientes valores para sus componentes: tres resistencias (R4, R5 y R6) que tienen un valor de 4.7 MΩ, y los capacitores (C3 y C4) con un valor de 1 μF.

El Notch (Figura 1. F) utiliza dos operacional, designadas como C (C6) de 2.2 nF, y las siguientes 24 kΩ, (R12 y R13) de 1.2 kΩ, y R15 y R16 de 100 kΩ.

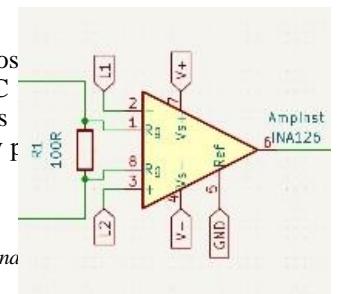


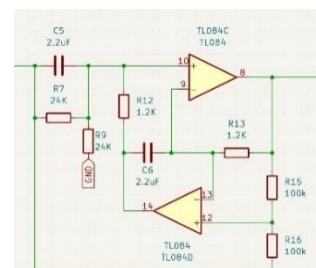
Figura 3. Ilustración del funcionamiento del amplificador INA128.

Finalmente, el ultimo TL081 (Figura 1. G), tiene como función principal ser un amplificador no inversor, con el fin de amplificar el voltaje y poder visualizar de mejor manera las señales en el osciloscopio. Se compone por los siguientes elementos: una resistencia (R8) de 20 kΩ y (R10) de 62 kΩ.

Una vez comprobado que el prototipo del circuito analógico era completamente funcional, se diseñó una placa de circuito impreso (PCB) (Figura 2), utilizando el software KiCad, para tener un circuito consistente y apropiado para aplicaciones más avanzadas.

A)

B)



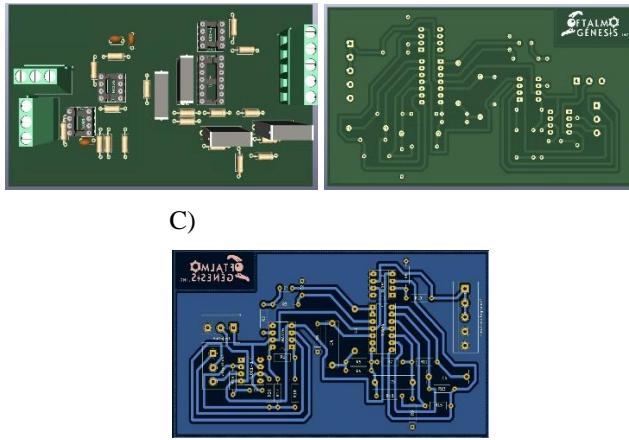


Figura 2. A) Diseño del PCB en el editor de Placas B) Parte superior del PCB donde se pueden observar los componentes electrónicos. C) Parte inferior que muestra las pistas soldaduras.

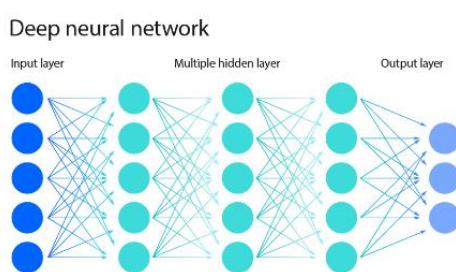
B. Interpretación de datos.

Para esta sección se realizó una conexión entre el circuito y la placa de desarrollo ARDUINO UNO R3, con el objetivo de recibir la señal analógica en el ordenador, y poder utilizarla en aplicaciones posteriores.

1) Entrenamiento de la red neuronal

Según Acevedo, E., Serna, A., & Serna, E., [11] “Una red neuronal se puede definir como un sistema que permite establecer una relación entre entradas y salidas inspiradas en el sistema nervioso y diferenciándose de la computación tradicional, ya que estos no utilizan una algoritmia secuencial.”

Por lo tanto, podemos entender que las redes neuronales tratan de imitar el funcionamiento del cerebro humano con el objetivo de resolver situaciones o problemas complejos, teniendo incluso la capacidad de realizar predicciones. (Figura 3).



Para el proceso de entrenamiento de clasificación múltiple se utilizó el lenguaje de programación Python en VisualStudio, con una aplicación posterior en Arduino Ide. Comprendiendo dos etapas:

1.1) Recolección de datos

En esta fase, se debe conectar la salida del circuito de EOG, a un puerto analógico de la placa de desarrollo ARDUINO, con el fin de establecer la comunicación entre Python y Arduino, realizando un muestreo de 3 señales

distintas: *mirada hacia el centro, izquierda y derecha, mirada hacia arriba y hacia abajo y parpadeo voluntario e involuntario.*

1.2) Entrenamiento

Para esta sección, se ejecutó el código de Python que cumple con la función de identificar patrones para lograr clasificar las bioseñales generadas por el usuario.

C. Interfaz humano-computadora.

Diseño de interfaz de usuario

En esta etapa de desarrollo se diseñó una interfaz de usuario utilizando PYTHON, la interfaz consiste en una serie de imágenes que fungen como botones para que el usuario en cuestión pueda desplazarse a través de las opciones de un menú, para expresar sus necesidades de manera sencilla.

III. DIAGRAMA DE BLOQUES

En la (Figura 4) se plantea de manera gráfica la metodología utilizada para la realización del proyecto.

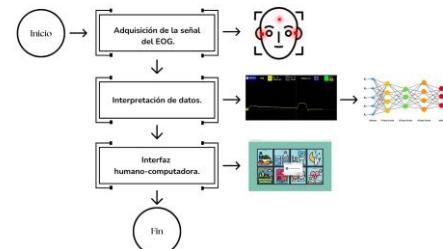


Figura 4. Organizador gráfico de las tres etapas de la metodología. Inicia con la adquisición de señales del EOG a través de la PCB por medio de la colocación de electrodos en los lugares especificados por la imagen señalada con puntos rojos, los que están a los costados son los encargados de medir nuestros movimientos sacádicos. En la etapa dos se observa el proceso de graficación de la señal para clasificar los movimientos oculares. Finalmente, la etapa tres utiliza los movimientos oculares como comandos para el control de una interfaz.

IV. RESULTADOS

Tras completar las fases de desarrollo descritas en la metodología, se obtuvieron resultados satisfactorios para cada una de las fases, por una parte, se realizaron dos PCB de EOG funcionales y una interfaz digital (Figura. 5) de usuario.

- Interfaz de usuario

Proceso	SubProceso	Descripción
Creación	Diseño	Se realizó un diseño enfocado en las necesidades básicas del ser humano.
	Implementación	Se implementó el diseño de una manera agradable al usuario, en una interfaz gráfica.
Resultado Gráfico		
Sin Seleccionar	Selección de Acción	

Figura 5. Interfaz Gráfica

Se puede apreciar en la (Figura. 5), una gráfica acerca de los aspectos primordiales del diseño del interfaz de usuario.

La respuesta del funcionamiento del interfaz fue favorecedora, ya que al momento en el que el usuario deseaba ejecutar alguna acción (hambre, sed, sanitario, dormir, salir, entrenamiento, asistencia y compañía) y se realizaba algún movimiento sacádico el EOG se comunicaba correctamente con el software, y automáticamente aparecía un mensaje en el monitor enunciando “El usuario tiene” y la acción que haya escogido en el momento. De igual forma, cada vez que se seleccionaba un comando, el programa ejecuta de manera apropiada un sonido el cual garantiza nuevamente la elección del usuario.

- Señales de los movimientos sacádicos

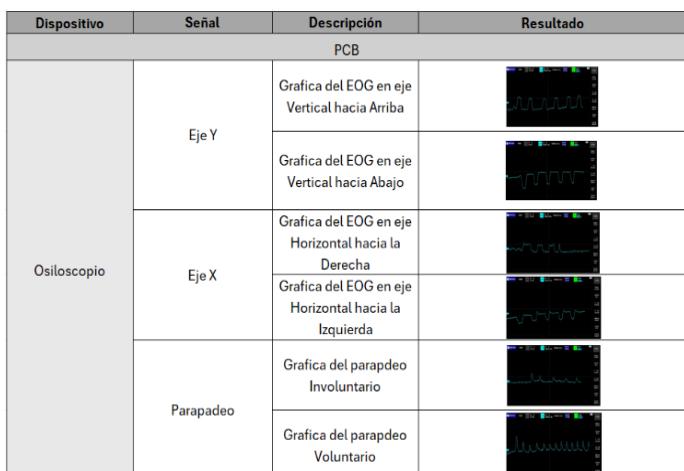


Figura 6. Graficación de señales del EOG

En la (Figura. 6) se presentan las señales clasificadas en tres categorías: eje Y, eje X y parpadeo. Estas señales reflejan el resultado satisfactorio del correcto funcionamiento de los dos

pares de PCB de electrooculografía (EOG) utilizados para cada eje.

Se puede observar una diferencia notable entre las gráficas de los ejes Y y X. En el eje Y, la señal aumenta cuando se mira hacia arriba y disminuye cuando se mira hacia abajo. En contraste, en el eje X, la señal incrementa al mirar hacia la derecha y disminuye al mirar hacia la izquierda.

Adicionalmente, al comparar las señales de parpadeo, se aprecia claramente que el parpadeo voluntario genera una señal mucho más intensa que el parpadeo involuntario. En relación con los ejes graficados, el tiempo durante el cual la señal de parpadeo se mantiene elevada es significativamente menor.

Esta información nos permite organizar y categorizar las señales para entrenar el dispositivo, de manera que pueda diferenciar correctamente entre cada tipo de señal.

V. CONCLUSIÓN

En este artículo se ha presentado el diseño de un equipo médico que utiliza el EOG para ofrecer una alternativa de comunicación a pacientes con discapacidad motriz severa. Este sistema tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida de estas personas al brindarles una herramienta para comunicarse de manera efectiva con su entorno.

Los hallazgos clave de la investigación demuestran que la tecnología desarrollada con base en el EOG es viable para controlar interfaces de comunicación. Se ha desarrollado un prototipo que permite a los usuarios navegar por un menú y seleccionar opciones mediante movimientos oculares.

Las aplicaciones de este proyecto son amplias. Este sistema podría ser utilizado por personas con diversas enfermedades que limitan su capacidad motriz, como la esclerosis múltiple, la parálisis cerebral y los accidentes cerebrovasculares. Además, podría ser adaptado para controlar otros dispositivos, como sillas de ruedas o prótesis.

Se proponen las siguientes áreas de investigación y desarrollo futuro:

Desarrollo de aplicaciones móviles: Implementar aplicaciones que alerten al cuidador cuando el paciente selecciona una opción en la interfaz.

Dispositivos complementarios: Diseñar dispositivos personalizados que se integren con el equipo médico, como sillas de ruedas controladas por EOG.

Exploración de aplicaciones clínicas: Investigar el uso del EOG para el diagnóstico de enfermedades neurológicas y psiquiátricas.

Este proyecto representa un avance importante en el desarrollo de tecnologías de asistencia para personas con discapacidad. Se espera que la investigación y el desarrollo continuos conduzcan a la creación de sistemas aún más sofisticados y accesibles que mejoren la calidad de vida de

millones de personas en todo el mundo. Este sistema puede mejorar la independencia, la autonomía y la participación social de las personas con discapacidad motriz severa.

La visión a futuro de este proyecto es que las tecnologías EOG sean herramientas comunes para la comunicación y la interacción de las personas con discapacidad.

VI. RESUMEN

En resumen, el presente proyecto de investigación aborda una problemática de interés global, enfermedades como la esclerosis múltiple, y otras afectaciones limitan la calidad de vida de millones de personas en todo el mundo. Mediante la Electrooculografía es posible brindar una alternativa de comunicación a todas aquellas personas que lo necesitan.

El proyecto propuso una interfaz gráfica intuitiva, que a través del control ocular, permite al usuario expresar sus necesidades básicas de una manera más sencilla con las personas que le rodean.

Para alcanzar el objetivo, se dividió el proyecto en tres fases, principalmente, A) adquisición de la señal, mediante filtros analógicos, B) Interpretación de datos, se aplicó una de las ramas de las redes neuronales, la clasificación múltiple, para convertir los movimientos sacádicos del usuario en comandos tangibles, C) Interfaz humano-computadora, se desarrolló una interfaz de fácil manejo para comunicar necesidades básicas.

Este proyecto de investigación propone solo una manera de utilizar la electrooculografía como una manera de mejorar la calidad de vida de las personas, no obstante, existen muchas otras posibles aplicaciones posibles, que, en un futuro no muy lejano pueden transformar la manera en la que nos comunicamos.

REFERENCIA

- [1] Rodríguez Roura, Sandra Cecilia, Cabrera Reyes, Lourdes de la C, & Calero Yera, Esmeralda. (2018). La comunicación social en salud para la prevención de enfermedades en la comunidad. *Humanidades Médicas*, 18(2), 384-404. Recuperado en 27 de abril de 2024, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-81202018000200384&lng=es&tlang=es. ISSN 1727-8120.
- [2] Gómez Fedor S. J. , (2016). La Comunicación. *Salus*, 20(3), 5-6. Recuperado en 04 de marzo de 2024, de http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1316-71382016000300002&lng=es&tlang=es. ISSN 1316-7138.
- [3] AgUILAR-JUÁREZ, Pedro Alejandro, Castillo-Lara, Raúl Antonio, Ceballos-Godina, Manuel, Colorado-Ochoa, Héctor Javier, Espinosa-Zacarías, Juan Pedro, Flores-Ramírez, Francisco Gerardo, García, Silvia, García-Huerta, Lilia Giselle, González-Cruz, Margarita, Granados-Aguilar, María de la Inmaculada, León-Jiménez, Carolina, Llamas-López, Leonardo, Martínez-Gurrola, Marco Antonio, Núñez-Orozco, Lilia, Quiñones-Aguilar, Sandra, Sauri-Suárez, Sergio, Solórzano-Gómez, Elsa, Vega-Gaxiola, & Selene Berenice. (2019). Consenso para el diagnóstico y tratamiento de la esclerosis múltiple en pacientes del ISSSTE. *Medicina interna de México*, 35(5), 732-771.<https://doi.org/10.24245/mim.v35i5.3284>
- [4] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (2020). Censo de Población y Vivienda (2020). <https://www.inegi.org.mx/programas/ccpv/2020/#documentacion>
- [5] Consejo Nacional de Evaluación de la Política de Desarrollo Social, (2021). Nota técnica sobre la identificación de personas con discapacidad, 2020. https://www.coneval.org.mx/Medicion/MP/Documents/MMP_2018_2020/Notas_pobreza_2020/Nota_tecnica_identificacion_de_personas_con_discapacidad_2020.pdf
- [6] World Health Organization. (2016). Lista de ayudas técnicas prioritarias. <https://apps.who.int/iris/rest/bitstreams/920817/retrieve> DOI 920817
- [7] Pacheco Bautista, D., Alredo Badillo, I., De la Rosa Mejía, D., & Heredia Jiménez, A. H. , (2014). Interfaz humano-computadora basada en señales de electrooculografía para personas con discapacidad motriz. *ReCIBE. Revista electrónica de Computación, Informática, Biomédica y Electrónica*, (2).
- [8] P. Swami & T. K. Gandhi, (2014). Assistive communication system for speech disabled patients based on electro-oculogram character recognition, 2014 International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom), New Delhi, India, 2014, pp. 373-376, doi: 10.1109/IndiaCom.2014.6828162.
- [9] P. Eduardo & M. Xavier, (2014). Cursor control system of a computer by electro-oculographs signs for motor disability, 2014 IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference - (IHTC), Montreal, QC, Canada, 2014, pp. 1-4, doi: 10.1109/IHTC.2014.7147557.
- [10] Guerrero, J. (2011). Bioseñales [Tesis, Universidad de Valencia].http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/15/ib_material/IB_T2_OCW.pdf
- [11] Acevedo, E., Serna, A., & Serna, E. (2017). Principios y características de las redes neuronales artificiales. Desarrollo e innovación en ingeniería, 173. ISBN: 978-958-59127-5-5 J. Clerk Maxwell, A Treatise on Electricity and Magnetism, 3rd ed., vol. 2. Oxford: Clarendon, 1892, pp.68–73.