



Journal

Boliviano de Ciencias



XII VERSIÓN

BETCON24

BOLIVIAN ENGINEERING AND
TECHNOLOGY CONGRESS

COCHABAMBA

- VOL. 20 -
NÚMERO 55
ENERO A JUNIO 2024
ISSN Digital: 2075-8944
ISSN Impreso: 2075-8936



Journal

Boliviano de Ciencias

Editor en Jefe

Pablo Arce Maldonado, PhD
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Editor de sección: Ingeniería Civil

MSc. María Elena Sahonero Saravia
Universidad Privada del Valle, Bolivia
MSc Joaquín Humberto Aquino Rocha
Universidade Federal de Rio de Janeiro, Brasil

Editor de sección: Industrias

Ing. Daysi Lidia Ñíguez Calveti,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Editor de sección: Electromecánica

Ing. Edson Gastón Montaña Bautista
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Editor de sección: Petróleo y energías

Ing. Ximena Uscamayta Urizacari
Universidad Privada del Valle, Bolivia
Ing. Ivailo Peña Treneva,
Servicios Integrales de Ingeniería SIE S.A.,
Bolivia

Editor de sección: Sistemas, Electrónica y Biomédica

MSc. Eynar Calle Viles
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Editor de sección: Ingeniería de alimentos

Tania Araujo Burgos, PhD
Universidad Privada del Valle, Bolivia
Melissa Miranda Durán, PhD
Organización Panamericana de la Salud, Bolivia

Editor de sección: Arquitectura

MSc. Marcelo Pérez Mercado
Universidad Privada Boliviana, Bolivia

Comité de revisores

MSc. Alejandra Bustillos Vega,
Universidade Federal de Lavras, Brasil

Ing. Marina Pacara Copa,
Fundación "Aguatuya", Bolivia

MSc. Eliana Cáceres Torrico,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

MSc. Gerber Nina Chuquimia,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

MSc. Walter Antonio Abujder Ochoa,
Universidad Católica Boliviana "San Pablo",
Bolivia

MSc. Arturo Echeverría Zenteno,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Ing. Nahúm Gamalier Cayo Chileno,
Universidade Federal de Lavras, Brasil

MSc. Edgar Calatayud Ríos,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

MSc. Miguel Angel Pinedo,
Universidad Privada del Valle, Bolivia

Carlos Gonzalo Acevedo Peña, PhD
Universidad Mayor de San Simón, Bolivia

MSc. Gonzalo Guzmán Orellana,
Fundación de Investigación e Innovación de
Bolivia, Bolivia

Autoridades Universitarias

MSc. Gonzalo Ruiz Ostria

Rector

Diego Villegas Zamora, PhD

Vicerrector Académico

MSc. Sandra Ruíz Ostria

Vicerrectora de Interacción Social

Lic. Daniela Zambrana Grandy

Secretaria General

MSc. Franklin Néstor Rada

Vicerrector Académico Subsede La Paz

MSc. Ana Cárdenas Angulo

Vicerrector Académico Subsede Santa Cruz

MBA. Carlos Torricos Mérida

Vicerrector Académico Subsede Sucre

MSc. Miguel Añez Saneshima

Vicerrector Académico Subsede Trinidad

MSc. Jorge Ruíz de la Quintana

Director Nacional de Investigación

Equipo técnico

MSc. Esther Ivonne Rojas Cáceres

Coordinadora de Publicaciones y Difusión

Científica

Lic. Luis Marco Fernández Sandoval

Coordinador de Producción Audiovisual

Depósito Legal N° 2-3-66-09
La reproducción parcial o total de los
artículos está permitida en tanto las
fuentes sean citadas.

Es parte de:



Universidad Privada del Valle
Telf: (591) 4-4318800 / Fax: (591) 4-4318886.
Campus Universitario Tiquipaya.
Calle Guillermina Martínez, s/n, Tiquipaya.
Casilla Postal 4742.
Cochabamba – Bolivia.

ÍNDICE

	Páginas
Editorial <i>Editorial</i> Ing. Elias Choque Maidana	5
Modelado del comportamiento de un amplificador de potencia para 5G utilizando Machine Learning <i>Modeling the Behavior of a Power Amplifier for 5G Using Machine Learning</i> Miguel Angel Chiri, Hugo Orlando Condori Quispe	6-14
Diseño e implementación de un sistema de comunicación, archivo y visualización de imágenes médicas para la integración de la Red de salud Cercado <i>Design and implementation of a communication, archiving and visualization system for medical images for the integration of the Cercado health network</i> Eylen Jhuliana Mercado Ontiveros, Rodrigo Martinez Severich	15-45
Software para la determinación de propiedades pVT aplicado al sector Upstream – Midstream <i>Software for determining pVT properties applied to the Upstream – Midstream area</i> Dennis Luque Veliz	46-68
Aplicaciones de implantes cerebrales y su trascendencia en la actualidad <i>Applications of brain implants and their importance today</i> Sierra Martínez Natalia, Angulo Noelia	69-87
Bitcoin: Un Análisis Histórico antes del Cuarto Halving <i>“Bitcoin: A Historical Analysis before the Fourth Halving”</i> Juan Crespo Vargas, Richard Brandon Ramos Pacheco, Alfredo Carrillo Mendoza	88-101
Dispositivos para control de glucosa a través del sudor en diabéticos <i>Device for glucose control through sweat in diabetics</i> Keila Cusi Machaca	102-119

NOTA EDITORIAL

Apreciada comunidad académica:

En el Journal Boliviano de Ciencias, nos complace presentar la edición del Volumen 20 Número 55, la cual se distingue por una rica colección de trabajos de investigación que abarcan diversos ámbitos de la ingeniería. En esta ocasión, destacamos la sinergia lograda entre la revista y el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) Bolivia a través de su evento insignia Bolivian Engineering and Technology Congress (BETCON XII), evento que ha sido fundamental para impulsar la participación de investigadores nacionales e internacionales, enriqueciendo el contenido de esta edición.

Los artículos seleccionados en esta edición reflejan la amplia gama de temáticas que se están abordando en el campo de la ingeniería en Bolivia y la región. Desde estudios de caso que analizan el sistema de comunicación de la red de salud Cercado, hasta la aplicación de implantes cerebrales, dispositivos para control de glucosa en diabéticos, y el tema de Bitcoin.

La sinergia entre el Journal Boliviano de Ciencias y el IEEE Bolivia a través de BETCON XII ha sido fundamental para fortalecer la investigación en ingeniería en Bolivia. El evento ha servido como plataforma para que investigadores de universidades, centros de investigación y empresas presenten sus trabajos más recientes, generando un espacio de intercambio de conocimientos y colaboración entre pares.

Como presidente del IEEE Bolivia, espero que este tipo de cooperaciones con la Univalle y su revista JBC sean continuas para impulsar el desarrollo de la investigación en Bolivia y en la región.




Ing. Elias Choque Maidana
Presidente IEEE – Sección Bolivia

Tipo de artículo: Investigación

Modelado del comportamiento de un amplificador de potencia para 5G utilizando Machine Learning

Modeling the Behavior of a Power Amplifier for 5G Using Machine Learning

Miguel Angel Chiri  Hugo Orlando Condori Quispe

1. Estudiante. Universidad Mayor de San Andrés. La Paz. Bolivia. ma.chiriyp@gmail.com

2. Ingeniero de Hardware RF, Docente. Universidad Mayor de San Andrés. La Paz. Bolivia. hugo.condori@fulbrightmail.org

RESUMEN

El propósito principal de esta investigación es modelar el comportamiento de un amplificador de radiofrecuencia (RF) mediante técnicas de machine learning. Para lograr este objetivo, se utiliza el software Advanced Design System (ADS) de Keysight; primero se obtienen los datos de gráficas relevantes, los cuales se transforman en datos tabulares. Estos datos son esenciales para el entrenamiento del modelo. Se emplea el intérprete de Python de ADS, para este propósito. Los resultados obtenidos muestran una notable concordancia con el comportamiento esperado del amplificador RF, lo que confirma la efectividad del enfoque propuesto. Este hallazgo no sólo valida la viabilidad de modelar amplificadores, sino que también sugiere la aplicabilidad de estas técnicas en el modelado de diversos sistemas electrónicos con un alto grado de precisión y fiabilidad.

Palabras clave: Machine Learning. ADS. Amplificador. Modelado. 5G.

ABSTRACT

The main purpose of this research is to model the behavior of a radio frequency (RF) amplifier using machine learning techniques. To achieve this goal, we use Keysight's ADS software. First, relevant data from graphs is obtained and transformed into tabular data. This data is essential for training the model. The obtained results show a remarkable agreement with the expected behavior of the RF amplifier, which confirms the effectiveness of the proposed approach. This finding not only validates the feasibility of modeling amplifiers, but also suggests the applicability of these techniques in the modeling of diverse electronic systems with a high degree of accuracy and reliability.

Keywords: Machine Learning. ADS. Amplifier. Modeling. 5G.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto Tecnológico

Las tecnologías de comunicación inalámbrica están evolucionando a un ritmo acelerado hacia la quinta generación (5G) (Huo,2017). Esta nueva generación promete avances sin precedentes en velocidad de datos, latencia y capacidad de conexión, con el potencial de revolucionar la forma en que nos comunicamos e interactuamos con el mundo que nos rodea (Yang,2018; Xiom,2021).

Citar como: Chiri Yupanqui, M. A., & Condori Quispe, H. O. Modelado del comportamiento de un amplificador de potencia para 5G utilizando Machine Learning. *Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55) 6-14. <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.1101>

Revisado: 18/03/2024

Aceptado: 14/06/2024

Publicado: 20/12/2023

Declaración: Derechos de autor 2024 Miguel Angel Chiri, Hugo Orlando Condori Quispe, Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



Para alcanzar estos objetivos, se requiere un desarrollo tecnológico integral que abarca diversos aspectos, incluyendo el diseño y optimización de los subsistemas de hardware que componen las redes 5G. Entre estos subsistemas, los amplificadores de potencia (PA) juegan un rol fundamental al ser responsables de amplificar las señales de radiofrecuencia (RF) para su transmisión efectiva (Colzani,2022; Ji, 2023;Mounir,2022).

1.2. Relevancia del Modelado

El modelado preciso del comportamiento de los amplificadores de potencia (PA) resulta fundamental en el desarrollo eficiente de sistemas 5G. Los modelos desempeñan un papel crucial al permitir simular y analizar el comportamiento del PA en diversas condiciones. Esta capacidad facilita la identificación temprana de posibles problemas de diseño y la optimización del rendimiento del amplificador, lo que es esencial para garantizar un funcionamiento óptimo en entornos de comunicación de alta velocidad como el 5G.

Además, el modelado contribuye significativamente a la reducción del tiempo y los costos de desarrollo. Al permitir pruebas virtuales exhaustivas antes de la construcción de prototipos físicos, los modelos agilizan el proceso de desarrollo al eliminar la necesidad de iteraciones costosas y prolongadas (Xiaom, 2021; Huo, 2017). Esto no sólo acelera la llegada al mercado de productos 5G, sino que también reduce los costos asociados con la fabricación y prueba de prototipos físicos, lo que resulta en un ahorro significativo para las empresas y los desarrolladores de tecnología.

1.3. Enfoque Basado en Machine Learning

El Machine Learning (ML) ha emergido como una herramienta poderosa en el modelado de sistemas complejos (Ma,2018). En el contexto del modelado de amplificadores de potencia (PA), el ML presenta ventajas significativas (Dikmese, 2019). Una de ellas radica en su capacidad de aprendizaje a partir de datos. Los algoritmos de ML tienen la capacidad de aprender de grandes conjuntos de datos, como las respuestas gráficas de ganancia y fase proporcionadas en las hojas de datos de los PA comerciales (Liu, 2012).

2. METODOLOGÍA

Para desarrollar el modelado del amplificador de potencia (PA) utilizando redes neuronales artificiales (ANNs), se sigue un proceso sistemático que involucra varias etapas clave.

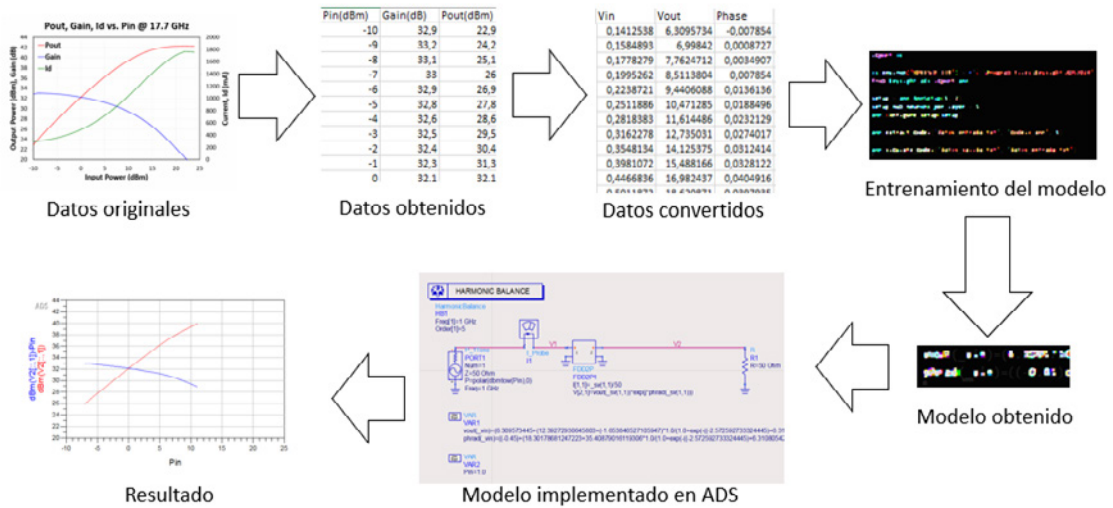


Figura N° 1. Etapas del modelado del PA usando ANNs. Fuente: Elaboración propia, 2024.

En primer lugar, el modelo propuesto puede ser visualizado como un sistema de entrada y salida. Las señales de entrada comprenden los datos experimentales proporcionados por el fabricante del amplificador de potencia, que incluyen la ganancia, la respuesta AM/AM y la respuesta AM/PM en diversas condiciones operativas. Estos datos son esenciales para entrenar y validar la red neuronal artificial (ANN), que se convierte en el núcleo del sistema.

El modelo de machine learning se diseñó considerando las siguientes variables:

- **Entrada:** Voltaje de entrada.
- **Salida:** Voltaje de salida y fase.

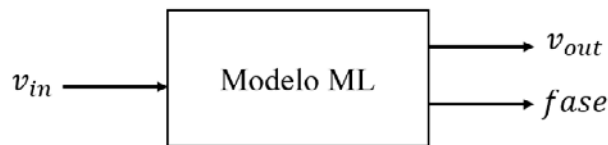


Figura N° 2. Modelo del amplificador de potencia con ANN: entradas (datos experimentales) y salidas (voltaje y fase predichos). Fuente: Elaboración propia, 2024.

Esta configuración permite que la red neuronal artificial procese eficientemente la información de entrada y genere predicciones precisas del voltaje de salida y la fase correspondiente. Esencialmente, la red neuronal actúa como un componente central que interpreta los datos experimentales y los transforma en salidas útiles, lo que proporciona un marco sólido para entender y modelar el comportamiento del amplificador de potencia.

2.1. Obtención de los datos

Se obtuvieron los datos experimentales del datasheet del amplificador comercial TGA4548, operando en la banda de frecuencia de 17 a 20 GHz, con énfasis en la frecuencia central de 17.7 GHz. Se seleccionaron las respuestas de ganancia (dB) y AM-PM (grados) como las variables principales para el modelado.

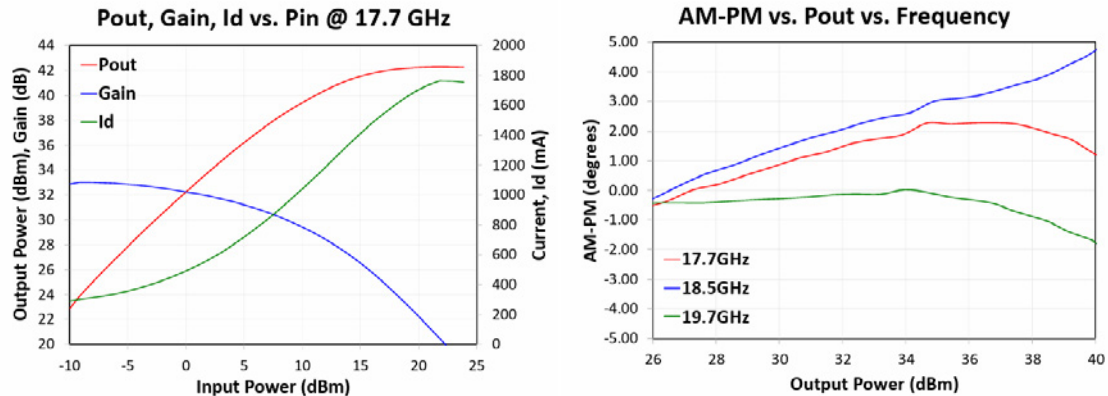


Figura N° 3. Gráficas de Ganancia (dB) y AM-PM (grados). Fuente: Datasheet amplificador TGA4548, 2020.

Dado que la potencia de salida en la gráfica de fase varía entre 26 y 40 dBm, se limitó la simulación del comportamiento del amplificador a este rango. En consecuencia, se consideraron solo los datos en esta región para la gráfica de ganancia y potencia de salida, las cuales varían para una potencia de entrada desde aproximadamente -7 hasta 11 dBm.

Se realizó la digitalización manual de las gráficas para obtener datos tabulares que representarían el comportamiento del amplificador. Posteriormente, se calcularon los voltajes de entrada y salida utilizando ecuaciones matemáticas derivadas de los datos tabulares:

$$\text{Para calcular el voltaje de entrada: } v_{in} = \sqrt{2R_L * 10^{\frac{P_{in(dBm)} - 30}{10}}}$$

$$\text{Para calcular el voltaje de salida: } v_{out} = 10^{\frac{G_{(dB)}}{20}} * v_{in}$$

$$\text{La fase se convierte a radianes: } fase_{(rad)} = fase_{(grados)} * \frac{\pi}{180}$$

2.2. Entrenamiento del Modelo

Se utilizó un script de Python, cuyo flujograma se muestra a continuación:

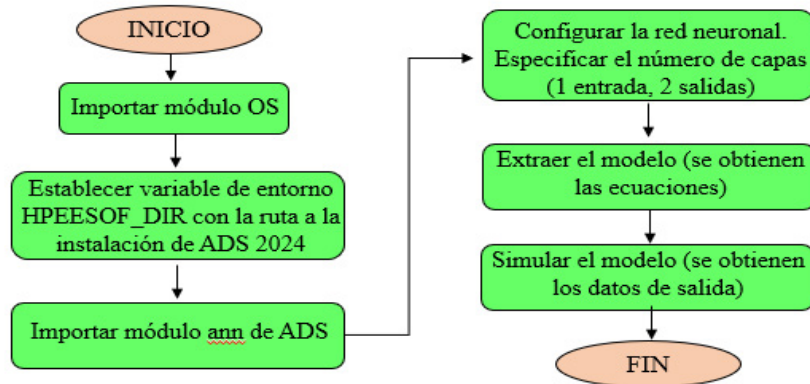


Figura N° 4. Flujograma del script usado para crear el modelo. Fuente: Elaboración propia, 2024.

El entrenamiento del modelo se realizó utilizando un archivo de texto generado previamente, el cual contiene los datos de voltaje de entrada, voltaje de salida y fase. Se configuró la red neuronal con 1 capa de entrada y 1 capa oculta, ambas con 5 nodos. Durante este proceso, se generaron dos archivos: uno que contiene los datos de salida del modelo, y el otro presenta el modelo en forma de ecuación, que se describe a continuación:

$$y = c_1 + (c_2 + S_1 + S_2 + S_3 + S_4 + S_5)c_3$$

Donde:
$$S_i = \frac{\beta}{1 + e^{-(\alpha + M_1^i + M_2^i + M_3^i + M_4^i + M_5^i)}}$$

Y donde:
$$M_j^i = \frac{m_1}{1 + e^{-(m_2 + m_3(-1 + \frac{2(x - K_1)}{K_2}))}}$$

Las constantes $c_1, c_2, c_3, \alpha, \beta, m_1, m_2, m_3, K_1, K_2$ son generadas en el entrenamiento.

2.3. Implementación en ADS

Las ecuaciones del modelo se implementaron en un esquemático de ADS utilizando variables, permitiendo su integración en el entorno de simulación de ADS. Se utilizó un controlador de equilibrio armónico HB, con la potencia de entrada como parámetro, variando desde -7 dBm hasta 11 dBm. Para conectar el modelo con la entrada y salida del circuito, se empleó el componente FDD (Frequency Domain Defined Device) proporcionado por ADS. Con FDD, se puede detectar la señal eléctrica en cualquier puerto y convertirla en parte de una función, permitiendo un control preciso de la entrada y salida del circuito.

3. RESULTADOS

Se procedió a la simulación del modelo para obtener las respuestas gráficas de diversas variables de interés. Entre estas variables se incluyeron la potencia de entrada y salida, la fase, la ganancia.

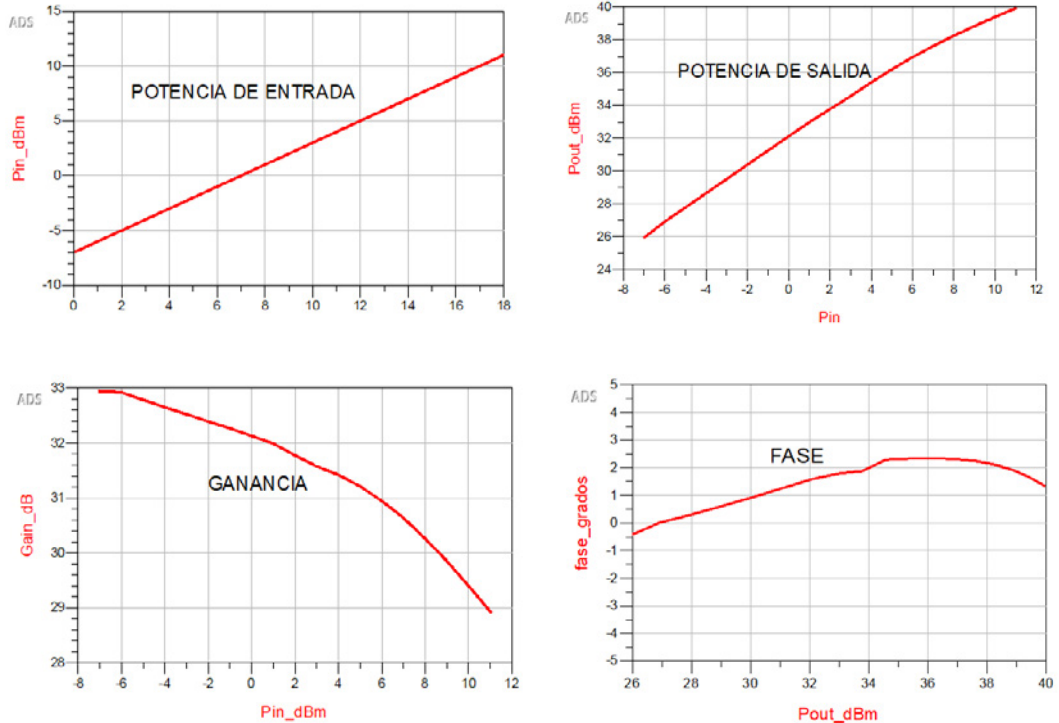


Figura N° 5. Resultados obtenidos de la simulación. Fuente: Elaboración propia, 2024.

4. DISCUSIÓN, DESARROLLO Y ANÁLISIS

4.1 Discusión

Se consideraron las siguientes especificaciones para el componente FDD:

- El voltaje de entrada del FDD es $_{sv}(1,1)$, entonces para emular una resistencia de entrada de 50 ohms se estableció la corriente de entrada en $I[1,1]=_{sv}(1,1)/50$ ($I=V/R$)
- El voltaje de salida del FDD es $V[2,1]$, presentado de manera polar como:

Para validar el modelo, se presenta a continuación una tabla que compara los datos originales con los generados por el modelo. Adicionalmente, se calcula porcentaje de error para las dos variables estimadas: el voltaje de salida y la fase.

vin	DATASHEET		MODELO	
	vout	fase	vout	fase
0,14125375	6,30957344	-0,00785398	6,27018834	-0,00783111
0,17782794	7,76247117	0,003490659	7,74928015	0,00429459
0,19952623	8,51138038	0,007853982	8,56274395	0,00863299
0,22387211	9,44060876	0,013613568	9,46581474	0,01323755
0,25118864	10,4712855	0,018849556	10,4655031	0,01805527
0,28183829	11,6144861	0,023212879	11,5675636	0,02300346
0,31622777	12,7350308	0,027401669	12,7759207	0,02793755
0,35481339	14,1253754	0,031241394	14,1089305	0,03122337
0,39810717	15,4881662	0,03281219	15,4468009	0,03281915
0,44668359	16,9824365	0,040491639	16,9324399	0,03994675
0,50118723	18,6208714	0,039793507	18,6599488	0,04062058
0,56234133	20,4173794	0,040491639	20,4419864	0,04077219
0,63095734	22,1309471	0,040666172	22,2535082	0,04030093
0,70794578	23,9883292	0,039793507	24,0730245	0,03903895
0,79432823	26,0015956	0,036302848	25,8860102	0,03683531
0,89125094	27,8612117	0,033161256	27,6906702	0,03356849
1	29,5120923	0,029670597	29,5036296	0,02915535
1,12201845	31,2607937	0,023387412	31,3650408	0,02355591

porcentaje de error vout	0,32104739
porcentaje de error fase	3,06759033

Como se puede observar, los valores del porcentaje de error para ambas variables, el voltaje de salida y la fase, se encuentran dentro de un rango considerado aceptable para la precisión del modelo. Este resultado sugiere una adecuada concordancia entre los datos originales y los generados, lo cual valida la capacidad predictiva del modelo bajo las condiciones evaluadas. Existe la posibilidad de mejorar la precisión incrementando el número de nodos en la capa de entrada y en las capas ocultas, o bien, aumentando el número de capas ocultas. Sin embargo, esto también incrementaría la complejidad del modelo.

Para mejor visualización de los resultados se convierten los resultados a sus equivalentes en potencia de entrada, potencia de salida, y fase, y se comparan estos con las gráficas provenientes del datasheet, se estableció un rango apropiado a las gráficas de simulación, y se editó la gráfica de ganancia y potencia de salida del datasheet para mejor visualización:

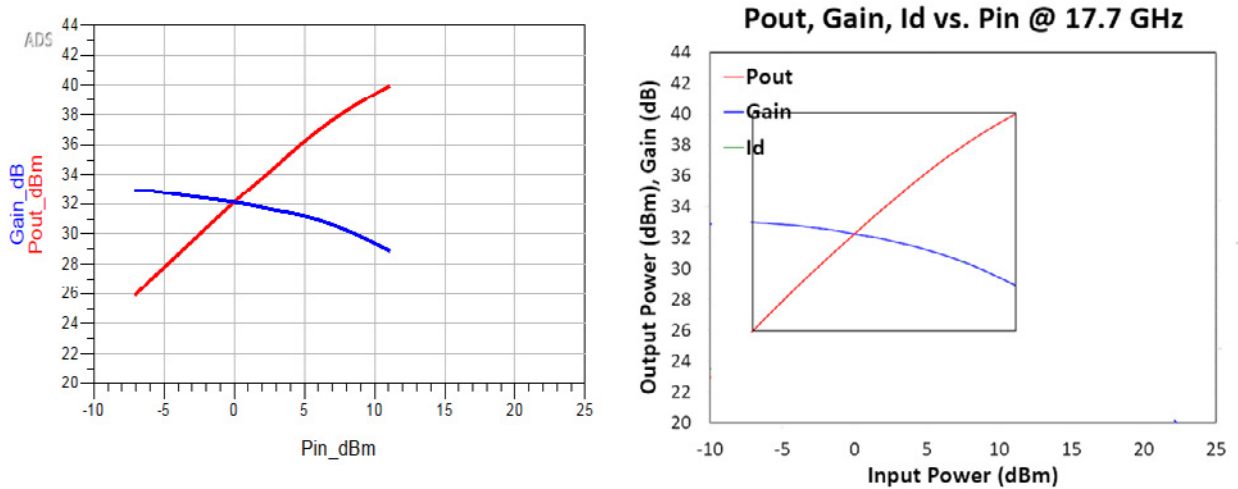


Figura N° 6. Comparación de las respuestas de ganancia y potencia de salida.
Fuente: Elaboración propia, 2024.

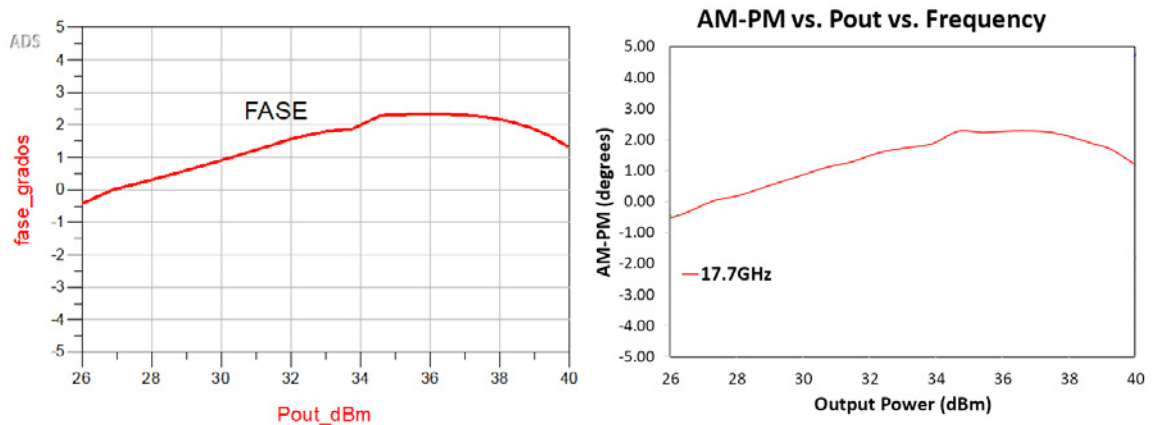


Figura N° 7. Comparación de las respuestas de fase. Fuente: Elaboración propia, 2024.

Se aprecia una notable similitud entre las respuestas del modelo y las especificaciones del datasheet del amplificador comercial. Las gráficas de ganancia, potencia de salida y fase del modelo exhiben una tendencia similar a las del datasheet, aunque se observan pequeñas diferencias que podrían atribuirse a la naturaleza del proceso de modelado.

5. CONCLUSIONES

El presente trabajo ha alcanzado un modelado exitoso del comportamiento de un amplificador de radiofrecuencia (RF) utilizando técnicas de Machine Learning. La validación del modelo se llevó a cabo mediante su comparación con el comportamiento real de un amplificador comercial. Los resultados obtenidos de

esta comparación revelaron una notable concordancia entre ambos, lo que confirma la precisión y fiabilidad del modelo desarrollado en este estudio.

El trabajo realizado representa un avance significativo en el ámbito del modelado de amplificadores RF. La aplicación de técnicas de Machine Learning en este contexto abre nuevas posibilidades para el desarrollo de modelos más precisos y eficientes, los cuales pueden ser utilizados para optimizar el diseño y análisis de amplificadores en sistemas de comunicación 5G y otras aplicaciones de relevancia tecnológica. Las implicaciones y aplicaciones de este trabajo son amplias y prometedoras y abre un abanico de posibilidades para el desarrollo de modelos más precisos de componentes y sistemas electrónicos en diferentes áreas de la ingeniería, como la electrónica de potencia, la electrónica de control y la electrónica automotriz, entre otras.

7. REFERENCIAS

Colzani, A., Fumagalli, M., Fonte, A., Traversa, A., & Ture, E. (2022, September). Long-Reach E-band HPA for 5G Radio Link. In 2022 52nd European Microwave Conference (EuMC) (pp. 760-763). IEEE.

Dikmese, S., Anttila, L., Campo, P. P., Valkama, M., & Renfors, M. (2019, August). Behavioral modeling of power amplifiers with modern machine learning techniques. In 2019 IEEE MTT-S International Microwave Conference on Hardware and Systems for 5G and Beyond (IMC-5G) (pp. 1-3). IEEE.

Huo, Y., Dong, X., & Xu, W. (2017). 5G cellular user equipment: From theory to practical hardware design. *IEEE Access*, 5, 13992-14010.

Ji, H. G., Jeong, J. H., & Kang, D. M. (2023). Balanced GaN HPA MMIC for 5G FR2 Band Base Station. *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, 34(6), 444-449.

Liu, B., Deferm, N., Zhao, D., Reynaert, P., & Gielen, G. G. (2012). An efficient high-frequency linear RF amplifier synthesis method based on evolutionary computation and machine learning techniques. *IEEE Transactions on Computer-Aided Design of Integrated Circuits and Systems*, 31(7), 981-993.

Ma, R., Benosman, M., Manjunatha, K. A., Komatsuzaki, Y., Shinjo, S., Teo, K. H., & Orlik, P. V. (2018, August). Machine-learning based digital Doherty power amplifier. In 2018 IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT) (pp. 1-3). IEEE.

Mounir, M., El Mashade, M. B., Aboshosha, A. M., & Youssef, M. I. (2022). Impact of HPA nonlinearity on the performance of power domain OFDM-NOMA system. *Engineering Research Express*, 4(2), 025004.

Qorvo (2020, diciembre 15). Data Sheet del amplificador TGA4548.

Xiao, K., & Zhang, W. (2021, April). Systematic study on hardware optimization of 5G communication. In 2021 5th International Conference on Computing Methodologies and Communication (ICCMC) (pp. 92-96). IEEE.

Yang, Y., Xu, J., Shi, G., & Wang, C. X. (2018). *5G wireless systems*. Springer International Publishing.

Proyecto de ingeniería aplicada

Diseño e implementación de un sistema de comunicación, archivo y visualización de imágenes médicas para la integración de la Red de salud Cercado

Design and implementation of a communication, archiving and visualization system for medical images for the integration of the Cercado health network

Eylen Jhuliana Mercado Ontiveros¹ Rodrigo Martinez Severich²

1. Estudiante de la carrera de Ingeniería Biomédica, Universidad Privada del Valle, Cochabamba, Bolivia. Correo electrónico corporativo. moe0027325@est.univalle.edu

2. Docente del departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Privada del Valle, Cochabamba, Bolivia. Correo electrónico corporativo. rmartinezs@univalle.edu

RESUMEN

El presente proyecto aborda el diseño e implementación de un sistema de comunicación, archivo y visualización de imágenes médicas para la Red de salud Cercado que está constituida por 33 establecimientos de salud. El objetivo principal es integrar la información clínica generada mejorando el flujo de trabajo, la eficiencia y calidad, mediante la adopción de tecnologías digitales en el manejo de imágenes médicas.

El sistema desarrollado integra un PACS que permite el almacenamiento y acceso centralizado de imágenes médicas, un visualizador web DICOM que facilita la visualización de imágenes médicas, desde cualquier dispositivo con conexión a Internet; y un sistema de reportes que agiliza el proceso de generación de informes médicos.

La implementación de este sistema ha demostrado ser una solución eficaz, mostrando diversos beneficios. Se ha logrado una mejora en la comunicación y colaboración entre los establecimientos de salud. Los médicos pueden acceder rápidamente a las imágenes médicas y reportes, lo que facilita la toma de decisiones clínicas y mejora la continuidad de atención. Además, se ha logrado optimizar la gestión de imágenes, disminuyendo la necesidad de almacenamiento físico, facilitando la búsqueda y recuperación de estudios anteriores. Esto ha permitido a los profesionales de salud, acceder de manera rápida y segura a la información necesaria para realizar un diagnóstico y tratamiento de los pacientes.

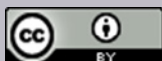
Los resultados obtenidos respaldan la adopción de tecnologías digitales en el manejo de imágenes médicas, proporcionando beneficios en términos de comunicación, colaboración, gestión de datos y seguridad de la información médica.

Palabras clave: DICOM, PACS, Teleradiología, Imagen médica.

Citar como: Mercado Ontiveros, E. J., & Martinez Severich, R. Diseño e implementación de un sistema de comunicación, archivo y visualización de imágenes médicas para la integración de la red de salud Cercado. *Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55). 15-45 <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.1029>

Revisado: 18/12/2023
Aceptado: 16/01/2024
Publicado: 30/06/2024

Declaración: Derechos de autor 2023 Mercado Ontiveros, E. J., & Martinez Severich, R., Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



ABSTRACT

This project deals with the design and implementation of a communication, archiving and visualization system of medical images for the Cercado Health Network, which is made up of 33 Health Establishments. The main objective is to integrate the clinical information generated, improving the workflow, efficiency and quality, through the adoption of digital technologies in the management of medical images.

The developed system integrates a PACS which allows the storage and centralized access of medical images, a DICOM web viewer that facilitates the visualization of medical images, from any device with an Internet connection; and an automated reporting system which streamlines the medical report generation process.

The implementation of this system has proven to be an effective solution, showing various benefits. There has been an improvement in communication and collaboration between health facilities. Physicians can quickly access medical images and reports, facilitating clinical decision-making and improving continuity of care. In addition, image management has been optimized, eliminating the need for physical storage, and facilitating the search and recovery of previous studies. This has allowed health professionals to quickly and securely access the information necessary to diagnose and treat patients.

The results obtained support the adoption of digital technologies in the management of medical images, providing benefits in terms of communication, collaboration, data management, and security of medical information.

Keywords: DICOM, PACS, Teleradiology, Medical imaging

1. INTRODUCCIÓN

Un establecimiento de salud es una infraestructura pública o privada que presta servicios de salud como ser: consulta externa, imagenología, emergencia, laboratorio, UTI, entre otros. El servicio de imagenología está conformado por sistemas que generan imágenes médicas; para el apoyo de diagnóstico por imagen, denominados modalidades tales como: Radiografía Computarizada (CR), Radiografía Digital Directa (DR), Resonancia Magnética (MRI), Tomografía Axial Computarizada (TC), Ultrasonido (US), etc. Siendo las imágenes médicas las representaciones de las diferentes estructuras anatómicas y funciones fisiológicas del cuerpo humano.

Una Red de salud está conformada por diferentes establecimientos de salud públicos, los cuales tienen como objetivo, realizar la prestación de servicios de salud integral a la población que no se encuentre cubierta por el Seguro Social de Corto Plazo; de forma gratuita, según establece la Ley 1152, emitida el 20 de febrero de 2019. Buscando la atención de salud como un conjunto articulado y continuo de acciones en promoción de la salud, prevención de la enfermedad, curación y rehabilitación.

En los últimos años con el crecimiento exponencial de la población, los sistemas de información clínica generan y almacenan grandes cantidades de información asociados al diagnóstico. Lo que llevó a la adaptación de nuevas tecnologías y

la búsqueda de herramientas y soluciones necesarias para contribuir a un mejor desarrollo en la adquisición, almacenamiento y transmisión de imágenes médicas.

Un PACS (Picture Archiving and Communication System) es un sistema que permite el archivo y comunicación de imágenes médicas, el cual es alimentado por las modalidades. El protocolo de comunicación que utilizan los sistemas PACS es el DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) que permite la interacción entre las modalidades de imagenología, estaciones de trabajo y visualizadores.

DICOM es un estándar internacional que se encarga de la comunicación, almacenamiento y transmisión de imágenes digitales en radiología. Se formó debido a la necesidad de establecer una plataforma en la que todas las especialidades de rayos X pudieran compartir información; y adoptar un lenguaje uniforme que permitiera a todas las modalidades, intercambiar imágenes médicas entre ellas. Este estándar permite establecer un formato que permita intercambiar datos con la calidad necesaria para su uso clínico.

La implementación de estos sistemas radica en la eliminación de la placa radiográfica y espacios físicos de almacenamiento y permite el acceso a las imágenes médicas desde los diferentes servicios de salud que lo requieran; dentro de un establecimiento de salud, mediante una transmisión segura de datos de los pacientes.

Hoy por hoy, es posible realizar la implementación de un PACS en una Red de salud, para la administración de la comunicación, archivo y visualización de las imágenes médicas de manera interhospitalaria, con el objetivo de integrar la información clínica generada, optimizar recursos y realizar un diagnóstico por imagen eficiente, en beneficio de la población.

2. METODOLOGÍA

2.1 Enfoque de investigación

El enfoque de investigación que se llevó a cabo es cuantitativo debido a que se realizó la configuración de DICOM STORAGE de las modalidades DR y US del Hospital del Norte, DR del Hospital Cochabamba y DR del Hospital del Sud de la Red de Salud Cercado, para establecer la comunicación DICOM y envío de información al PACS; y se tuvo acceso a la visualización de las imágenes médicas almacenadas en la Base de Datos a través de la APP WEB, desde los 22 Centros de salud de Primer nivel ambulatorios que corresponden al 69.7% de los establecimientos de salud de la Red de Salud Cercado.

2.2 Tipo de investigación

El tipo de investigación que se realizó fue de tipo descriptivo debido a que se mencionó las características más importantes del PACS; además, es de tipo explicativo y exploratorio porque se implementó un sistema de archivo y comunicación de imágenes médicas, en el que se indicó el desarrollo y las condiciones bajo las que se implementó. Se trabajó en el desarrollo de una solución mediante la investigación de estos temas poco tratados.

2.3 Métodos

El método que se llevó a cabo fue de tipo teórico, el proyecto se basó en la investigación documental, para conocer todos los parámetros más importantes que se requieren para desarrollar el sistema.

Por otro lado, se siguió un método analítico debido a que se realizó una investigación de todas las partes integrantes, para descubrir los elementos esenciales que lo conforman y las características que debe tener el sistema para que sea funcional, eficiente y seguro.

2.4 Metodología del software

Se siguió la metodología ágil Kanban; este método permite una mejor organización del flujo de trabajo y una mejor distribución de tareas, lo que permite obtener mejores resultados.

2.5 Técnicas

La técnica que se implementó fue mediante la revisión documental y trabajo de campo, esta información nos aportó conocimiento, y nos ayudó al momento de realizar la implementación del sistema en los Establecimientos de Salud de la Red de Salud Cercado.

2.6 Población

La población que será beneficiada es el personal de salud y pacientes que serán atendidos en los establecimientos de salud de la Red de salud Cercado, para recibir una atención segura y eficiente. Ya que se plantea diseñar un sistema con acceso a la información selectiva, una arquitectura escalable, tecnología web integrada y una interfaz de usuario consistente.

2.7 Fuentes

Las fuentes tomadas en cuenta fueron primarias debido a que se recopiló información de los establecimientos de salud de la Red de salud Cercado, la Secretaría Municipal de Salud del Gobierno Autónomo Municipal de Cochabamba, documentos, libros y fuentes secundarias, debido a que gran información se encuentran en diferentes sitios web.

2.8 Ingeniería del proyecto

El proyecto integra un sistema de comunicación, archivo y visualización de imágenes médicas para la integración de la Red de salud de Cercado. Para la realización del proyecto de investigación, se llevó a cabo una serie de procedimientos que se describirá a continuación y como se muestra en la figura No. 1. Se realizó la configuración DICOM STORAGE de las modalidades de rayos X y ultrasonido de los hospitales de segundo nivel que conforman la Red de salud de Cercado, con el objetivo de que las modalidades puedan establecer comunicación con nuestro servidor PACS. La configuración de este servicio permitió el intercambio de datos entre varios dispositivos a través de la red DICOM, otorgando la capacidad de mandar las imágenes médicas y datos relacionados para su posterior almacenamiento.

La comunicación entre las modalidades y el PACS se realizó mediante una IP pública estática configurada en un Router. Una vez realizada la recepción de las imágenes médicas en formato digital, se procedió a enviarlas a un servidor que posteriormente se integró a la base de datos denominada ImageServer.

El desarrollo de la aplicación web nos permitió extraer la información DICOM a partir de la base de datos ImageServer. Además, nos permitió la visualización de las diferentes imágenes médicas correspondientes a todos los estudios realizados en los diferentes establecimientos de salud. La aplicación web incluye un conjunto de herramientas que facilitan el procesamiento digital de imágenes, como ajuste de contraste, brillo, negativo y zoom. Estas herramientas han mejorado la capacidad del personal de salud para realizar diagnósticos más precisos. El visualizador desarrollado también incorpora una herramienta de medición que permite realizar mediciones sobre las diferentes imágenes médicas con el fin de generar y proporcionar al médico información de gran importancia para la caracterización de la anatomía de diversos órganos o partes del cuerpo humano.

Para el acceso a la aplicación web se realizó la implementación de un inicio de sesión. La aplicación cuenta con diferentes tipos de usuarios, cada uno con roles específicos. Se cuenta con tres actores principales.

- Administrador: Responsable de crear a los operadores (personal de salud) de los diferentes establecimientos de salud. Estos operadores formarán parte de diferentes servicios, como consulta externa, cirugía, emergencias, imagenología, entre otros.
- Técnico: Posee acceso al PACS y es el responsable de gestionar el almacenamiento de las imágenes médicas.
- Operador: Tiene acceso a la lista de pacientes que se realizaron los estudios en los establecimientos de salud, con la posibilidad de realizar la visualización de las imágenes médicas, las cuales también podrán ser encontradas mediante un buscador según el nombre del paciente, tipo de estudio y la fecha en la que se realizó. Además, el operador cuenta con acceso a un conjunto de herramientas que podrán ser utilizadas para un mejor diagnóstico y brindar una atención más rápida.

DIAGRAMA DE BLOQUES

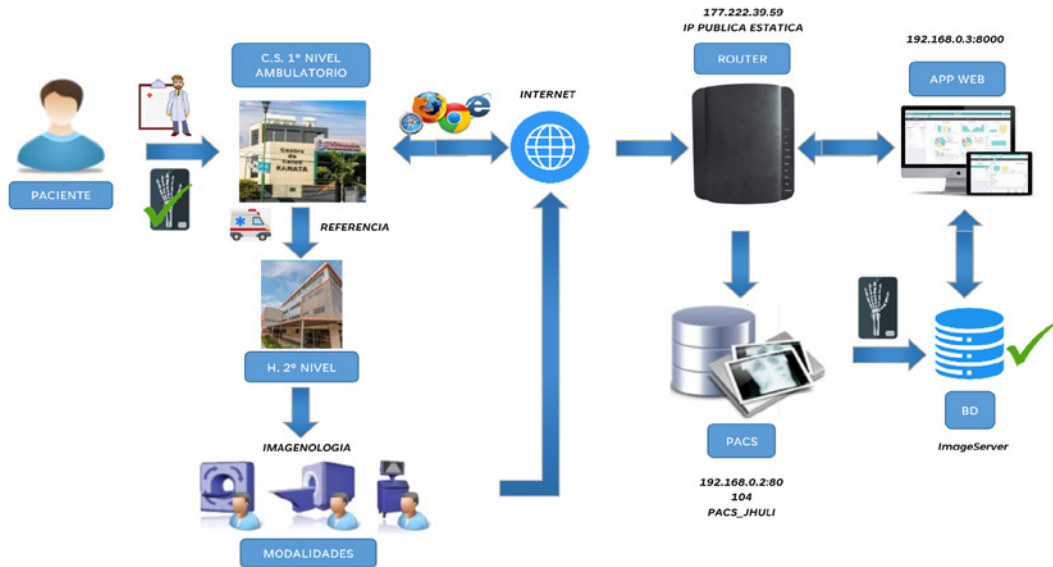


Figura N° 1. Diagrama de bloques. Fuente: Elaboración propia, 2023.

2.8.1 Instalación y configuración del PACS

El PACS fue implementado utilizando una Aplicación Web en ASP.NET basado en el software libre Clear Canvas DICOM Sever v13.2, donde se realizaron las configuraciones de parámetros para la conexión con la instancia, dirección de almacenamiento de las imágenes DICOM y creación de la partición de almacenamiento.

Clear Canvas DICOM Server v13.2 crea un acceso directo de la APP WEB, en la cual se realizó la configuración de la Dirección URL del acceso directo a **http://localhost:81/ImageServer** y una vez ejecutado, se abre el navegador predeterminado con el Template de Log in como se muestra en la figura No. 2.



Figura N° 2. PACS Log in Template. Fuente: Elaboración propia, 2023.

Introduciendo las credenciales de autenticación de User ID y Password en el Template de Log in del PACS, nos permite redireccionarlos al Template del Dashboard del PACS; como se muestra en la figura N° 3, para poder realizar la configuración con las modalidades.

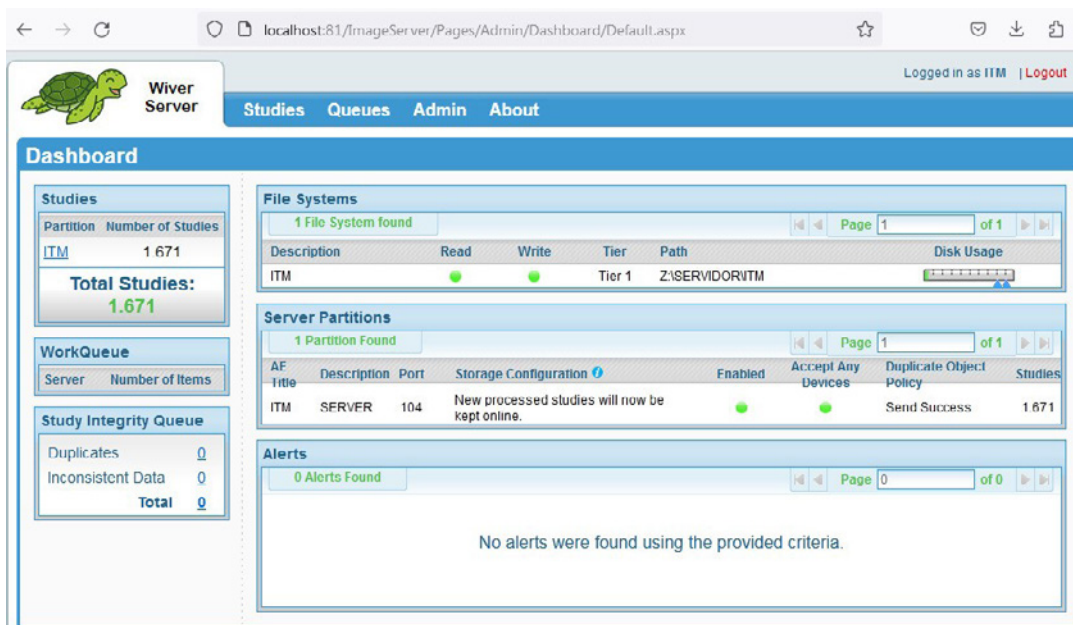


Figura N° 3. PACS Dashboard Template. Fuente: Elaboración propia, 2023.

2.8.2 Desarrollo de la aplicación web

Una vez instalado el PACS y configurado las diferentes modalidades, se procedió al desarrollo de la APP WEB con el Framework Django en el Host; correspondiente al Viewer DICOM, bajo el lenguaje de programación de alto nivel Python.

Se llevó a cabo la creación de tablas WiverTable, AdminWiverTable, OperatorWiverTable, ServiceWiverTable, ReportTable, Study y Series en la base de datos (DB) del PACS por medio de Microsoft SQL Server Management Studio v18.12.1. Estas tablas se utilizan para la administración de las imágenes médicas, usuarios, autenticación de acceso, servicio técnico y reportes. El PACS inserta datos en la tabla Study y Series al efectuarse un Servicio de DICOM Storage entre la Modalidad y el PACS. En cada proceso de búsqueda de información, se realiza un conteo de las filas insertadas en las tablas Study y WiverTable para determinar tres posibles situaciones, como se muestra en la figura N° 4.

1. Registro de nuevo estudio:
Si la tabla Study tiene más filas que la tabla WiverTable, significa que el PACS ha registrado un nuevo estudio. Es necesario agregar dicho estudio en la tabla WiverTable. mediante la comparación de los parámetros GUID de las tablas Study y WiverTable para identificar el registro diferencial y poder insertarlo.
2. Eliminación de estudio existente:
Si la tabla Study tiene menos filas que la tabla WiverTable, significa que el PACS ha eliminado un estudio. Es necesario eliminarlo de la tabla WiverTable. Para ello se realizó una comparación de los parámetros GUID de las tablas Study y WiverTable para poder identificar cuál es el registro diferencial y poderlo eliminarlo.
3. Actualización de información:
Si la tabla Study tiene igual cantidad de filas que la tabla WiverTable, significa que el PACS no ha recibido ningún estudio nuevo y tampoco ha eliminado un estudio existente. Sin embargo, cuando el PACS está insertando datos de múltiples imágenes médicas, es necesario actualizar la información correspondiente al número de Series e Imágenes en la WiverTable. Para ello se ejecutó una comparación de los parámetros GUID de ambas tablas para poder actualizar los datos de número de Series e Imágenes en la tabla WiverTable.

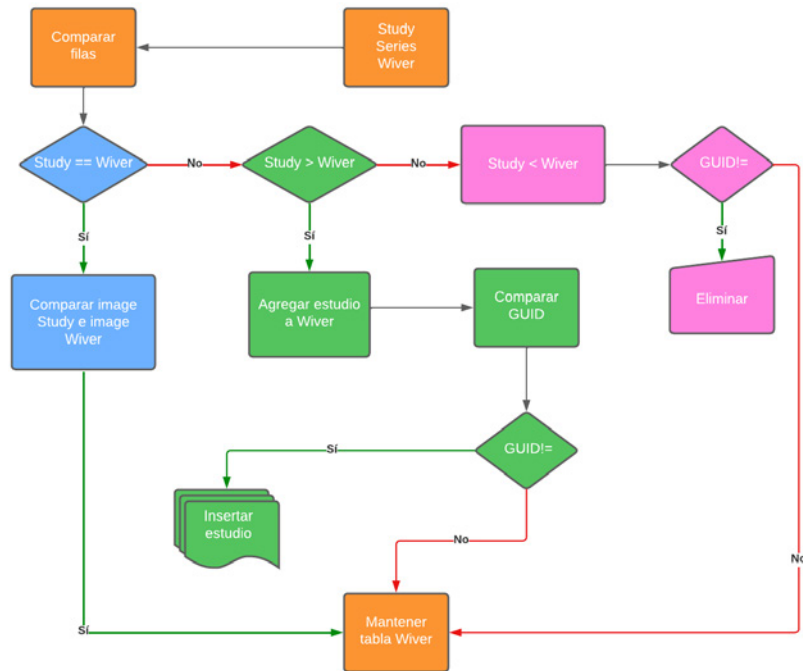


Figura N° 4. Diagrama de flujo WiverTable. Fuente: Elaboración propia, 2023.

El Viewer DICOM presenta diferentes niveles de acceso como ser: Operador, Administrador y Servicio. Con la finalidad de delimitar y controlar las diferentes funciones y características que presenta la APP WEB para su correcto funcionamiento.

El usuario Administrador fue creado en la tabla AdminWiverTable y es el encargado de gestionar la creación, actualización y eliminación de usuarios Operadores (personal de salud), como se muestra en la figura N° 5.

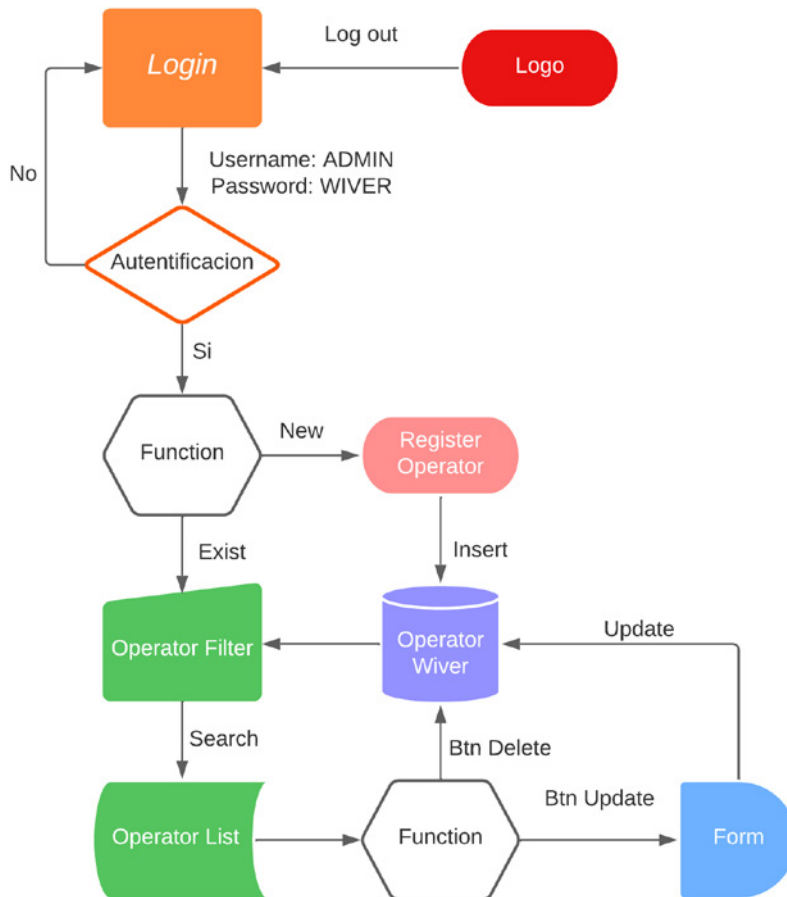


Figura N° 5. Diagrama de flujo AdminWiverTable. Fuente: Elaboración propia, 2023.

El usuario Servicio fue creado en la tabla ServiceWiverTable y permite acceder al PACS, como se muestra en la figura N° 6. Para ello debemos introducir las credenciales de autenticación de Username y Password en el Template de Log in. El PACS es el administrador de las imágenes médicas que permite interactuar con las modalidades bajo el protocolo de comunicación DICOM, realizar servicio DICOM y administrar la base de datos (BD) de los estudios como también nos permite administrar todos los dispositivos que se encuentran conectados al PACS.

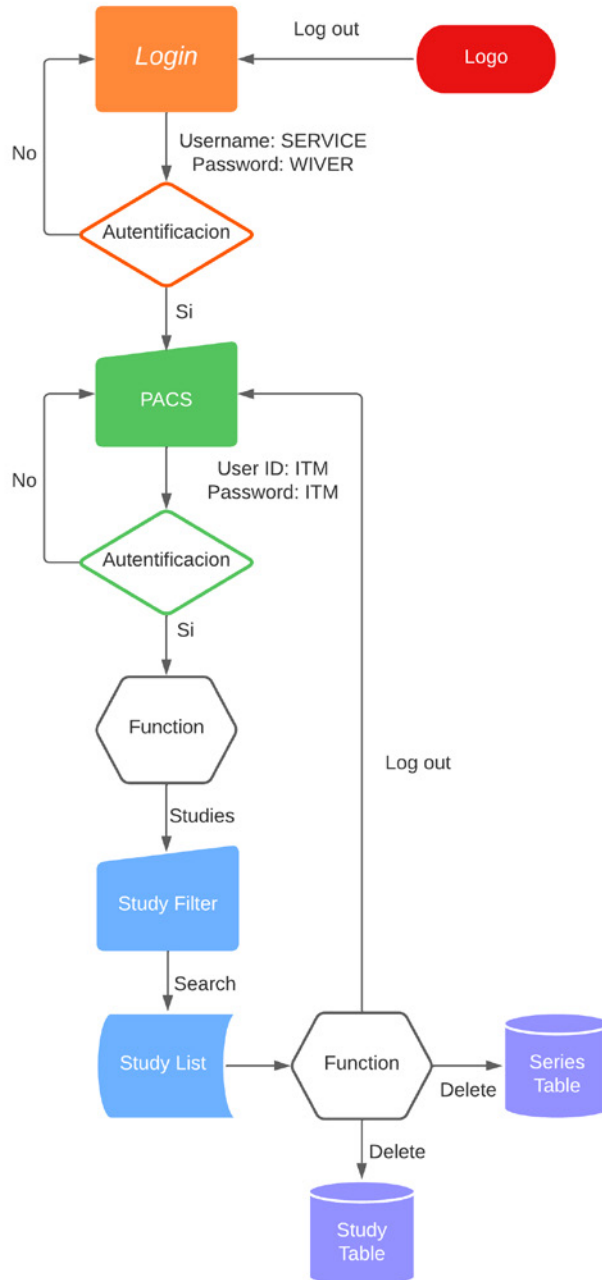


Figura N° 6. Diagrama de flujo ServiceWiverTable. Fuente: Elaboración propia, 2023.

Los usuarios Operadores son almacenados en la tabla OperatorWiverTable, que corresponde al personal de Salud. Esto les permite acceder y visualizar las Imágenes Médicas DICOM de un estudio específico. Para lograrlo, es necesario ingresar las credenciales de autenticación, que consisten en un nombre de usuario (Username) y una contraseña (Password) asignados a cada Operador. Estas credenciales se introducen en el template de Log in como se muestra en la figura N° 7.

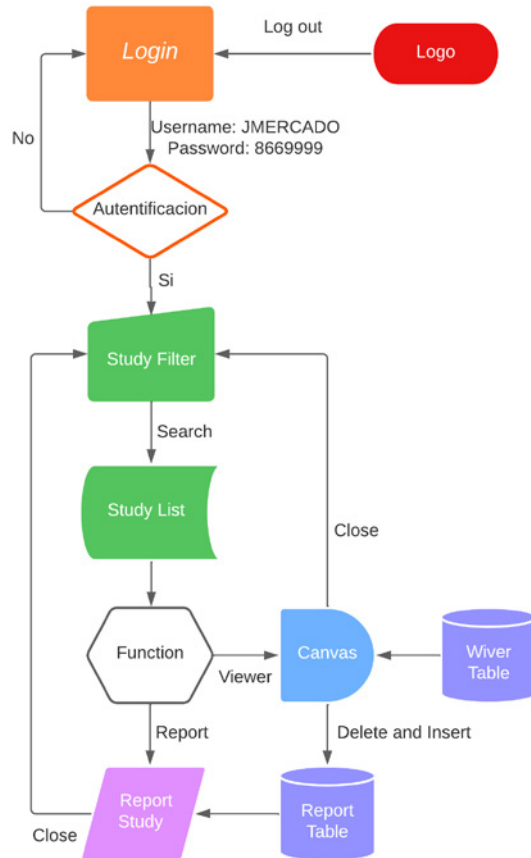


Figura N° 7. Diagrama de flujo OperatorWiverTable. Fuente: Elaboración propia, 2023.

Una vez hayamos iniciado sesión, se nos redireccionará a la página principal. Ingresamos al Template de filtro de búsqueda para ingresar los datos en los campos de Nombre del paciente, Fecha de estudio, Sexo y Modalidad (no es necesario llenar todos los campos, para generar la lista de estudios existentes). Si no se introduce ninguna información en los campos de filtros de búsqueda, se genera la lista total de estudios existentes. Una vez encontrado el estudio específico del que se desea visualizar las imágenes médicas damos click en el botón Viewer. Con la información de las tablas Series y wiverTable se genera una lista del Path de almacenamiento de las imágenes médicas del estudio seleccionado que se encuentran ubicados en el Sistema Operativo del Host. Cada Imagen DICOM entra

a una función de identificación de modalidad para determinar los atributos DICOM necesarios para realizar mediciones y a un procesamiento de la matriz de datos para no perder información diagnóstica al ser almacenada de manera temporal en el archivo de Static File del proyecto Django con la extensión PNG como se muestra la figura N° 8.

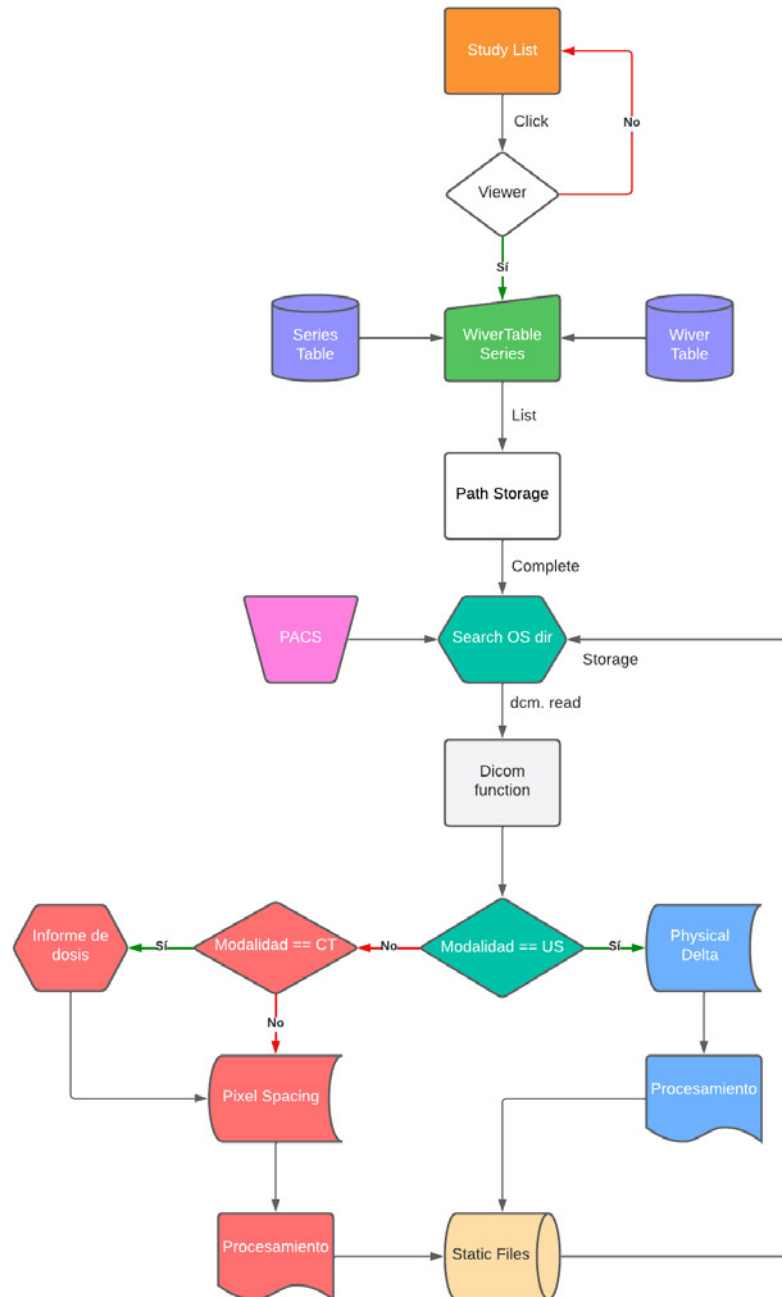


Figura N° 8. Diagrama de flujo Viewer Template. Fuente: Elaboración propia, 2023.

Se desarrolló un bucle de animación durante el tiempo de procesamiento de Imágenes DICOM del Path STORAGE y almacenamiento de imágenes PNG en el archivo Static File. El tiempo del modal está en función a la cantidad de imágenes médicas que contiene el estudio.

Una vez almacenadas las imágenes PNG pertenecientes a un estudio en Static File se direcciona al Template de visualización conformado por tres partes: el lienzo donde mostrará la Imagen Médica principal, La grilla que contiene las miniaturas de todas las imágenes médicas pertenecientes al estudio y las funciones que contiene el PDI, Información DICOM de la Imagen Médica y Salir del template de visualización como se muestra en la figura N° 9.

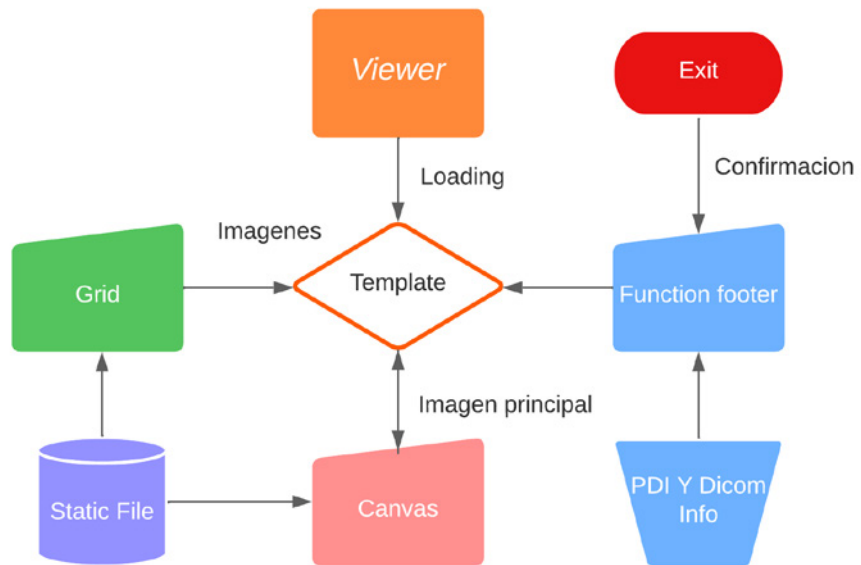


Figura N° 9. Diagrama de flujo del Path Dicom. Fuente: Elaboración propia, 2023.

2.8.3 Interfaz de visualización y herramientas

El Template de visualización tiene una distribución ergonómica e intuitiva y se ajusta a las dimensiones de la resolución de dispositivos móviles, pc de escritorio o portátil para el fácil manejo del operador.

En la barra de funciones contamos con la opción de visualizar la información DICOM de la Imagen Medica Principal desplegada en Canvas.

Size y PixelSpacing son atributos DICOM de las modalidades CR, DX, CT y MR, por otro lado, DFOV, Resolution y Pixel Size son parámetros calculados a partir de los atributos anteriormente mencionados.

Para poder realizar la función de medición es necesario visualizar la imagen médica con la cantidad de pixeles de filas y columna de la Imagen DICOM original, para ello debemos dar click en la imagen médica principal y seleccionamos la función de medición, posteriormente hacemos click en los puntos de inicio y final que deseamos medir para generar una recta entre los puntos seleccionados con la cuantificación de la medida.

La información de la recta de medición es calculada a partir de los parámetros Size y Pixel Spacing de cada Imagen Medica. En la ecuación 1 y 2 podemos realizar el cálculo para hallar las dimensiones del campo de visión a partir de los parámetros anteriormente mencionados. Podemos realizar el cálculo con el siguiente ejemplo del DICOM Info de una imagen medica almacenada:

$$DFOV_x = SIZE\ column \times Pixel\ Spacing\ x \quad (1)$$

$$DFOV_y = SIZE\ row \times Pixel\ Spacing\ y \quad (2)$$

$$DFOV_x = 2336px \times 0.15 \frac{mm}{px}$$

$$DFOV_x = 350.4\ mm = 35.04\ cm$$

$$DFOV_y = 2836px \times 0.15 \frac{mm}{px}$$

$$DFOV_y = 425.4\ mm = 42.54\ cm$$

Una vez realizado el cálculo de las dimensiones de campo de visión, hallamos la resolución de la imagen a partir de las siguientes ecuaciones:

$$RES\ x = \frac{SIZE\ columns}{DFOV\ x} \quad (3)$$

$$RES\ y = \frac{SIZE\ row}{DFOV\ y} \quad (4)$$

$$RES\ x = \frac{2336\ px}{350.4\ mm}$$

$$RES\ x = 6.67\ \frac{px}{mm}$$

$$RES\ y = \frac{2836\ px}{425.4\ mm}$$

$$RES\ y = 6.67\ \frac{px}{mm}$$

$$RES = 6.67\ \frac{px}{mm}$$

Finalmente, reemplazamos los valores anteriormente hallados en la ecuación de la recta (5).

$$RECTA = \frac{\sqrt{((Xf-Xo)^2 + (Yf-Yo)^2)}}{RES} \quad (5)$$

Para poder realizar la función de zoom es necesario visualizar la imagen médica con la cantidad de pixeles de filas y columna de la Imagen DICOM original, para ello debemos dar click en la imagen medica principal y seleccionamos la función de zoom, posteriormente hacemos click en la estructura que deseamos visualizar con mayor detalle para generar una caja de magnificación.

Para poder realizar la función de negativo debemos seleccionar la función de negativo y se ajustaran los pixeles de la Imagen Medica principal, mediante la siguiente ecuación matricial (6).

$$\begin{aligned} R\ pixel\ [i] &= 255 - R\ pixel[i] \\ G\ pixel\ [i] &= 255 - G\ pixel[i] \\ B\ pixel\ [i] &= 255 - B\ pixel[i] \end{aligned} \quad (6)$$

Para poder realizar la función de ajuste de contraste y brillo debemos desplazar la slider correspondiente a cada función donde los valores serán almacenados en dos variables Factor (7) y Factor2 (8), correspondientes al contraste y brillo. Ambos valores serán aplicados en la ecuación matricial (9), el cual ajustara los pixeles de la Imagen Médica principal.

$$Factor = \frac{(259 \times (SLIDER\ contrast + 255))}{(255 \times (259 - SLIDER\ contrast))} \quad (7)$$

$$Factor2 = SLIDER\ shine \quad (8)$$

$$R\ pixel\ [i] = Factor2 + (Factor \times (R\ pixel[i] - 128) + 128)$$

$$G\ pixel\ [i] = Factor2 + (Factor \times (G\ pixel[i] - 128) + 128) \quad (9)$$

$$B\ pixel\ [i] = Factor2 + (Factor \times (B\ pixel[i] - 128) + 128)$$

Para poder realizar la restauración de los valores de la matriz de pixeles debemos seleccionar la función BACK y se ajustarán los pixeles de la Imagen Médica principal a los valores de la Imagen Médica DICOM original.

Para poder salir del Template de visualización debemos seleccionar la función EXIT y se despliega un modal de confirmación para regresar al Template de búsqueda de estudio. Al ejecutar esta función se eliminar todas las Imágenes PNG que fueron almacenadas de manera temporal en Static File.

3. RESULTADOS

3.1 Requisitos de acceso

Para acceder al sistema Wiver se requiere una conexión a internet y un navegador web compatible a través de la URL: <https://www.mywiver.com>, los usuarios recibirán credenciales de inicio de sesión por parte del administrador del sistema, como se muestra en la figura N° 10.



Figura N° 10. Wiver Log in. Fuente: Elaboración propia, 2023.

3.2 Barra de navegación y panel de control

La barra de navegación se encuentra en la parte superior de la pantalla, como se muestra en la figura N° 11 y contiene enlaces rápidos a información acerca del sistema, soporte, contactos y Q/A. Se utilizan estos enlaces para acceder a las áreas de interés con facilidad.

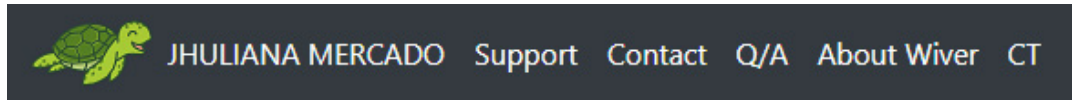


Figura N° 11. Diagrama de flujo del Path Dicom. Fuente: Elaboración propia, 2023.

Una vez iniciado sesión, se desplegará la plantilla del panel de control. Donde, es posible acceder a la lista de imágenes de todos los pacientes además de funciones propias del sistema, como la búsqueda de pacientes, visualización de imágenes y la visualización de reportes.

Mediante las opciones de búsqueda a través del nombre del paciente, fecha de estudio, sexo y/o modalidad es posible localizar estudios específicos, como se muestra en las figuras N° 12 y 13.

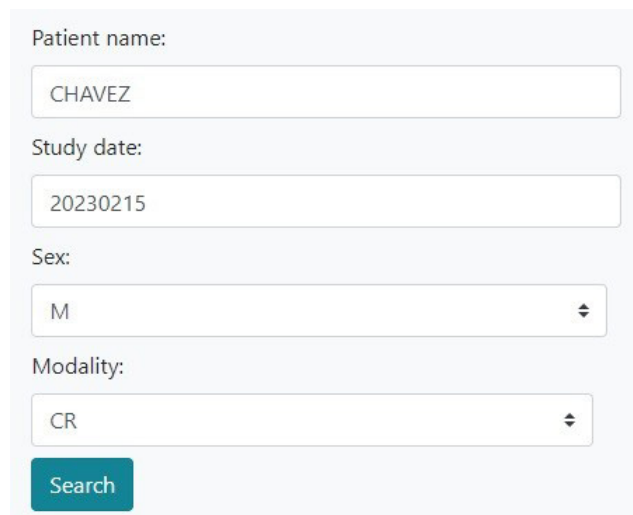


Figura N° 12. Filtro de estudios. Fuente: Elaboración propia, 2023.

N°	Patient Name	Study Date	Sex	Modality	Studies	Viewer	Report	QRCode
1	ADRIAN ^CHAVEZ	20230215	M	CR	2			
2	CHAVEZ GONZALEZ ^ MARCO	20230308		DX	1			
3	CHAVEZ ^ CHACON ^, ^ MARCELA	20230310	F	CR	1			
4	callao ^ milenka ^ chavez	20210210	F	US	9			
5	MAMANI ^ CHAVEZ ^ ENRIQUE ^ JAFET	20230316	M	CR	3			
6	MONTANO ^ CHAVEZ, ^ JAIME	20230317	M	CR	2			
7	FLORES ^ CHAVEZ ^ MARIA	20230410	F	CR	4			
8	APURI ^ CHAVEZ, ^ HECTOR ^ RAZAEL	20230413	M	CR	1			

Figura N° 13. Lista de estudios. Fuente: Elaboración propia, 2023.

3.3 Herramientas de visualización

Dentro de la interfaz de visualización de imágenes, se encuentran herramientas para ajustar la apariencia de las imágenes, tal como se ilustra en la figura N° 14. Se cuenta con la herramienta de zoom para examinar con mejor detalle, como se observa en la figura N° 15, así como ajustes de contraste y brillo para mejorar la visualización de estructuras específicas. Además, la función de negativo (inversión de colores), presentada en la figura N° 16, posibilita resaltar patologías o características en la imagen médica, ofreciendo así un conjunto de herramientas para una evaluación detallada y precisa.

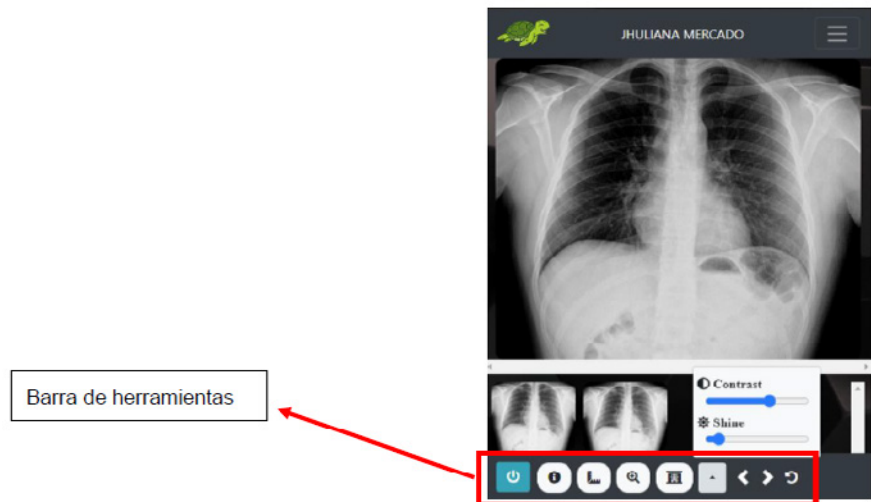


Figura N° 14. Barra de herramientas. Fuente: Elaboración propia, 2023.

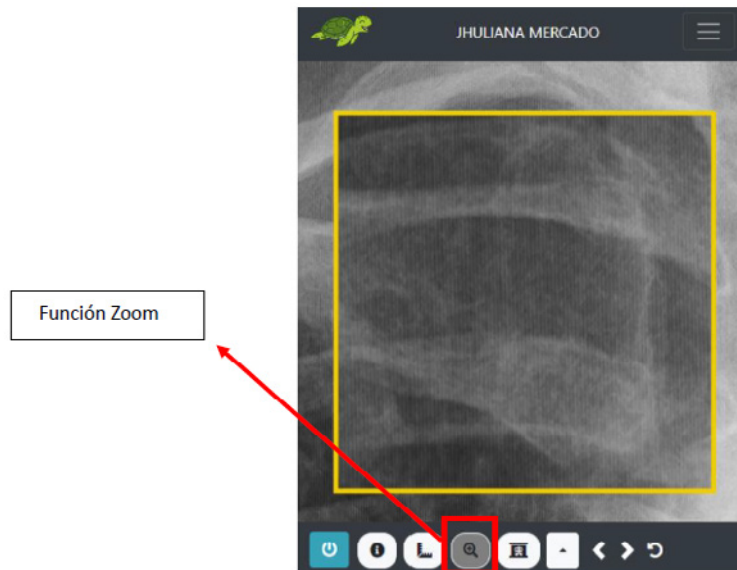


Figura N° 15. Función Zoom. Fuente: Elaboración propia, 2023.

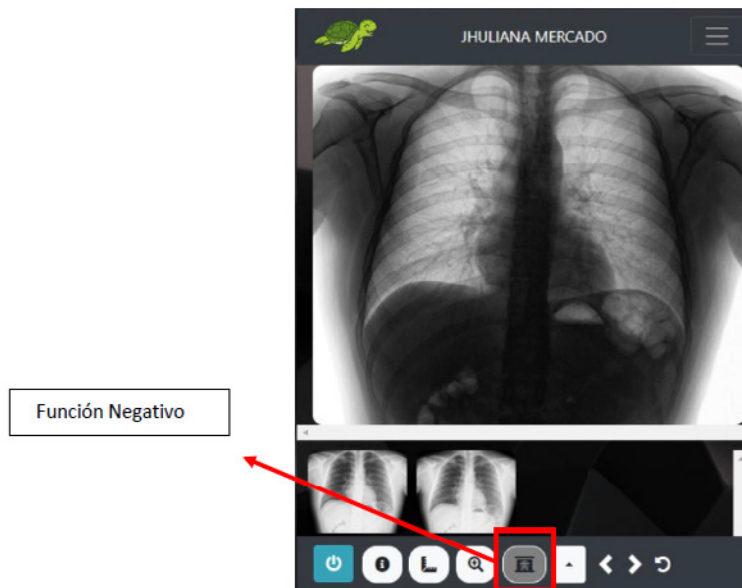
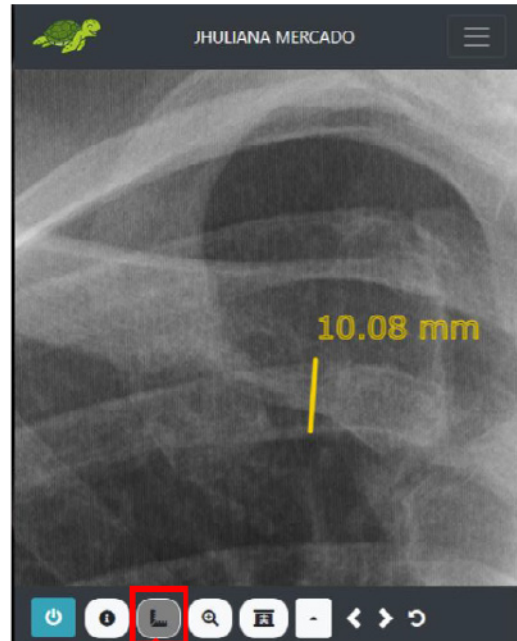


Figura N° 16. Función negativa. Fuente: Elaboración propia, 2023.

En la plantilla de visualización de imágenes, se dispone de una herramienta dedicada a la medición de estructuras, evidenciada en la figura N° 17. Para llevar a cabo la medición es necesario aplicar un zoom para examinar detenidamente las estructuras y, posteriormente realizar la medición. El procedimiento implica efectuar un click inicial sobre la estructura que se desea medir, seguido de otro click en el punto donde se desea finalizar la medición.



Herramienta de medición

Figura N° 17. Herramienta de medición. Fuente: Elaboración propia, 2023.

3.4 Herramientas de información DICOM

Dentro de la plantilla de visualización de imágenes, se encuentra la herramienta para la visualización de información DICOM en las imágenes, como se muestra en la figura N° 18. La información incluye el nombre de la institución donde se realizó el estudio, marca del equipo, nombre del paciente, fecha del estudio, modalidad e información propia de la imagen.

DICOM INFO

ITEM	DICOM
Institution	HOSPITAL DEL NORTE
Manufacturer	FUJIFILM Corporation
Patient Name	ADRIAN^CHAVEZ
Study Date	20230215
Modality	CR
Size	2836 x 2336 px
Pixel Spacing	0.1500 x 0.1500 mm/px
DFOV	42.54 x 35.04 cm
Resolution	6.67 , 6.67 px/mm
Pixel Size	150.00 , 150.00 um

Close

Figura N° 18. Dicom Info Fuente: Elaboración propia, 2023.

3.5 Gestión de reportes

Dentro de la sección de generación de informes, es posible crear informes médicos detallados para documentar las observaciones y diagnósticos. Las plantillas de informes predefinidas agilizan el proceso de generación de informes. Permite realizar reportes mediante comando de voz, haciendo click en el botón del micrófono. Al momento de crear un reporte, el mismo será almacenado en forma de documento con los datos más importantes como nombres del paciente, fecha del estudio, descripción, fecha de realización del reporte y finalmente el nombre del médico que realizó el reporte, como se muestra en la figura N° 19.



Figura N° 19. Reporte. Fuente: Elaboración propia, 2023.

3.6 Seguridad y privacidad

El acceso al sistema PACS está regulado por políticas de seguridad. Solo los usuarios autorizados tienen acceso y deben utilizar sus credenciales de inicio de sesión de manera segura.

El sistema PACS cumple con las regulaciones de protección de datos, como la Ley de Portabilidad y Responsabilidad de Seguros de Salud (HIPAA) y el Reglamento General de Protección de Datos (GDPR).

4. DISCUSIÓN, DESARROLLO Y ANÁLISIS

4.1 Discusión

4.1.1 Evaluación del PACS

En la tabla N° 1, se muestran las diferencias más significativas entre un hospital que cuenta con un PACS y otro que no lo tiene. El PACS proporciona beneficios importantes como se mencionó anteriormente, permite el acceso remoto a imágenes, visualización digital, la facilidad de compartir y buscar imágenes y la interoperabilidad con otros sistemas. Estas características mejoran la eficiencia, la colaboración y la seguridad en la gestión de imágenes y datos médicos. En contraste, se observó que un hospital que no cuenta con un servidor PACS depende de métodos tradicionales de almacenamiento y gestión de imágenes, lo que da como resultado procesos más lentos, mayor uso de espacio físico y menor acceso a la información clínica.

Tabla N° 1. Hospitales con PACS vs sin PACS.

Características	Hospital con PACS	Hospital sin PACS
Almacenamiento de imágenes	Centralizado y digitalizado en el servidor PACS	Dependiente de archivos físicos y almacenamiento local
Acceso remoto a imágenes	Posible acceso desde cualquier ubicación con conexión a internet	Acceso limitado a imágenes físicas y ubicación del archivo
Visualización de imágenes	Visualización en estaciones de trabajo o dispositivos electrónicos (computadoras portátiles, tablets, etc.)	Limitada a imágenes impresas o radiografías tradicionales
Compartir imágenes	Posibilidad de compartir imágenes fácilmente	Difícil de compartir imágenes físicas y coordinar envío
Informes y documentación	Generación y almacenamiento digital de informes	Documentación en papel y archivos físicos
Búsqueda y recuperación	Búsqueda rápida y precisa de imágenes y casos clínicos	Búsqueda manual y dependiente de registros en papel
Colaboración y consulta	Facilidad para colaborar y consultar con otros médicos	Dificultad para la colaboración remota y consulta de especialistas
Seguridad y respaldo de datos	Mayor seguridad y respaldo de imágenes y datos médicos	Riesgo de pérdida o daño de imágenes y archivos médicos

Fuente: Elaboración propia, 2023.

4.1.2 Evaluación del visualizador desarrollado

En la tabla N° 2 podemos resaltar los beneficios del visualizador web desarrollado en comparación con los visualizadores de escritorio. El visualizador web ofrece acceso desde cualquier ubicación sin necesidad de instalaciones y actualizaciones locales, permite una fácil integración en el entorno de TI existente, promueve la colaboración remota y se actualiza de manera automática en el servidor, además es altamente escalable y compatible con diferentes plataformas como se puede observar en el presente proyecto.

Por otro lado, el visualizador de escritorio DICOM requiere de una instalación manual en cada dispositivo limitando su uso. Esta limitado a los dispositivos donde se ha instalado el software y su capacidad está sujeta a los recursos y licencias disponibles en esos dispositivos.

La integración del visualizador desarrollado fue acertada en todos los establecimientos de salud que conforman la Red de Salud de Cercado. Debido a que uno de los problemas recurrentes era los conflictos que existían entre el visualizador y otros sistemas que estaban instalados en los equipos como por ejemplo el SOAPS. Dada la presencia de estos problemas el personal del servicio técnico del hospital recurría a solucionar continuamente estos problemas. Sin embargo, al implementar el sistema desarrollado no se presentaron estos conflictos debido a la implementación de tecnologías web.

Tabla N° 2. Viewer DICOM web vs escritorio.

Beneficio	Visualizador Wiver	Visualizador de escritorio DICOM
Acceso desde cualquier ubicación	Accesible desde cualquier dispositivo con conexión web	Limitado a dispositivos en los que esté instalado el software
No requiere instalación ni actualizaciones	Se accede a través del navegador web sin instalar	Requiere instalación y actualizaciones en cada dispositivo
Fácil integración en el entorno de TI	Puede integrarse con otros sistemas diferentes	Requiere configuración y compatibilidad de TI
Colaboración y consulta remota	Permite compartir y colaborar en tiempo real	Limitado a dispositivos en los que está instalado el software
Actualizaciones y mejoras automáticas	Las actualizaciones se implementan en el servidor web	Requiere actualizaciones manuales en cada dispositivo
Mayor escalabilidad y flexibilidad	Puede manejar múltiples usuarios y ampliarse fácilmente	Limitado a la capacidad del dispositivo y licencia adquiridas
Compatibilidad multiplataforma	Funciona en diferentes sistemas operativos y dispositivos	Limitado a dispositivos y sistemas operativos hola compatibles
Ahorro de recursos y espacio	No requiere recursos locales ni espacio de almacenamiento	Requiere recursos locales y almacenamiento en cada dispositivo
Actualización y visualización en tiempo real	Las imágenes se actualizan y visualizan en tiempo real	Depende del rendimiento del dispositivo y la conexión de red
Mayor escalabilidad y flexibilidad	Puede manejar múltiples usuarios y ampliarse fácilmente	Limitado a la capacidad del dispositivo y licencia adquiridas

Fuente: Elaboración propia, 2023.

4.1.3 Evaluación del sistema de reportes

La elección de un sistema de reporte automático con reconocimiento de voz fue acertada en los diferentes establecimientos de salud debido a sus beneficios y mejoras en el flujo de trabajo.

En la tabla N° 3 se destaca las diferencias entre un sistema automático de reportes con reconocimiento de voz y un reporte hecho de manera convencional cómo se realizaba en la Red de Salud de Cercado. El sistema de reporte automático con reconocimiento de voz ofrece eficiencia, ahorro de tiempo al generar reportes y reducir errores de transcripción. Además, mejora la productividad y el flujo de trabajo del médico, facilita la búsqueda y el acceso rápido a informes anteriores.

Por otro lado, el reporte convencional requiere de tiempo para escribir y el informe este sujeto a errores humanos, además la transcripción requiere de tiempo adicional para su realización. También se observó que este método presenta demoras en la disponibilidad de los informes debido a que depende de la búsqueda en archivos físicos.

Tabla N° 3. Reporte Wiver vs reporte tradicional.

Característica	Sistema de reporte automático	Reporte hecho de manera convencional
Eficiencia y ahorro de tiempo	Genera informes de manera rápida y automatizada	Requiere tiempo para escribir y transcribir el informe
Precisión y reducción de errores	Minimiza errores de transcripción y mejora la precisión	Sujeto a errores humanos en la escritura y transcripción
Velocidad de generación de informes	Genera informes en tiempo real o en poco tiempo	Puedes requerir tiempo adicional para finalizar y revisar informes
Productividad y flujo de trabajo	Permite el médico centrarse en la atención al paciente	Requiere tiempo y esfuerzo adicional para redactar el informe
Acceso y búsqueda rápida de informes	Permite buscar y acceder fácilmente a informes anteriores	Requiere búsqueda en archivos físicos o sistemas de almacenamiento
Personalización y plantillas de informes	Permite personalizar plantillas y formatos de informes	Limitado a las plantillas y formatos establecidos
Integración con sistemas de gestión de salud	Puede integrarse fácilmente a otros sistemas de gestión médica	Requiere inserción manual de información en los sistemas
Disponibilidad de datos en tiempo real	Permite el acceso inmediato a los informes en tiempo real	Puede haber demoras en la disponibilidad de informes
Colaboración y capacidad de compartir reportes	Facilita la colaboración y el intercambio de reportes con otros	Requiere copiar y distribuir reportes físicamente
Almacenamiento y respaldo de informes	Almacenamiento de informes de forma electrónica y ofrece respaldo	Dependiente de almacenamiento físico y medidas de respaldo

Fuente: Elaboración propia, 2023.

4.1.4 Análisis económico

Es importante destacar que los costos varían dependiendo de las necesidades específicas de cada Establecimiento de Salud, así como de los sistemas PACS y visualizadores DICOM.

En la tabla N° 4 se proporciona una visión general de los aspectos económicos que podrían tenerse en cuenta al evaluar la implementación del sistema desarrollado en comparación con la ausencia de este.

Tabla N° 4. Wiver vs sistema tradicional.

Tabla 4. Análisis Económico. Aspecto económico	Hospital con el sistema Wiver	Hospital sin PACS ni visualizador Dicom
Costos iniciales	Mayor inversión inicial en la adquisición e instalación del sistema y visualizador DICOM	Menor inversión inicial ya que no cuenta con un sistema PACS y visualizador DICOM
Mantenimiento y actualizaciones	Costos de mantenimiento y actualizaciones periódicas del sistema	Menor costo de mantenimiento y actualización, ya que no se cuenta con el sistema
Espacio físico y almacenamiento	Menor necesidad de espacio físico para almacenar imágenes médicas reducción de costos de almacenamiento	Requiere espacio físico y costos adicionales para almacenar y archivos físicos y películas radiográficas
Eficiencia operativa y productividad	Mejora la eficiencia y productividad en la gestión de imágenes médicas, lo que puede resultar en ahorro de costos a largo plazo	Posible disminución de la eficiencia y productividad debido a la dependencia de métodos tradicionales lo que puede resultar en costos adicionales a largo plazo
Costos de impresión y distribución	Menor necesidad de imprimir y distribuir imágenes médicas en formatos físicos	Mayor necesidad de imprimir y distribuir imágenes médicas en formatos físicos lo que implica costos adicionales de impresión y distribución
Colaboración y consulta remota	Posibilidad de colaboración y consulta remota lo que puede reducir costos de desplazamiento y consultas adicionales	Limitada colaboración y consulta remota lo que puede resultar en costos adicionales de desplazamiento y consultas presenciales.

Fuente: Elaboración propia, 2023.

4.1.5 Análisis de resultados

El sistema implementado trajo muchos beneficios para el personal de salud y pacientes en general que conforman la Red de Salud de Cercado, a continuación, se mencionará los principales beneficios de la implementación del sistema.

Interoperabilidad: El sistema implementado ha posibilitado el intercambio de información no solo entre las diferentes áreas dentro de un hospital, sino también entre los diferentes hospitales que integran la Red de Salud de Cercado. Esto les ha permitido compartir los estudios de imagenología, tanto de las modalidades de rayos X como de ultrasonido, desde los hospitales de segundo nivel hacia todos los establecimientos de salud de primer nivel que lo requieran. Además, ha facilitado el intercambio de reportes y ha promovido la colaboración entre médicos especialistas para la evaluación de diagnósticos más precisos.

Comunicación y colaboración: El PACS permite el acceso rápido y seguro de las imágenes médicas desde cualquier ubicación. Esto facilita la colaboración y

el intercambio de información entre los diferentes establecimientos de salud y especialistas, lo que da como resultado una atención eficiente y coordinada con los pacientes.

Almacenamiento y gestión de imágenes: La implementación de funcionalidad de archivo y gestión jugó un rol importante en el proyecto. La capacidad de almacenar, realizar búsquedas avanzadas, facilitó la revisión, el análisis y la interpretación de las imágenes. La gestión de las imágenes médicas centralizó el almacenamiento de imágenes en un repositorio digital seguro. Con el objetivo de disminuir la necesidad de archivos físicos y películas radiográficas, reduciendo el riesgo de daño o deterioro de las imágenes médicas. Además, garantizó la disponibilidad e integridad a lo largo del tiempo.

Visualización y herramientas de diagnóstico: El viewer DICOM desarrollado posibilita la visualización de imágenes médicas provenientes de diversas modalidades, tales como mamografías, tomografías computarizadas, resonancias magnéticas y ecografías. Con el objetivo de facilitar un diagnóstico más preciso, se han incorporado herramientas de procesamiento digital de imágenes, incluyendo ajuste de contraste, brillo y herramientas de medición. Estas herramientas permitieron al personal de salud llevar a cabo sus tareas de manera eficiente y efectiva.

Generación de informes: La generación de informes mejoró el flujo de trabajo gracias a la automatización y la integración de plantillas, los médicos fueron capaces de generar y entregar informes basado en las imágenes digitales, mediante herramientas de reconocimiento de voz y automatización de flujo de trabajo, con el fin de mejorar la eficiencia.

Logramos presentar un método de reporte directo que reemplace los procesos tradicionales en el que los especialistas escribían los reportes de manera manual y en algunos casos a computadora, describiendo sus hallazgos, observaciones y conclusiones.

5. CONCLUSIONES

El funcionamiento operativo de los servicios de imagenología de cada Establecimiento de Salud que conforma la Red de Salud del Cercado está limitado a la transferencia de imágenes médicas a través de placas radiográficas y papel térmico, generando la necesidad de recursos operativos recurrentes, mayor probabilidad de error en el diagnóstico por imagen y búsqueda de información ineficiente. Siendo el Hospital del Norte, Hospital Cochabamba y Hospital del Sud los Establecimientos de Salud que se consideraron para la implementación del presente proyecto de investigación por su mayor capacidad resolutoria de problemas de salud dentro de la Red de Salud del Cercado.

El Hospital del Norte registra un promedio mensual de 1045 estudios Rx y 1200 estudios US, el Hospital del Sud registra un promedio mensual de 700 estudios Rx y el Hospital Cochabamba registra un promedio mensual de 1020 estudios Rx, conforme a los registros mensuales realizados por los Establecimientos de Salud en el software SIAF (Sistema Integrado de Administración Financiera).

El administrador de imágenes médicas fue implementado en el software libre Clear Canvas Dicom Sever v13.2 como el PACS (Picture Archiving and Communication System) del sistema en conjunto con la creación de la Instancia en Microsoft SQL Server para contener la Data Base (DB) ImageServer y la instalación de un Solid State Disk (SSD) de 1 TB externo como Hard Drive Disk (HDD) para el almacenamiento de las Imágenes Médicas.

Se configuraron en las modalidades del equipo de Rx estacionario (CR) y ecógrafo portátil (US) del Hospital del Norte, equipo de Rx estacionario (DR) del Hospital Cochabamba y equipo de Rx estacionario (DR) del Hospital del Sud, los parámetros del PACS como ser la IP pública estática, AE_TITLE y Puerto con la finalidad de realizar los servicios DICOM HANDSHAKE para la verificación de comunicación y DICOM STORAGE para el envío y almacenamiento de Imágenes Médicas.

La App Web del Viewer Dicom denominado **WIVER** fue desarrollado en Python 3.11.0 con el Framework Django 2.2.28 con acceso a través de la URL: **www.mywiver.com**, que cuenta con niveles de acceso de usuarios: Service, Admin y Operator.

La implementación del sistema Wiver se realizó durante un periodo de prueba de 6 meses, teniendo un acceso a más de 8000 (Ocho mil) estudios de diagnóstico por imagen, correspondiente a más de 500000 (Quinientos mil) Imágenes Médicas, donde se evidenció la optimización del flujo de trabajo del servicio de Imagenología y la integración de los Establecimientos de Salud seleccionados en el presente proyecto de investigación de la Red de Salud del Cercado permitiendo a los operadores las siguientes ventajas tecnológicas:

- Búsqueda digital filtrada de información por nombre del paciente, fecha de estudio y/o modalidad.
- Visualización de imágenes médicas de la Red de Salud del Cercado.
- Acceso a la información de las características de calidad de la imagen médica.
- Mediciones.
- Procesamiento Digital de Imagen (PDI).
- Generación de reportes por comando de voz.
- Flexibilidad de acceso al sistema a través de diferentes dispositivos (desktops, laptops, smartphones y/o tablets).

6. AGRADECIMIENTOS

A la empresa Ingeniería y Tecnología Médica (ITM) por brindar el acceso y la oportunidad de implementar el presente proyecto de investigación en los establecimientos de Salud de la Red de Salud Cercado y al personal de salud de los servicios de Imagenología por su predisposición en la utilización de herramientas tecnológicas para el beneficio de la sociedad en general.

7. REFERENCIAS

- Amaro Calderón, S. D., & Valverde Rebaza, J. C. (2007). Metodologías ágiles.
- Arora, D., & Mehta, Y. (2014). Use of picture archiving and communication system for imaging of radiological films in cardiac surgical intensive care unit. *Journal of anaesthesiology, clinical pharmacology*, 30(3), 447.
- Azpiroz Lechan, J. Martínez Martínez, M. Instalación y operación de Sistemas PACS (Almacenamiento y Comunicación de Imágenes): características fundamentales *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* • Vol XIX • No.3 • ISSN 0188-9532 • noviembre 1998
- Bordils, F., & Chavarria, M. (2004). *Monográfico: Radiología Digital 54 Almacenamiento y transmisión de imágenes. PACS*. http://www.conganat.org/SEIS/is/is45/IS45_54.pdf
- DICOM File Format. (2023). Nema.org. https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part10/chapter_7.html
- General Python FAQ — Python 3.10.4 documentation*. (2022). Python.org. <https://docs.python.org/3/faq/general.html#what-is-python>
- Honeyman, J. C., Frost, M. M., Huda, W., Loeffler, W., Ott, M., & Staab, E. V. (1994). Picture archiving and communications systems (PACS). *Current problems in diagnostic radiology*, 23(4), 101–158. [https://doi.org/10.1016/0363-0188\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0363-0188(94)90004-3)
- Maida, E. G., & Pacienza, J. (2015). Metodologías de desarrollo de software.
- Mendel, J. B., & Schweitzer, A. L. (2015). PACS for the developing world. *Journal of Global Radiology*, 1(2).
- Ministerio de Salud y Deportes. (2022). Minsalud.gob.bo. https://estadisticas.minsalud.gob.bo/Reportes_Dinamicos/Estructura_2022.aspx
- PS3.1 DICOM PS3.1 2022a -Introduction and Overview*. (2022). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part01.pdf>
- PS3.2 DICOM PS3.2 2022c -Conformance*. (2022). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part02.pdf>
- PS3.3 DICOM PS3.3 2023a -Information Object Definitions*. (2022). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part03.pdf>
- PS3.4 DICOM PS3.4 2022c -Service Class Specifications*. (2022). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part04.pdf>
- PS3.5 DICOM PS3.5 2023c -Data Structures and Encoding*. (2023). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part05.pdf>
- PS3.6 DICOM PS3.6 2023c -Data Dictionary*. (2023). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part06.pdf>

PS3.8 DICOM PS3.8 2023c - Network Communication Support for Message Exchange. (2023). <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/pdf/part08.pdf>

Ramos, P. (2018). Styde Limited. Styde.net; Styde.net. <https://styde.net/que-es-y-para-que-sirve-sql/>

Servidor Web - Concepto, usos y características. (2013). Concepto. <https://concepto.de/servidor-web/#ixzz7PdsbXxp3>

Silveira, P. (2021). ¿Qué es SQL? Alura; Alura Latam. <https://www.aluracursos.com/blog/que-es-sql>

Sommerville, I. (2005). *Ingeniería del software*. Pearson educación.

The web framework for perfectionists with deadlines | Django. (2022). Djangoproject.com. <https://www.djangoproject.com/>

Proyecto de ingeniería aplicada

Software para la determinación de propiedades pVT aplicado al sector Upstream – Midstream

Software for determining pVT properties applied to the Upstream – Midstream area

 Dennis Luque Veliz

Universidad Privada del Valle

Resumen

En la industria del petróleo y el gas natural, la determinación exacta de las diferentes propiedades pVT de un fluido proveniente de un pozo petrolero o gasífero; son de vital importancia para la toma de decisiones técnicas y económicas dentro del sector de los hidrocarburos. Por esta razón, el presente proyecto tiene como objetivo desarrollar un prototipo de software que permita determinar las propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos de manera eficiente. Y además que contribuya a ser parte de la solución de uno de los problemas inevitables que se da en el ámbito laboral y académico de la carrera de Ingeniería de Petróleo y Gas Natural, que es la disponibilidad de reportes pVT al momento de caracterizar un fluido hidrocarburífero. Dada la naturaleza cuantitativa del proyecto, se optó por una investigación a través del método científico deductivo - descriptivo, en el que se describen las correlaciones pVT comúnmente utilizadas por los ingenieros petroleros en los sectores de upstream - midstream y se adaptó la metodología propuesta por el matemático Póyla para el desarrollo del software. El resultado del proyecto fue un prototipo de software “independiente” bajo el seudónimo de PROPIEDADES pVT (Versión 1.1), diseñado y codificado en App Designer bajo el lenguaje de programación de MATLAB®. Este prototipo integra más de 36 modelos matemáticos que simplifican la resolución de cálculos numéricos e iterativos presentes en las correlaciones pVT de diferentes fluidos aplicados al sector upstream - midstream, como: gas natural; petróleo (saturado y bajo - saturado) y agua (saturada y bajo saturada).

Palabras clave: Propiedades pVT. Correlaciones pVT. Software aplicativo al sector upstream - midstream. Ingeniería de Petróleo y Gas Natural. Programación en Matlab.

Abstract

In the oil and natural gas industry, the exact determination of the different pVT properties of a fluid from an oil or gas well; They are of vital important for making technical and economic decisions within the hydrocarbon sector. For this reason, the objective of this project is to develop a software prototype that allows the physical properties of hydrocarbon mixtures to be determined efficiently. And also contribute to being part of the solution to one of the inevitable problems that occurs in the work and academic field of Petroleum and Natural Gas Engineering

Citar como: Luque Veliz, D. Software para la determinación de propiedades pVT aplicados al sector upstream – midstream. *Revista Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55). 46-68 <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.960>

Revisado: 25/03/2024
Aceptado: 20/05/2024
Publicado: 30/06/2024

Declaración: Derechos de autor 2024 Luque Veliz, D., Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



career, which is the availability of pVT reports when characterizing a hydrocarbon fluid. Given the quantitative nature of the project, the investigation was chosen through the deductive - descriptive scientific method, in which the pVT correlations commonly used by petroleum engineers in the upstream - midstream sectors are described and the methodology proposed by the Póyla mathematician for software development. The result of the project was an “independent” software prototype under the pseudonym PROPERTIES pVT (Version 1.1), designed and coded in App Designer under the MATLAB® programming language. This prototype integrates more than 36 mathematical models that simplify the resolution of numerical and iterative calculations present in the pVT correlations of different fluids applied to the upstream - midstream sector, such as: natural gas; oil (saturated and low - saturated) and water (saturated and low saturated).

Keywords: pVT Properties. pVT correlations. Application software for the upstream - midstream area. Petroleum and Natural Gas Engineering. Programming in Matlab.

1. Introducción

El estudio de las propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos según Brill y Arirachakaran datan desde mediados del siglo XIX, pero ha sido a partir de la década de 1975 (comienzos del *Periodo del Despertar*), cuando se ha comenzado a incorporar herramientas computacionales con el propósito de predecir las distintas propiedades pVT y características inherentes al flujo simultaneo de gas y líquido presentes comúnmente en los sectores de upstream¹, midstream² y downstream³ (Garaicochea et al., 1991; Guzmán, 2009; Valle et al., 2017).

Actualmente, dentro de la industria del petróleo y el gas natural se comercializan una amplia variedad de software los cuales integran diferentes modelos matemáticos que varían en complejidad, rango de aplicación, exactitud y origen (por ejemplo, Keymodel, WellFlo™, Pipesim Flow, Pipephase™, PipeFlow®, Petrel, entre otros). La predicción y el modelamiento que realizan estos programas informáticos, están adecuados a fenómenos presentes en el país de origen del software. Además de estar licenciados bajo el seudónimo de “privados” estos están programados en idiomas extranjeros como inglés, árabe, chino y otros (Bratland, 2013). En cuanto a las publicaciones hechas en las últimas décadas, acerca de la inclusión de software comerciales orientados a la determinación de propiedades pVT se muestran a continuación: Gonzales (2005); Iza (2017); Yagual (2019); y Arteaga et al., (2020).

La importancia de la determinación de las propiedades pVT en las operaciones modernas de la industria de los hidrocarburos forma la base de muchos cálculos del área de la Ingeniería de Yacimientos, Producción y Transporte de Hidrocarburos. El conocimiento de estas propiedades es de vital importancia para la toma de decisiones técnicas y económicas; dado que la determinación incorrecta de dichas propiedades pVT podrían conducir a errores significativos en el costo de producción, evaluación de reservas de hidrocarburos, diseño de instalaciones y equipos, diseño de sistemas

1. Sector de la industria petrolera destinada a la exploración, descubrimiento y producción de Hidrocarburos.
2. Sector de la industria petrolera destinada al transporte y almacenamiento de hidrocarburos.
3. Sector de la industria petrolera destinada a la distribución de los derivados del petróleo

de producción y transporte, determinación de la cantidad y calidad de fluidos a producirse, y otros que podrían sobrestimar o subestimar el potencial del pozo petrolero (Ahmed et al., 2018; Baker et al., 2003; Iza, 2017). Estas propiedades pueden medirse experimentalmente en un laboratorio pVT o pueden estimarse mediante correlaciones empíricas; el método más preciso para determinar el comportamiento de estos fluidos es a través de un análisis pVT (realizado dentro de un laboratorio); sin embargo, la evaluación de pozos exploratorios y el diseño avanzado de equipos a menudo requieren una estimación del comportamiento del fluido antes de obtener una muestra representativa del yacimiento; es entonces cuando se recurre al uso de diferentes herramientas, como: tablas, gráficos y modelos matemáticos desarrollados bajo un enfoque empírico (Aguilar y Cevallos, 2014; Aramendiz y Velázquez, 2008; Khabullin et al., 2014; Yagual, 2019). Estos modelos matemáticos, comúnmente llamados "*Correlaciones pVT*" tienen principios termodinámicos y de mecánica de fluidos, pero principalmente están guiados por métodos de observación experimental limitados en su estudio por parámetros tales como: gravedad del petróleo y/o gas, condiciones de presión, volumen y temperatura de flujo, relaciones gas – líquido, y otros parámetros. Para lo cual la determinación de las propiedades pVT se complica a la existencia de numerosas variables haciendo que los modelos de cálculos comúnmente utilizados en la industria petrolera sean complejos, dado que por lo general estos integran procesos numéricos e iterativos (Banzer, 1996; Petrosky y Farshad, 1993).

La presente investigación corresponde al área de la Ingeniería de Yacimientos, Producción y Transporte de Hidrocarburos donde se expone el desarrollo un prototipo de un software orientado a la determinación de propiedades pVT. El desarrollo del software no solo permitirá al ingeniero petrolero simplificar la resolución de cálculos numéricos e iterativos presentes en las correlaciones pVT, sino que a través de su manejo este fortalecerá su productividad y conocimiento en lo cual se traduce como ahorro y ganancia de dinero para las empresas petroleras. Para este propósito la investigación fue desarrollada a través del método científico deductivo – descriptivo, utilizando técnicas de recopilación de información bibliográfica de fuentes primarias.

2. Metodología

Con el propósito de estructurar de mejor manera la investigación, se ha adaptado la metodología para el desarrollo del prototipo de software a la propuesta por el matemático George Pólya (1945). Esta metodología, también conocida como el "Método de resolución de problemas", proporciona estrategias y enfoques para abordar y resolver problemas de manera efectiva y sistemática. Estos principios también pueden aplicarse al desarrollo de un software, ver Figura 1.

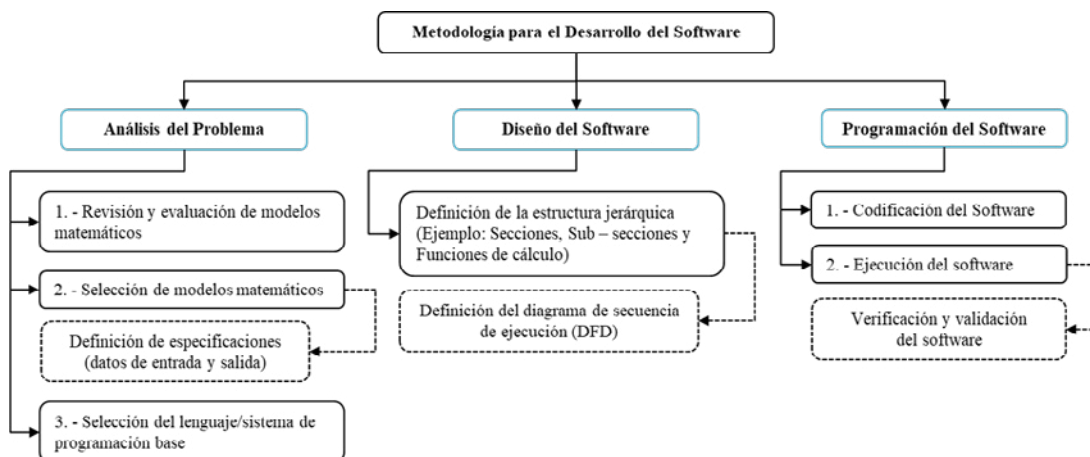


Figura 1. Metodología para el desarrollo del software

Fuente: Elaboración propia a partir del esquema propuesto por Poyla, G. (1940).

La Figura 1 presenta una adaptación básica de la metodología propuesta por el matemático Pólya para la resolución de problemas matemáticos. En este esquema se definen los siguientes aspectos: el propósito principal del software, la secuencia de procesamiento de datos, los datos de entrada necesarios para abordar el problema (especificaciones de entrada), la información que debe generarse como resultado de la solución del problema (datos de salida), el diseño del entorno de trabajo conforme a los objetivos principales del proyecto y el proceso de validación del software; además de todas las funcionalidades adicionales que deben ser incorporadas.

2.1. Acerca del Diseño y Programación del Software

El prototipo del software fue creado bajo la denominación de “PROPIEDADES pVT”, a razón de que esta herramienta está orientada a la determinación de propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos. En cuanto a su programación, fue codificado bajo el lenguaje de programación del sistema de Matlab® a través de su aplicación *App Designer*, en el cual se diseñó las diferentes interfaces gráficas⁴ y posteriormente se desarrolló la codificación de los algoritmos matemáticos seleccionados (ver Tabla 1). La selección del sistema base de programación (Matlab®), para el desarrollo del software en el presente proyecto, se eligió en función del tipo de aplicación a desarrollar y la complejidad en la incorporación de cálculos. Matlab® al momento de crear una aplicación permite compartir programas como aplicaciones “independientes” empaquetándolas en los archivos del instalador directamente desde la barra de herramientas de *App Designer*, o bien creando una aplicación web o de escritorio independiente a través de la función de Matlab Compiler™ (MathWorks, 2022). Esta función ha permitido desarrollar dentro de este estudio un software que no tendrá como requisito tener instalado el

⁴ La Interfaz Gráfica de Usuario o GUI es definida como una interfaz que se puede utilizar para controlar PC, tabletas y otros dispositivos. Las GUI utilizan elementos gráficos como iconos, menús e imágenes para facilitar su manejo.

sistema de base de programación para su ejecución, ni tener conexión a internet, sino que a través de un archivo compartido se podrá hacer uso del software desde cualquier ventana de escritorio.

Según MathWorks® (2022), las principales características del sistema de Matlab®, son:

- Lenguaje de programación de alto nivel para cálculos científicos y de ingeniería.
- Entorno de escritorio optimizado para la exploración iterativa y solución de problemas.
- Visualización de gráficas en 2D y 3D; y herramientas para crear diagramas personalizados.
- Aplicaciones para ajustar curvas, clasificar datos, analizar señales, ajustar sistemas de control y muchas otras tareas.
- Herramientas para crear aplicaciones con interfaces de usuario personalizadas.
- Interfaces para C/C++, Java, .NET, Python, SQL, Hadoop y Microsoft Excel.
- Opciones de implementación libres de derechos para compartir programas de aplicación computacional o móvil programados en el lenguaje de Matlab® con los usuarios finales.

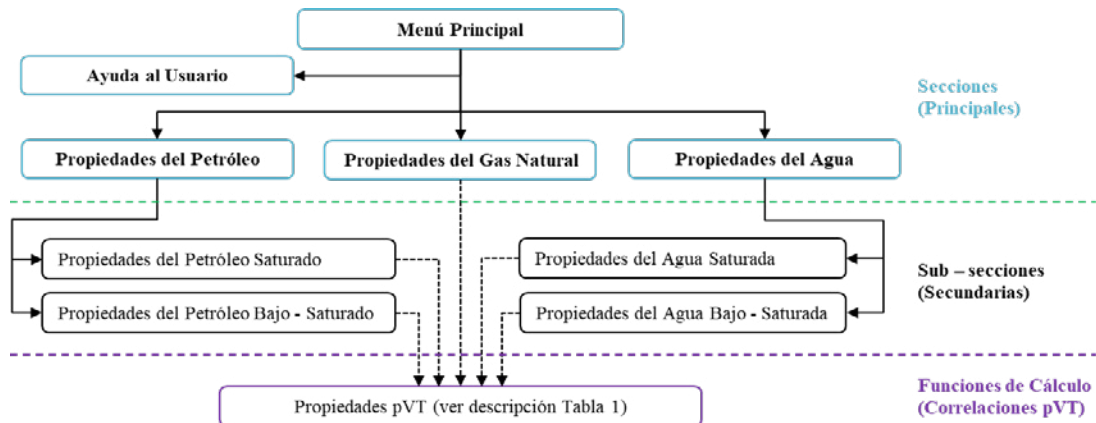


Figura 2. Estructura jerárquica del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1)

Nota: La Figura 2, expone mediante un esquema la estructura jerárquica de los apartados principales y secundarios que integra el software. De esta figura se aprecia que el software “PROPIEDADES pVT” (Versión 1.1) presenta cinco secciones (menú principal, ayuda al usuario, propiedades del gas natural, petróleo y agua), cuatro sub – secciones (propiedades del petróleo y agua saturada y bajo saturado, respectivamente) y 25 funciones de cálculo (remítase a la Tabla 1 para más información acerca de las funciones de cálculo seleccionados e incorporados en el software).

Fuente: Elaboración propia, 2022.

2.2. Selección de las Correlaciones pVT

Es evidente que para calcular las propiedades pVT de los fluidos hidrocarburíferos se requiere la selección de modelos matemáticos que permitan determinar valores muy aproximados a los datos medidos en las pruebas de laboratorio pVT. Para la selección de estos modelos matemáticos, se llevó a cabo una exhaustiva revisión documental de las correlaciones pVT frecuentemente utilizadas por los ingenieros petroleros en el sector de upstream – midstream, donde para su selección y posterior incorporación (programación) se aplicaron los siguientes criterios:

- Procedimiento de cálculo
- Sustento bibliográfico
- Rango de aplicación.
- Complejidad en la programación

La Tabla 1 presenta una descripción general de las correlaciones pVT correspondientes a las propiedades físicas del gas natural, petróleo y agua, las cuales que fueron seleccionadas en base a los criterios mencionados previamente para su inclusión en el software.

Tabla 1. *Propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos aplicado al sector upstream - midstream*

Propiedades del Gas Natural

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Densidad relativa del gas natural	<p><i>Correlación: General</i></p> <p>a. En función a la ecuación de estado para los gases reales.</p> $\rho_g = 2.7 \times \left[\frac{P \times \gamma_{gf}}{Z \times (T + 460)} \right]$ <p>b. En función del factor de volumen del gas.</p> $\rho_g = 0.0764 \times \left(\frac{\gamma_{gf}}{B_g} \right)$
Factor de volumen del gas	<p><i>Correlación: General.</i></p> $B_g = \frac{0.02825 \times Z \times (T + 460)}{p}$
Propiedades pseudo – críticas del gas natural	<p><i>Correlación: Wichert y Aziz</i></p> <p>a. Temperatura y presión pseudo – críticas, para gases superficiales</p> $T_{pc} = 167 + 316.67 \times \gamma_{gf}$ $p_{pc} = 702.5 + 50 \times \gamma_{gf}$ <p>b. Temperatura y presión pseudo – críticas, para gases húmedos.</p> $T_{pc} = 238 + 210 \times \gamma_{gf}$ $p_{pc} = 740 + 100 \times \gamma_{gf}$ <p>*Factor de ajuste por presencia de gases contaminantes</p> $T'_{pc} = T_{pc} - \epsilon_3$ $p'_{pc} = (p_{pc} \times T'_{pc}) / (T_{pc} + Y_{H_2S} \times (1 - Y_{H_2S}) \times \epsilon_3)$ $\epsilon_3 = 120 \times \left((Y_{H_2S}^{CO_2})^{0.9} - (Y_{H_2S}^{CO_2})^{1.6} \right) + 15 \times \left((Y_{H_2S})^{0.5} - (Y_{H_2S})^4 \right)$ <p><i>Correlación: Dranchuk, Purvis y Robinson</i></p> <p>a. Temperatura y presión pseudo – críticas, para sistemas de gas natural.</p> $T_{pc} = 168 + 325 \times \gamma_g - 12.5 \times (\gamma_g)^2$ $p_{pc} = 677 + 15 \times \gamma_g - 37.5 \times (\gamma_g)^2$ <p>b. Temperatura y presión pseudo – críticas, para sistema de gas condensado.</p> $T_{pc} = 187 + 330 \times \gamma_g - 71.5 \times (\gamma_g)^2$ $p_{pc} = 706 + 51.7 \times \gamma_g - 11.1 \times (\gamma_g)^2$ <p>*Factor de ajuste por presencia de gases contaminantes</p> $T'_{pc} = T_{pc} - \epsilon_3$ $p'_{pc} = (p_{pc} \times T'_{pc}) / (T_{pc} + Y_{H_2S} \times (1 - Y_{H_2S}) \times \epsilon_3)$ $\epsilon_3 = 120 \times \left((Y_{H_2S}^{CO_2})^{0.9} - (Y_{H_2S}^{CO_2})^{1.6} \right) + 15 \times \left((Y_{H_2S})^{0.5} - (Y_{H_2S})^4 \right)$
Densidad relativa del gas libre	<p><i>Correlación: General.</i></p> $\gamma_{gf} = \frac{R \times \gamma_g - R_s \times \gamma_{gd}}{R - R_s}$

Propiedades del Gas Natural

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Factor de compresibilidad del gas natural	<p><i>Correlación: Beggs y Brill</i></p> $Z = A + \frac{1 - A}{\exp(B)} + C \times (p_{pr})^D$ <p>Donde:</p> $A = 1.39 \times (T_{pr} - 0.92)^{0.5} - 0.36 \times T_{pr} - 0.1$ $B = (0.62 - 0.23 \times T_{pr}) \times p_{pr} + \left(\frac{0.066}{T_{pr} - 0.86} - 0.037 \right) \times (p_{pr})^2 + \frac{0.32}{10^{0.9 \times (T_{pr} - 1)}} \times (p_{pr})^6$ $C = 0.132 - 0.23 \times \log(T_{pr})$ $D = 10^{0.3106 - 0.49 \times T_{pr} + 0.1824 \times (T_{pr})^2}$ <p>*Ecuaciones para el cálculo de las propiedades pseudo - reducidas del gas natural:</p> $p_{pr} = \frac{p}{p_{pc}} \quad ; \quad T_{pr} = \frac{T + 460}{T_{pc}}$
Viscosidad del gas	<p><i>Correlación: Papay, J.</i></p> $Z = 1 - \left[\frac{3.52 * p_{pr}}{10^{0.9813 * T_{pr}}} + \left(\frac{0.274 * p_{pr}^2}{10^{0.8157 * T_{pr}}} \right) \right]$ <hr/> <p><i>Correlación: Lee, A.L., Gonzales, M.H. y Eakin B.E.</i></p> $\mu_g = K \times 10^{-4} \exp(X \times (\rho_g / 62.428)^Y)$ <p>Donde:</p> $K = \frac{(9.4 + 0.5794 \times \gamma_{gf}) \times (T + 460)^{1.5}}{209 + (550.4 \times \gamma_{gf}) + (T + 460)}$ $Y = 2.4 - 0.2 \times X$ $X = 3.5 + \frac{986}{(T + 460)} + (0.2897 \times \gamma_{gf})$
Relación de solubilidad del gas natural	<p><i>Correlación: Standing, M.B. y Dempsey</i></p> $\mu_h = [1.709 \times 10^{-5} - (2.062 \times 10^{-6} \times \gamma_g)] \times (T - 460) + 8.188 \times 10^{-3} - (6.15 \times 10^{-3} \times \log(\gamma_g))$ <p>*Para gases que no contienen componentes hidrocarbúricos aplicar las siguientes correcciones a la presión atmosférica calculada.</p> $\mu_g = \mu_h + C_{N_2} + C_{CO_2} + C_{H_2S}$ <p>Donde:</p> $C_{N_2} = Y_{N_2} \times [8.48 \times 10^{-3} \times \log(\gamma_g) + 9.59 \times 10^{-3}]$ $C_{CO_2} = Y_{CO_2} \times [9.08 \times 10^{-3} \times \log(\gamma_g) + 6.24 \times 10^{-3}]$ $C_{H_2S} = Y_{H_2S} \times [8.49 \times 10^{-3} \times \log(\gamma_g) + 3.73 \times 10^{-3}]$
	<p><i>Correlación: Standing, M.B.</i></p> $R_s = \gamma_{gd} \left(\left(\frac{p_{ob}}{18} \right) \times 10^{(0.00091 \times T - 0.0125 \times API)} \right)^{\frac{1}{0.83}}$
	<p><i>Correlación: Lassater, J.A.</i></p> $R_s = 132755 \times \left(\frac{Y_g \times \gamma_o}{(1 - Y_g) \times M_o} \right)$ <p>Donde:</p> $Y_g = [419.545 \times 10^{-5} \times (p_t)^3] - [591.428 \times 10^{-4} (p_t)^2] + [334.519 \times 10^{-3} \times p_t] + (169.879 \times 10^{-4})$ <p>*Ecuaciones para el cálculo del peso molecular del petróleo:</p> <p>Si: $15 \leq \text{°API} < 40$</p> $M_o = (63.506 - \text{°API}) / 0.0996$ <p>Si: $40 \leq \text{°API} < 55$</p> $M_o = (1048.33 / (\text{°API}))^{1.6736}$

Propiedades del Gas Natural

<u>Propiedades pVT</u>	<u>Correlaciones pVT</u>
Densidad relativa del gas disuelto	<p>Correlación: Katz.</p> $\gamma_{gd} = 0.25 + 0.02 \times \text{°API} + [R_s \times 10^{-6} \times (0.6874 - 3.5864 \times \text{°API})]$

Propiedades del Petróleo Saturado

<u>Propiedades pVT</u>	<u>Correlaciones pVT</u>
Factor de volumen del petróleo saturado	<p>Correlación: Standing, M.B.</p> $B_o = 0.972 + 0.000147 \times F^{1.175}$ <p>Donde:</p> $F = R_s \times \left(\frac{\gamma_{gd}}{\gamma_o}\right)^{0.5} + 1.25 \times T$

Correlación: Glasso, O. y Thondheim, S.

$$B_{ob} = 1 + 10^a$$

Donde:

$$a = -6.58511 + 2.91329 \times \log(B_o^*) - 0.27683 \times (\log(B_o^*))^2$$

$$(B_o)^* = R_s \times \left(\frac{\gamma_{gd}}{\gamma_o}\right)^{0.526} + 0.968 \times T$$

Viscosidad del petróleo saturado	<p>Correlación: <u>Beggs y Robinson</u></p> $\mu_{ob} = a \times (\mu_{om})^b$
----------------------------------	--

Donde:

$$a = 10.715 \times (R_s + 100)^{-0.515}$$

$$b = 5.44 \times (R_s + 150)^{-0.328}$$

*Brill & Mukherjee presentan las siguientes ecuaciones para determinar la viscosidad del petróleo muerto (μ_{om}), a la presión de 1 [atm].

$$\mu_{om} = 10^X - 1$$

Donde:

$$X = Y \times T^{-1.63}$$

$$Y = 10^Z$$

$$Z = 3.0324 - 0.02023 \times \text{°API}$$

Densidad del petróleo saturado	<p>Correlación: Standing, M.B.</p> $Q_o = \frac{62.4 \times \gamma_o + 0.01362 \times R_s \times \gamma_{gd}}{B_o}$
--------------------------------	---

Donde:

$$\gamma_o = \frac{141.5}{131.5 + \text{°API}}$$

Presión del petróleo saturado o de burbujeo	<p>Correlación: Standing, M.B.</p> $p_{ob} = 18 \times \left(\left(\frac{R_s}{\gamma_{gd}}\right)^{0.83} \times 10^{(0.00091 \times T - 0.0125 \times \text{°API})}\right)$
---	---

Correlación: Lassater, J.A.

$$p_{ob} = (p_f \times (T + 460)) / \gamma_{gd}$$

Donde:

$$p_f = [504.3 \times 10^{-2} \times (\gamma_g)^3] + [310.526 \times 10^{-2} \times (\gamma_g)^2] + [136.226 \times 10^{-2} \times \gamma_g] + 119.118 \times 10^{-3}$$

$$\gamma_g = \frac{\frac{R_s}{379.3}}{\frac{R_s}{379.3} + \frac{350 \times \gamma_o}{M_o}}$$

*Ecuaciones para el cálculo del peso molecular del petróleo:

Si: $15 \leq \text{°API} < 40$

$$M_o = (63.506 - \text{°API}) / 0.0996$$

Si: $40 \leq \text{°API} < 55$

$$M_o = (1048.33 / (\text{°API}))^{1.6736}$$

Propiedades del Petróleo Saturado

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Tensión superficial del petróleo saturado	<i>Correlación: General</i> $\sigma_o = (42.4 - 0.047 \times T - 0.267 \times \text{°API}) \times \exp(-0.0007 \times p)$

Propiedades del Petróleo Bajo - Saturado

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Compresibilidad del petróleo bajo - saturado	<i>Correlación: Vásquez y Beggs</i> $C_o = \frac{-1433 + (5 \times R_s) + (17.2 \times T) + (-1180 \times \gamma_{gs}) + (12.61 \times \text{°API})}{10^5 \times p}$
Densidad del petróleo bajo - saturado	<i>Correlación: General</i> $\rho_o = \rho_{ob} \times \exp(C_o \times (p - p_b))$
Viscosidad del petróleo bajo - saturado	<i>Correlación: Vásquez y Beggs</i> $\mu_o = \mu_{ob} \times (p/p_b)^m$ <p>Donde: $m = 2.6 \times p^{1.107} \times \exp(-11.513 + (-8.98 \times 10^{-5}) \times p)$</p>
Factor de volumen del petróleo bajo - saturado	<i>Correlación: Standing, M.B.</i> $B_o = B_{ob} \times \exp(-C_o \times (p - p_b))$

Propiedades del Agua Saturada

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Densidad del agua saturada	<i>Correlación: General</i> $\rho_w = (62.43 \times \gamma_w)/B_w$ <p>Donde: $\gamma_w = 1 + (0.695 \times 10^{-6} \times S)$</p>
	<i>Correlación: Cain, Mc. y W.D., JR.</i> $\rho_w = \rho_{w1}/B_w$ <p>Donde: $\rho_{w1} = 62.368 + (0.438603 \times S) + (1.60074 \times 10^{-3} \times S^2)$</p>
Relación de solubilidad del gas en el agua	<i>Correlación: Ahmed y McCoy, R.L.</i> $R_{swp} = A + B \times p + C \times p^2$ <p>Donde: $A = 2.12 + (3.45 \times 10^{-3} \times T) + (3.59 \times 10^{-5} \times T^2)$ $B = 0.0107 - (5.26 \times 10^{-5} \times T) + (1.48 \times 10^{-7} \times T^2)$ $C = -(8.75 \times 10^{-7}) + (3.9 \times 10^{-9}) \times T - (1.02 \times 10^{-11}) \times T^2$</p> <p>*Corrección de la solubilidad del gas en el agua (R_{swp}), por efecto de la salinidad del agua (R_{sw}). $R_{sw} = R_{swp} \times [1 - (0.0753 - 0.000173) \times S]$</p>
	<i>Correlación: Culberson, O.L. y McKetta, J.R.</i> $R_{swp} = A + (B \times p) + (C \times p^2)$ <p>Donde: $A = 8.15839 - (6.12265 \times 10^{-2} \times T) + (1.91663 \times 10^{-4} \times T^2) - (2.1654 \times 10^{-7} \times T^3)$ $B = (1.01021 \times 10^{-2}) - (7.44241 \times 10^{-5} \times T) + (3.05553 \times 10^{-7} \times T^2) - (2.94883 \times 10^{-10} \times T^3)$ $C = [-9.02505 + (0.130237 \times T) - (8.53425 \times 10^{-4} \times T^2) + (2.34122 \times 10^{-6} \times T^3) - (2.37049 \times 10^{-9} \times T^4)] \times 10^{-7}$</p> <p>*Corrección de la solubilidad del gas en el agua (R_{swp}), por efecto de la salinidad del agua (R_{sw}). $R_{sw} = R_{swp} \times 10^{-0.0040655 \times S \times T^{0.208854}}$</p>
Tensión superficial agua - gas	<i>Correlación: General</i> $\sigma_w = [((260 - T))/206 \times (\sigma_{w2} - \sigma_{w1})] + \sigma_{w1}$ <p>Donde: $\sigma_{w1} = 52.5 - (0.006 \times p)$ $\sigma_{w2} = 76 \times \exp(-0.00025 \times p)$</p>

Propiedades del Agua Saturada

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Factor de volumen del agua saturada	<p><i>Correlación:</i> Cain, Mc. y W.D., JR.</p> $B_w = (1 + \Delta V_{wp}) \times (1 + \Delta V_{wT})$ <p>Donde: $\Delta V_{wT} = -1.0001 \times 10^{-2} + (1.33391 \times 10^{-4} \times T) + (5.50654 \times 10^{-7} \times T^2)$ $\Delta V_{wp} = -(1.95301 \times 10^{-9} \times p \times T) - (1.72834 \times 10^{-13} \times p^2 \times T) - (3.58922 \times 10^{-7} \times p) - (2.25341 \times 10^{-10} \times p^2)$</p> <hr/> <p><i>Correlación:</i> Gould</p> $B_w = 1 + [1.2 \times 10^{-4} \times (T - 60)] + [1 \times 10^{-6} \times (T - 60)] - (3.33 \times 10^{-6} \times p)$
Viscosidad del agua saturada	<p><i>Correlación:</i> Matthews, C.S. y Russel, D.G.</p> $\mu_h = A + B/T$ <p>Donde: $A = -0.04518 + (0.009313 \times S) - (0.000393 \times S^2)$ $B = 70.634 + (0.09576 \times S^2)$ *Corrección de la viscosidad del agua saturada a la presión atmosférica (μ_h) si las presiones son elevadas: $C(p, T) = 1 + [3.5 \times 10^{-12} \times p^2 \times (T - 40)]$</p> <hr/> <p><i>Correlación:</i> Cain, Mc. y W.D., JR.</p> $\mu_{w1} = A \times T^B$ <p>Donde: $A = 109.574 - (8.40564 \times S) + (0.13314 \times S^2) + (8.72213 \times 10^{-3} \times S^3)$ $B = -1.12166 + (2.63951 \times 10^{-2} \times S) - (6.79461 \times 10^{-4} \times S^2) - (5.47119 \times 10^{-5} \times S^3) + (1.55586 \times 10^{-6} \times S^4)$ *Corrección por efecto de la presión sobre la viscosidad del agua 4% para presiones menores de 10000 [lb/(pg²)] y en 7% para presiones entre 10000 y 14000 [lb/(pg²)]. $\mu_w/\mu_{w1} = 0.9994 + (4.0295 \times 10^{-5} \times p) + (3.1062 \times 10^{-9} \times p^2)$</p> <hr/> <p><i>Correlación:</i> McCoy, R.L.</p> $\mu_{w1} = 0.02414 \times 10^{[247.8/((5/9 \times T) - 115.372)]}$ <p>*Corrección de la viscosidad del agua por efectos de la salinidad: $\frac{\mu_w}{\mu_{w1}} = 1 - (1.87 \times 10^{-3} \times S^{0.5}) + (2.18 \times 10^{-4} \times S^{2.5}) + [(T^{0.5} - 1.35 \times 10^{-2} \times T) \times (2.76 \times 10^{-3} \times S - 3.44 \times 10^{-4} \times S^{1.5})]$</p> <hr/> <p><i>Correlación:</i> Van Wingen, H</p> $\mu_w = \exp[1.003 - (1.479 \times 10^{-2} \times T) + (1.982 \times 10^{-5} \times T^2)]$

Propiedades del Agua Bajo - Saturada

Propiedades pVT	Correlaciones pVT
Densidad del agua bajo - saturada	<p><i>Correlación:</i> General</p> $\rho_w = \rho_{wb} \times \exp(C_w \times (p - p_b))$
Factor del volumen del agua bajo - saturada	<p><i>Correlación:</i> General</p> $B_w = B_{wb} \times \exp(-C_w \times (p - p_b))$
Compresibilidad del agua bajo - saturada	<p><i>Correlación:</i> Mehan (Compresibilidad del agua bajo - saturada libre de gas)</p> $(C_w)_f = (A + B \times T + C \times T^2) \times 10^{-6}$ <p>Donde: $A = 3.8546 - 0.000134 \times p$ $C = 3.9267 \times 10^{-5} - 8.8 \times 10^{-10} \times p$ $B = -0.01052 + 4.77 \times 10^{-7} \times p$</p> <hr/> <p><i>Correlación:</i> Mehan (Compresibilidad del agua con gas en solución)</p> $(C_w)_s = ((C_w)_f) \times f^*$ <p>Donde: $f^* = 1 + 8.9 \times 10^{-3} \times R_{sw}$</p>

Fuente: Elaborado a partir de la siguiente bibliografía Bánzer, 1996; Garaicochea et al., 1991; Llumiñinga y Proaño, 2016; Menjura et al., 2014; Trauwitz y Torres, 2008.

3. Resultados

3.1. Desarrollo del Software

La Figura 3, muestra la Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) de la sección *Menú Principal* del software (desarrollado). De esta figura es posible distinguir cuatro botones principales:

1. El botón *Acerca del Software*, sirve como acceso a la GUI donde se presenta toda la información complementaria del software; en este apartado el usuario podrá acceder a la información acerca del autor y el proyecto donde se desarrolló el sustento científico.
2. El botón *Nuevo Cálculo*, permite acceder a la GUI de las secciones, sub – secciones y funciones de cálculos que integra el software. Dentro de este apartado, los usuarios pueden seleccionar la propiedad específica que desean calcular utilizando casillas de verificación de selección única.
3. El botón *Ayuda*, ofrece acceso a la GUI de asistencia para el usuario, donde los usuarios pueden consultar el manual técnico del software y obtener ayuda adicional.
4. El Botón *Cerrar*, permite salir de la interfaz del *menú principal* del software.



Figura 3. Menú principal del software *PROPIEDADES pVT (Versión 1.1)*

Fuente: Elaboración propia a partir de la programación del software en MATLAB®.

A continuación, se describe uno de los entornos de trabajo del software (desarrollado), ya que todas las interfaces gráficas de usuario (GUI) diseñadas para el prototipo siguen un mismo patrón de ejecución.

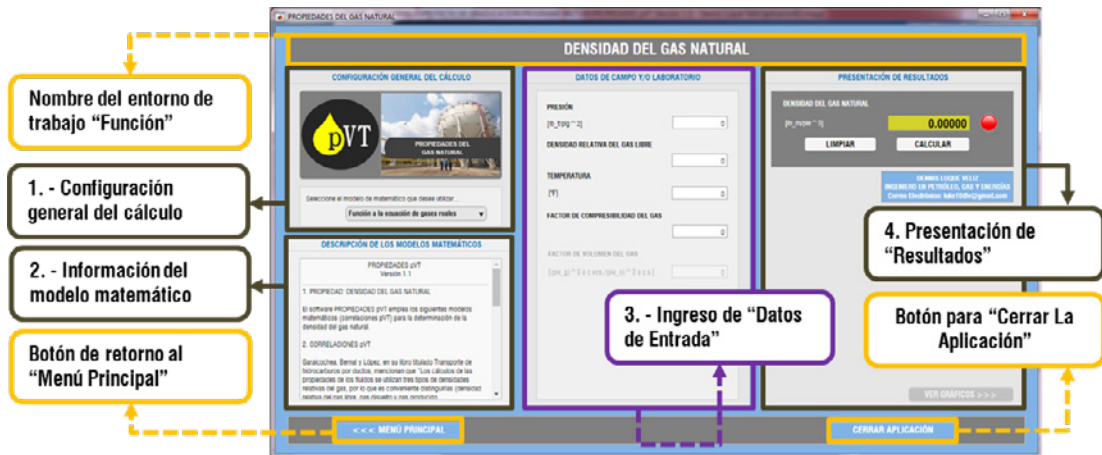


Figura 4. Interfaz gráfica del entorno de trabajo del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1)

Fuente: Elaboración propia a partir de la programación del software en MATLAB®.

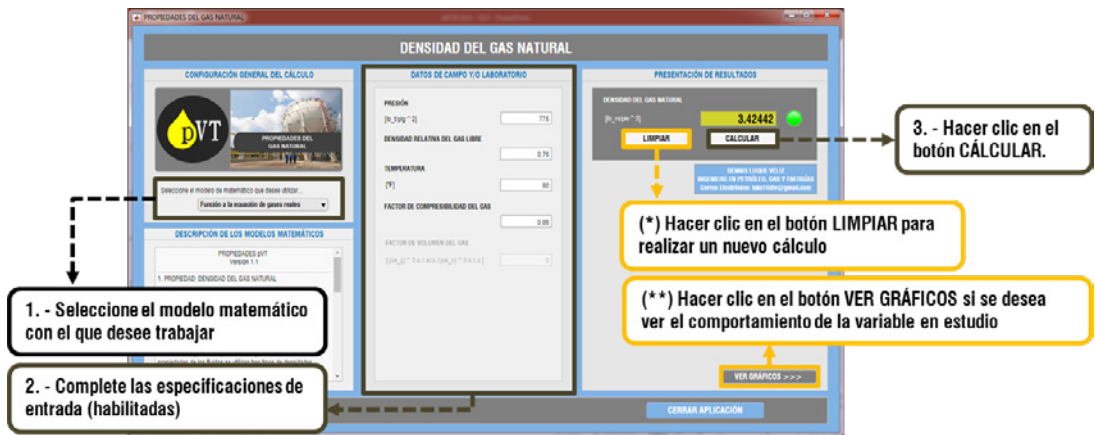
La Figura 4 muestra la interfaz gráfica de usuario del entorno de trabajo de la función “Densidad del gas natural”. Este entorno de trabajo, al igual que los 25 restantes (Tabla 1), se distingue por tener cuatro principales apartados:

1. *Configuración general del cálculo*, este primer apartado permite al usuario, mediante una pestaña de selección única, seleccionar el tipo de correlación pVT que más se ajuste y/o adapte a su caso de estudio.
2. *Información del modelo matemático*, dentro de este segundo apartado, el usuario puede acceder a la descripción general de los modelos matemáticos que fueron codificados. Este apartado también incluye la siguiente información:
 - Rango de aplicación de los modelos matemáticos codificados.
 - Nomenclatura de la simbología utilizada en la descripción del modelo matemático.
 - Referencias bibliográficas de las correlaciones pVT obtenidas.
3. *Ingreso de datos*, dentro de este tercer apartado, el usuario debe completar el formulario de ingreso de datos habilitados en el entorno de trabajo del software. Datos a tomar en cuenta:
 - Los datos de entrada y salida deben ser ingresadas en unidades del campo petrolero.

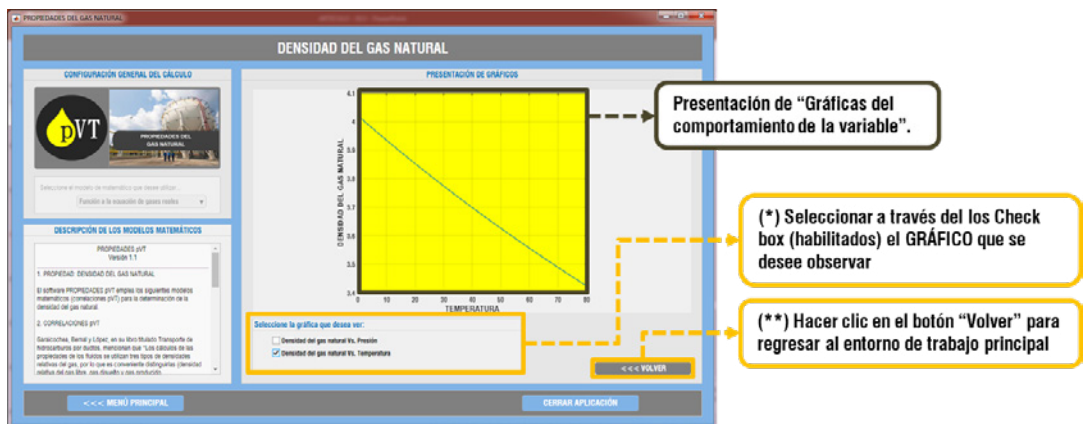
- La habilitación de su visualización de estos datos de entrada está en función al tipo de correlación pVT seleccionado por el usuario.
- Es importante que se ingresen la totalidad de datos de entrada numérica habilitados de lo contrario el software asumirá como cero (0).

4. *Presentación de resultados*, finalmente en este último apartado, el usuario podrá acceder a los resultados obtenidos para su caso de estudio. Para la impresión de este, se debe hacer clic en el botón “Calcular”.

3.2. Descripción del uso del Software



a) Interfaz gráfica del entorno de trabajo principal



b) Interfaz gráfica del entorno de trabajo secundario

Figura 5. Entorno de trabajo principal y secundario de la función “Densidad del gas natural”

Fuente: Elaboración propia a partir de la programación del software en MATLAB®.

La Figura 5(a), describe los pasos que deben ser completados por el usuario en el entorno de trabajo principal al momento de determinar una propiedad en específica (para este caso, la propiedad (*Densidad del gas natural*). Mientras la Figura 5(b), muestra el entorno de trabajo secundario de la misma propiedad, donde el usuario puede observar las gráficas del comportamiento de la propiedad (en específica) frente a otras variables. La presentación de estas graficas fueron codificadas en dos dimensiones (ejes X y Y); y los rangos que asuman estas coordenadas dependerán de los valores de cada variable y/o valores que se ingresen como dato.

Tabla 2. *Requisitos del sistema para la instalación del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1)*

Requisitos del Sistema	
Requerimientos del hardware	Equipo, teclado, mouse, monitor. Memoria RAM (recomendada): 1 GB.
Requerimientos del software	Sistema operativo (Windows 7 en adelante). Sin conexión a internet. No tener instalado Matlab®.

Nota: La Tabla 2 detalla los requerimientos en cuando a hardware y software necesarios para la instalación del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1).

Fuente: Elaboración propia a partir de la programación del software en MATLAB®.

3.3. Metodología aplicada para la verificación y validación del Software

Con el fin de tener una forma de verificar el correcto funcionamiento de los algoritmos de cálculo programados (correlaciones pVT) e identificar los posibles errores durante la codificación de los modelos matemáticos se desarrolló una metodología para la verificación y validación de los resultados obtenidos a través del software frente a resultados recopilados de fuentes bibliográficas o en su caso resultos de manera manual, ver Figura 6.

Esta metodología, representada a través de un diagrama de flujo (DFD), detalla la secuencia de pasos a seguir durante el proceso de comparación directa de resultados. Inicialmente, se recopilaron datos de campo y/o laboratorio de diferentes fuentes bibliográficas, como: Ahmed (2007); Garaicochea y colaboradores (1991); Llumiyinga y Proaño (2016); Menjura y colaboradores (2014); Trauwvitz y Torres (2008). Estos datos recopilados se utilizaron como especificaciones de entrada y salida para verificar y validar los resultados generados por el prototipo de software. Además, en caso de que se detecten discrepancias en la comparación de resulta

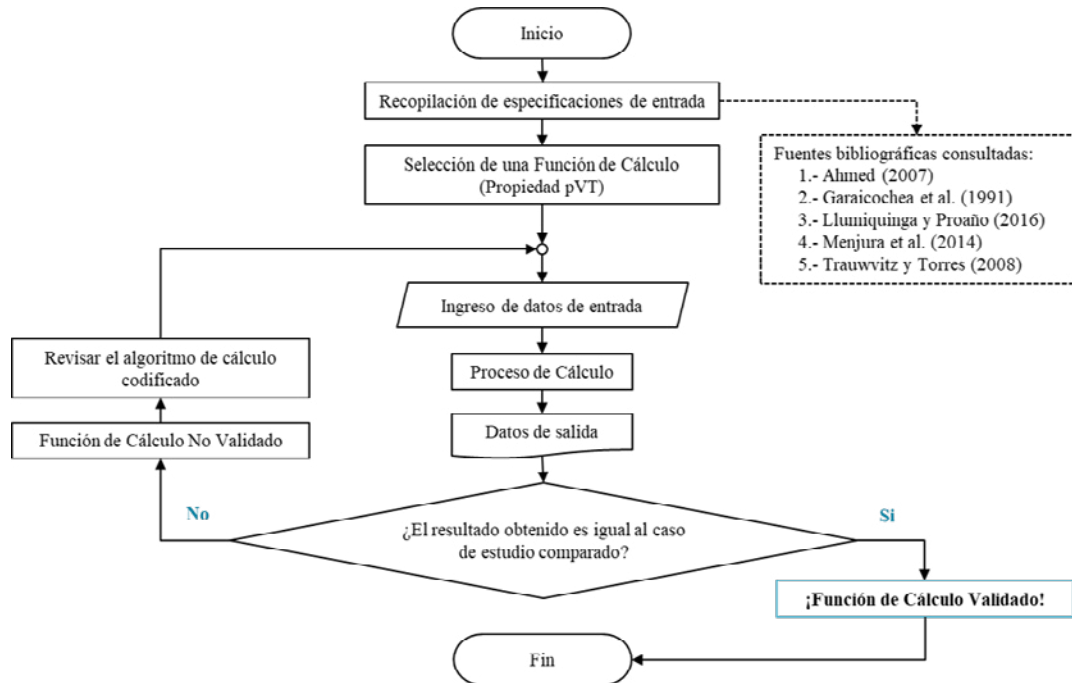


Figura 6. Metodología aplicada en la validación del software

Fuente: Elaboración Propia, 2022.

4. Conclusiones

Una vez concluido el proyecto de investigación de ingeniería aplicada se concluye que:

1. Se cumplió con éxito el objetivo principal de la investigación, pues se desarrolló un prototipo de software bajo la denominación de “PROPIEDADES pVT” (Versión 1.1) para la determinación de propiedades pVT aplicado al sector upstream – midstream; como parte de la solución a uno de los problemas inevitables que se da en el ámbito laboral y académico de la carrera de Ingeniería de Petróleo y Gas Natural, que es la disponibilidad de reportes pVT al momento de caracterizar un fluido hidrocarburífero. Se verificó que el software resuelve de manera eficiente las correlaciones pVT, lo cual resulta fundamental para la toma de decisiones técnicas y económicas, así como para llevar a cabo una variedad de cálculos en áreas como la Ingeniería de Yacimientos, Ingeniería de Reservorios, Ingeniería de Producción e Ingeniería de Transporte y Almacenaje de hidrocarburos. Esto convierte a este prototipo en una herramienta de soporte indispensable para el análisis y la resolución de problemas inherentes al cálculo de propiedades pVT.

2. En función de la búsqueda de información documental relacionada a la determinación de las propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos y en base a criterios de selección se definieron más de 36 modelos matemáticos (correlaciones pVT) relacionados al cálculo de las propiedades físicas del gas natural, propiedades físicas del petróleo (saturado y bajo – saturado), y propiedades físicas del agua (saturada y bajo – saturada). Adicionalmente se desarrolló un manual técnico del software con el fin de explicar y dar a conocer a los usuarios finales las características, limitaciones y formas de funcionamiento del software.

3. En cuanto al prototipo del software, este fue desarrollado bajo el lenguaje de programación del sistema de Matlab® (Versión 9.4) a través de “App Designer” el cual permitió crear una aplicación informática “independiente” que no tendrá como requisito tener instalado el sistema de base de programación, ni conexión a internet para su ejecución; esto beneficia al sector petrolero, ya que comúnmente las infraestructuras petroleras (on shore - off shore) están ubicados en lugares muy alejados de la urbanización, donde no cuentan con infraestructuras típicas de conectividad a internet. Por lo tanto, se enfocó en desarrollar un software amigable y de fácil uso que mejore la experiencia en el manejo de programas informáticos en la Industria del Petróleo y el Gas Natural. De esta manera, se asegura que los usuarios finales puedan aprovechar al máximo las funcionalidades del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1), sin la necesidad de contar con conocimientos especializados en programación o en el manejo específico del sistema de Matlab®.

5. Recomendaciones

En esta sección también se incluyen recomendaciones para futuros trabajos que se puedan realizar como continuación de este estudio, de modo que se amplíe el alcance y la aplicación del prototipo del software PROPIEDADES pVT (Versión 1.1) desarrollado en el presente trabajo.

1. Para futuras investigaciones, modificaciones y/o actualizaciones de la presente versión del software, se recomienda considerar la incorporación de otras propiedades pVT y extender el número de correlaciones pVT aplicados al sector upstream – midstream; para que este prototipo llegue a convertirse en una herramienta indispensable en el estudio y la determinación de las propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos.

2. También se recomienda ampliar la aplicación del software de forma que se pueda implementar la función “*Sistema de prueba*”, esta función permitirá al usuario realizar comparaciones estadísticas de los resultados reportados por las pruebas de laboratorio pVT versus los generados por el software; la función “*Adaptabilidad*”, esta función permitirá al usuario corregir los resultados de una determinada propiedad en el software en función del error porcentual determinado con la función “*Sistema de prueba*” y la función “*Reporte*”, el cual permitirá al usuario imprimir de manera física los casos de estudio.

Nomenclatura

Símbolo	Descripción	Unidad
$^{\circ}\text{API}$	Grados API del petróleo.	
B_g	Factor de volumen de gas.	$\left[\frac{(\text{pie}_g)^3 \text{ a c. esc}}{(\text{pie}_o)^3 \text{ a c. s.}} \right]$
B_o	Factor de volumen del petróleo.	$\left[\frac{(\text{pie}_g)^3 \text{ a c. esc}}{(\text{pie}_o)^3 \text{ a c. s.}} \right]$
B_{ob}	Factor de volumen del petróleo en el punto de burbujeo.	$\left[\frac{(\text{pie}_o)^3 \text{ a } p_b}{(\text{pie}_o)^3 \text{ a c. s.}} \right]$
$(B_o)^*$	Número correlacionado para calcular B_{ob} .	
B_{wb}	Factor de volumen del agua saturada.	$\left[\frac{(\text{pie}_w)^3 \text{ a c. esc}}{(\text{pie}_w)^3 \text{ a c. s.}} \right]$
B_w	Factor de volumen del agua bajo – saturada.	$\left[\frac{(\text{pie}_w)^3 \text{ a c. esc}}{(\text{pie}_w)^3 \text{ a c. s.}} \right]$
C_{N_2}	Correlación por presencia de nitrógeno (N_2).	
C_{CO_2}	Correlación por presencia de dióxido de carbono (CO_2).	
C_{H_2S}	Correlación por presencia de ácido sulfhídrico (H_2S).	
$(C_w)_s$	Compresibilidad isotérmica del agua con gas en solución.	$[\text{psi}^{-1}]$
C_w	Compresibilidad del agua bajo – saturada.	$\left[\frac{\text{plg}^2}{\text{lb}} \right]$
C_s	Corrección de la solubilidad del agua en gas por salinidad.	
$(C_w)_f$	Compresibilidad del agua, libre de gas.	$[\text{psi}^{-1}]$
e	Base de los logaritmos neperianos.	$e = 7182$
f^*	Factor de corrección de la compresibilidad del agua bajo – saturada, por presencia de gases en solución.	
p	Presión.	$\left[\frac{\text{lb}_f}{\text{plg}^2} \right]$
p_o	Presión del petróleo bajo – saturado.	$\left[\frac{\text{lb}_f}{\text{plg}^2} \right]$
p_f	Factor de la presión en el punto de burbujeo.	$\left[\frac{\text{lb}_f}{\text{plg}^2} \right]$
p_{ob}	Presión de saturación o de burbujeo del petróleo.	$\left[\frac{\text{lb}_f}{\text{plg}^2} \right]$
p_{pc}	Presión pseudo – crítica del gas natural.	

Símbolo	Descripción	Unidad
P_{pr}	Presión pseudo – reducida del gas natural.	
P'_{pc}	Presión pseudo - crítica ajustada del gas.	$\left[\frac{lb_f}{plg^2} \right]$
PM_{aire}	Peso molecular del aire, medido a la temperatura media (\bar{T}).	$\left[\frac{lb_m}{lb - mol} \right]$
R_s	Relación de solubilidad del gas.	$\left[\frac{(pie_{gd})^3 \text{ a c. s.}}{bl_o \text{ a c. s.}} \right]$
R_s	Relación de solubilidad del gas a la presión de saturación (p_b).	$\left[\frac{(pie_{gd})^3 \text{ a c. s.}}{bl_o \text{ a c. s.}} \right]$
R_{sw}	Relación de solubilidad del gas en el agua.	$\left[\frac{(pie_{gd})^3 \text{ a c. s.}}{bl_w \text{ a c. s.}} \right]$
$(R_{sw})_b$	Solubilidad de salmuera en agua a la presión de saturación (p_b).	$\left[\frac{(pie_{gd})^3 \text{ a c. s.}}{bl_w \text{ a c. s.}} \right]$
S	Salinidad de solidos disueltos (ClNa).	
T	Temperatura.	[°F]
\bar{T}	Temperatura media.	[°R]
T_{pc}	Temperatura pseudo – crítica del gas natural.	[°R]
Y_{N_2}	Fracción molar de nitrógeno (N_2).	
T_{pr}	Temperatura pseudo – reducida del gas.	
T'_{pc}	Temperatura pseudo - crítica ajustada del gas.	[°R]
Y_{H_2S}	Fracción molar de ácido sulfhídrico (H_2S).	
Y_{CO_2}	Fracción molar de dióxido de carbono (CO_2).	
Y_g	Densidad relativa del gas natural producido.	
Y_{gd}	Densidad relativa del gas natural disuelto.	
Y_{gf}	Densidad relativa del gas libre.	
Y_{gs}	Densidad relativa del gas normalizada a una presión de separación, 100 [lb/(plg ²) (man)].	
Y_o	Densidad relativa del petróleo.	
Y_w	Densidad relativa del agua.	
$Y_{H_2S}^{CO_2}$	Suma de las fracciones molares de dióxido de carbono y ácido sulfhídrico ($CO_2 - H_2S$).	
ϵ_3	Factor de ajuste de las propiedades pseudo – críticas.	[°R]
μ_g	Viscosidad del gas natural.	[cp]
μ_{gc}	Viscosidad del gas calculado.	[cp]
μ_h	Viscosidad del gas natural a la presión atmosférica y temperatura dominante.	[cp]
μ_o	Viscosidad del petróleo.	[cp]
μ_{ob}	Viscosidad del petróleo en el punto de saturación.	[cp]
μ_{om}	Viscosidad del petróleo muerto.	[cp]

Símbolo	Descripción	Unidad
μ_w	Viscosidad del agua bajo - saturada.	[cp]
Ξ	Factor de ajuste para calcular la presión y temperatura pseudo – crítica	
ρ_g	Densidad del gas natural.	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
$(\rho_m)'$	Densidad real de la mezcla en la correlación de <u>Dukler</u> .	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
ρ_o	Densidad del petróleo bajo - saturado.	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
ρ_w	Densidad del agua bajo – saturada.	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
ρ_{ob}	Densidad del petróleo en el punto de saturación.	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
ρ_{wb}	Densidad del agua saturada.	$\left[\frac{\text{lb}_m}{\text{pie}^3}\right]$
σ_{w1}	Tensión superficial del agua - gas a: 280 [°F].	$\left[\frac{\text{dina}}{\text{cm}}\right]$
σ	Tensión superficial agua – gas.	$\left[\frac{\text{dina}}{\text{cm}}\right]$
σ_{w2}	Tensión superficial del agua - gas a: 74 [°F].	$\left[\frac{\text{dina}}{\text{cm}}\right]$
$\%_w \text{ NaCl}$	Salinidad del agua, porcentaje en peso de cloruro de sodio.	

Agradecimientos

El autor desea expresar sus agradecimientos a la Universidad Privada del Valle. Dirección de Investigación (Sede Académica La Paz - Bolivia) por brindar la oportunidad de publicar el presente proyecto de ingeniería aplicada. Da las gracias también a los revisores del presente documento por sus correcciones y sugerencias.

Referencias Bibliográficas

Aguilar Torres, H. V. y Ceballos Montero, A. C. (2014). *Desarrollo de algoritmos para análisis integral de pozos con bombeo electro - sumergible y bombeo hidráulico tipo jet*. [Tesis de Grado, Escuela Politécnica Nacional]. Repositorio Digital Institucional de la Escuela Politécnica Nacional, EPN. <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/8724>

Ahmed, E.B., Ahmed, A. y Ahmed, E.M. (2018). *PVT property correlations selection and estimation* [Selección y estimación de correlaciones de propiedades PVT] (1a Ed). Chennai; India: Gulf professional publishing.

Ahmed, T. (2007). *Equations of state and PVT analysis* [Ecuaciones de estado y análisis PVT] (2da Ed). Houston, Texas: Gulf professional publishing.

Arteaga Tus, J. D., Gómez Soto, F. V., Iza Toapamanta, A. C., Izurieta Ballesteros, Á. J., Jiménez Escobar, T. F., Valencia Tapia, R. A. y Zurita Pedraza, K. F. (2020). Desarrollo de una herramienta informática para la simulación de reportes PVT en los pozos del oriente ecuatoriano de la arena u inferior. *Revista Politécnica*, 46(1), 21-28.

<https://doi.org/10.33333/rp.vol46n1.02>

Aramendiz Pacheco, J. J. y Velasquez Osma, M. A. (2008). *Consideraciones y procedimientos para el análisis pVT del crudo de campos maduros. Aplicación campo colorado* [Trabajo de Grado, Universidad Industrial de Santander, Colombia].

Baker, R., Regier, C. y Sinclair, R. (2003). *PVT error analysis for material balance calculations* [Análisis de errores PVT para cálculos de balance de materiales]. Conferencia Internacional del Petróleo de Canadá. Calgary, Alberta. <https://doi.org/10.2118/2003-203>

Bánzer S., C. (1996). *Correlaciones numéricas PVT* [Tesis de Gado. Universidad del Zulia, Venezuela]. <http://oilproduction.net/files/Correlaciones%20PVT-Carlos%20Banzer.pdf>

Bratland, O. (2013). *Pipe flow 1 “Single - phase flow assurance”* [Flujo de tubería 1 “Aseguramiento de flujo monofásico”] [Archivo PDF]. Dr. Ove Bratland, Flow System Pte. Ltd. <http://www.drbratland.com/free-book-pipe-flow-1-single-phase-flow-assurance/>

Garaicochea, F., Bernal, C. y López, O. (1991). *Transporte de hidrocarburos por ductos*. Colegio de Ingenieros Petroleros de México, A.C.

Gonzales, MJ. (2005). *Software para el análisis de PVT de petróleo negro KEYMODEL*. [Tesis de Maestría, Universidad de Zulia, Venezuela]. DOCPLAYER.

Guzmán Vásquez, J. E. (2009). *Análisis de un flujo bifásico con tapones hidrodinámicos largos en sistemas de producción costa – fuera* [Tesis de Doctorado, Universidad Nacional Autónoma de México]. Repositorio Digital de la Facultad de Ingeniería, UNAM.

<http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/2823>

Iza Toapanta, A. C. (2017). *Análisis y generación de correlaciones pVT del de petróleo y su aplicabilidad en el Ecuador* [Proyecto de Grado, Escuela politécnica Nacional, Ecuador]. Repositorio Digital Institucional de la Escuela Politécnica Nacional, EPN.

<http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/17368>

Khabullin, R., Khasanov, M., Brusilovsky, A., Odegov, A., Serebryakova, D. y Krasnov, V. (2014, octubre). *New Approach to PVT Correlations Selection* [Nuevo enfoque para la selección de correlaciones PVT]. Documento presentado en la Conferencia y Exposición Técnica de Exploración y Producción de Petróleo y Gas de Rusia de la SPE. Moscú, Rusia.

Llumiquinga Llumiquinga, D. S. y Proaño Cornejo, A. R. (2016). *Desarrollo de algoritmos para el dimensionamiento de una facilidad temprana de producción (EPF) en Microsoft Excel* [Proyecto de Grado. Universidad Politécnica Nacional, Ecuador]. Repositorio Digital Institucional de la Escuela Politécnica Nacional, EPN.

<https://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/15906>

MathWorks®. (2022, 14 de febrero). *Centro de ayuda, Desarrollar apps mediante App Designer*. https://la.mathworks.com/help/matlab/app-designer.html?s_tid=CRUX_topnav

Menjura Martínez, G., Serrano Martínez, A., Espinosa Gelvez, D. y Gutiérrez Rengifo, M. (2014). *Correlaciones* [Tesis de Grado. Universidad Industrial de Santander, Colombia].

Petrosky, G. y Farshad, F. (1993, octubre). *Pressure – volume - temperature correlations for Gulf of Mexico crude oils* [Correlaciones de presión-volumen-temperatura para el petróleo crudo del Golfo de México]. Documento presentado en la Conferencia y Exposición Técnica Anual de la SPE, Houston, Texas. <https://doi.org/10.2118/26644-MS>

Trauwvitz Rosas, E. F. y Torres Coria, J. M. (2008). *Flujo multifásico en tuberías*. [Tesis de pregrado. Universidad Nacional Autónoma de México]. Repositorio Digital de la Facultad de Ingeniería, UNAM. <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/8609>

Valle Tamayo, G. A., Romero Consuegra, F. y Cabarcas Simancas, M. E. (2017). Predicción de flujo multifásico en sistemas de recolección de crudo: Descripción de requerimientos. *El reventón energético*, 15(1), 87–99. <https://doi.org/10.18273/revfue.v15n1-2017008>

Yagual Bacilio, J. J. (2019). *Diseño de un software para el análisis pVT de petróleo negro* [Tesis de pregrado, Universidad Estatal Península de Santa Elena, Ecuador]. Repositorio Universidad Estatal Península de Santa Elena, UPSE.

<https://repositorio.upse.edu.ec/handle/46000/5227>

(Documento base)

Luque Veliz, D. (2022). *Sistema para la determinación de propiedades físicas de mezclas de hidrocarburos, mediante el desarrollo de un programa de aplicación informática “independiente” en App Designer bajo el lenguaje de programación del sistema de MATLAB®* [Proyecto de Grado. Universidad Privada del Valle, Bolivia].

Artículo de Revisión Bibliográfica

Aplicaciones de implantes cerebrales y su trascendencia en la actualidad

Applications of brain implants and their importance today

Sierra Martínez Natalia¹  Angulo Noelia²Carrera de Ingeniería Biomédica, Universidad Privada del Valle – Cochabamba. Email: nataliasierramartinez@hotmail.com, smn2019512@est.univalle.eduCarrera de Ingeniería Biomédica, Universidad Privada del Valle – Cochabamba. Email: noeangulo123@gmail.com – an2019457@est.univalle.edu

RESUMEN

En la actualidad los avances en la neurociencia están tomando un papel muy importante, debido a la necesidad de mejorar la calidad de vida de las personas. El presente trabajo consiste en la descripción de las aplicaciones de los implantes cerebrales y su trascendencia en la actualidad, con base en una revisión bibliográfica.

El implante cerebral ha llegado a ser considerado el futuro para el área de la neurociencia debido a que se ha logrado avances considerables, además de tener un futuro prometedor en la aplicación a personas con Alzheimer y Parkinson. También, se lo toma en cuenta como una posible solución para recuperar el movimiento en el caso de personas con parálisis, donde se busca tener control de las extremidades mediante estímulos eléctricos generados por el implante cerebral. A pesar de los beneficios del dispositivo, hay algunas desventajas que se deben tomar en cuenta, por ejemplo, el material para el dispositivo aún sigue en estudio para una mayor vida útil. Por otro lado, hubo pacientes con cambios de personalidad y un estado de depresión por la dependencia del aparato. Sin embargo, con el implante cerebral en proyectos futuros se busca mantener el control de robots y aviones exclusivamente por medio del pensamiento, también se está creando un prototipo que permitiría conectar la mente con un ordenador. Con todos los avances realizados y los que quedan por hacer, es necesario seguir con el estudio acerca este tipo de dispositivos, ya que puede cambiar y mejorar muchas vidas.

Palabras clave: *Implante cerebral, neurociencia, interfaz cerebro-máquina, estimulación cerebral, neuroprótesis.*

ABSTRACT

At present, advances in neuroscience are taking on a very important role, due to the need to improve people's quality of life. The present work consists of the description of the applications of brain implants and their current significance based on a bibliographic review. The brain implant has come to be considered the future for the area of neuroscience because considerable advances have

Citar como: Sierra Martínez, N., & Angulo, N. Aplicaciones de implantes cerebrales y su trascendencia en la actualidad. *Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55), 69-87 <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.250>

Revisado: 29/01/2024
Aceptado: 14/05/2024
Publicado: 30/06/2024

Declaración: Derechos de autor 2024 Sierra Martínez, N., & Angulo, N., Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



been made, in addition to having a promising future in application to people with Alzheimer's and Parkinson's. It is also taken into account as a possible solution to recover movement in the case of people with paralysis, where it is sought to have control of the extremities through electrical stimuli generated by the brain implant. Despite the benefits of the device, there are some disadvantages that must be taken into account, for example, the material for the device is still under study for a longer service life. On the other hand, there were patients with personality changes and a state of depression due to dependence on the device. However, with the brain implant in future projects it is sought to maintain control of robots and airplanes exclusively through thought, a prototype is also being created that will allow connecting the mind with a computer. With all the advances made and those that remain to be made, it is necessary to continue with the study of this type of device, since it can change and improve many lives.

Keywords: *Brain implant, neuroscience, brain-machine interface, brain stimulation, neuroprosthesis.*

INTRODUCCIÓN

El origen de la medicina se remonta prácticamente a la propia aparición del ser humano, ya en el Neolítico se han detectado diferentes patologías como la artritis o la acondroplasia, y hay muestras evidentes de que ya en esta época se realizaban trepanaciones (Marqués, 2021). Desde el inicio de los tiempos el hombre tiene como principal objetivo la supervivencia a su entorno, hicieron uso del ingenio y creatividad con el fin de encontrar las herramientas necesarias para su pervivencia.

Gracias a la ciencia e ingeniería se hicieron grandes descubrimientos científicos, grandes inventos para el beneficio de la humanidad. La tecnología cada día se vuelve primordial en muchos aspectos de la vida, y al hablar de salud, es indispensable. La tecnología en la medicina salva vidas, mejora la salud y en muchos casos contribuyen a una sanidad sostenible, son una serie de ventajas y beneficios que vienen con ella. Continuamente hay innovaciones y cada año se hacen proyecciones de avances en este sector.

Durante mucho tiempo el cerebro ha sido estudiado de muchas maneras. La neurociencia aborda el estudio del funcionamiento cerebral desde una perspectiva multidisciplinaria, integrando aportes de diversas disciplinas como la física, la química, la biología, la neurología, la genética, la informática, la psiquiatría y la (neuro)psicología. Estos estudios son fundamentales para comprender los procesos mentales, especialmente aquellos de naturaleza compleja, como la inteligencia, la conciencia, la personalidad y las emociones (Tirapu Ustárro, 2024).

La neurociencia tiene varias ramas de estudio específicas como la neurociencia cognoscitiva, esta se enfoca en la relación entre el cerebro y la mente desde diferentes puntos de vista (Albright et al., 2000). De la misma forma la neurociencia computacional explica cómo se utilizan las señales eléctricas y químicas en el cerebro para representar y procesar información (Sejnowski et al., 1988).

Entre las primeras investigaciones en relación con el desarrollo de chips informáticos, según Horgan (2005), Theodore Berger elaboró chips capaces de ser enlazados con las neuronas en un esfuerzo por compensar la pérdida de memoria. Explicó que debido a las condiciones del cerebro y la corrosión que podría sufrir el chip, el desafío en la creación de estos dispositivos está en establecer una conexión fiable y de largo plazo entre las neuronas y el implante.

El implante cerebral no solo toma en cuenta el avance en la creación del puente entre cerebro-máquina, sino también significa tener la posibilidad de tener un dispositivo que pueda mejorar la calidad de vida de las personas con pérdida de la función muscular, teniendo como objetivo devolver la capacidad del movimiento de brazos y piernas. Además con el implante, es posible tratar el Parkinson mediante estímulos, de la misma forma se lograría tratar el Alzheimer, en cuanto a mejorar la memoria y en otros casos evitar la pérdida de memoria, incluso el implante podría ser utilizado en personas con depresión. Hay investigaciones que han evaluado la estimulación cerebral profunda en regiones como el núcleo accumbens (NAc), esta región es la puerta de entrada en el circuito de la recompensa y el placer, de modo que al no funcionar correctamente, estaría directamente relacionado con dos manifestaciones fundamentales del trastorno depresivo. Reportes anteriores de individuos con trastorno depresivo resistente al tratamiento (DRT) que han sido sometidos a Estimulación Cerebral Profunda (DBS) en el Núcleo Accumbens (NAc) han demostrado mejoras en el estado de ánimo e incluso observaron cambios positivos en la interacción social con su entorno. Sin embargo los casos de estudio son pocos por lo cual es necesario más investigaciones para que en un futuro se pueda realizar estas estimulaciones mediante implantes cerebrales (Pérez et al., 2020).

Este trabajo tiene la finalidad de dar a conocer que, dentro de los avances tecnológicos en el área de la neurociencia, se tiene al implante cerebral, que tiene como objetivo principal, generar una interfaz cerebro-máquina o cerebro-computadora. Se expondrá las características que posee y la manera en la que es implementado en el paciente, analizando los pros y contras del dispositivo. Es difícil prever lo que depara la ciencia médica, sin embargo, es necesario adaptarse y seguir el desarrollo de la medicina para ofrecer los servicios médico-tecnológicos precisos para salvar y mejorar la calidad de vida.

METODOLOGÍA

•Definición del tema

El presente estudio pretende aumentar los conocimientos referentes a las investigaciones en el campo de la ingeniería biomédica, reflejados en una recolección bibliográfica donde se analiza los avances y los resultados de investigaciones realizadas en la carrera. Otro de los motivos esenciales para llevar a cabo la investigación es que la misma representa todos aquellos intereses que se quiere alcanzar al culminar la carrera, además de implementar este tipo de investigaciones en el país y el deseo constante de superación.

Ya teniendo trabajos de investigación base sobre nuevos avances en la profesión que se está desarrollando, se comenzó con la búsqueda de información referente al área en la cual se quería realizar el estudio. Se identificaron bastantes descubrimientos tecnológicos en el campo de la medicina, los cuales han hecho un gran aporte a la evolución de los diferentes tratamientos o procedimientos médicos que se practican, tal es el caso del implante cerebral que manifiesta grandes avances en el campo de la neurociencia. Debido al amplio campo sobre el tema, nace una pregunta fundamental para la definición del objeto por estudiar: ¿Qué es un implante cerebral? tomando en cuenta la extensa cantidad de respuesta encontradas, nacieron muchas más interrogantes con las cuales se pudo consolidar el trabajo. La selección del tema a investigar se debió a la complejidad de este dispositivo y la tecnología aplicada para su funcionamiento, además de los beneficios que se puede tener con su implementación.

•Fijar los límites de la investigación

Los límites establecidos para la elaboración del documento partieron de la pregunta base ¿Qué es un implante cerebral? Mediante la cual fueron definidas las preguntas de investigación que delimitarían el tema, donde se buscó estructurar el desarrollo con los puntos de estudio más importantes del implante cerebral, y se llegó a las preguntas de ¿Cómo funciona un implante cerebral y qué propósito tiene?; ¿Qué características posee?; ¿Cómo es implementado en el paciente?; ¿Qué beneficios y riesgos se tiene al usar este tipo de implante? Y finalmente ¿Qué avances se obtuvieron en las últimas pruebas de funcionamiento?

•Obtención y filtrado de fuentes de información respecto al tema elegido

En primer lugar, se llevó a cabo una búsqueda en Google Scholar de documentos e investigaciones de neurociencia publicados por diferentes fuentes a nivel internacional. Para poder realizar una investigación más específica se tomó en cuenta las palabras claves como ser implante cerebral, interfaz cerebro máquina, implante neural, avances en neurociencia, proyectos en neuroprótesis, implante electrónico. Se buscó en revistas, páginas web y periódicos en las que fueron mencionados los avances de los implantes cerebrales. Esta búsqueda se hizo tanto en español como en inglés y sin límite de fecha. Entre las fuentes se tiene dos periódicos Blandria Sofia, El Ciudadano (2019); Song Aly, La Voz de Galicia (2020); Hamzelou Jessica, Heraldo(2017); New Scientist, Hamzelou Jessica (2017); The New York Times, Carey Benedict (2018); Advanced Funtional Materials, Bettinger Christopher(2018) ; Institut Guttmann (2018); Nature Outlook:The brain, Drew Liam (2019); IEEE Spectrum, Bouton Chad (2021); y la fuente de la que se encontro mayor cantidad de información es la página web teniendo entre este 12 de las fuentes las cuales son Xacata, Pastor Javier (2015); Salud Carlos Slim,Francisco Ponce (2016); Nasa, Lineberry Denise (2017); Clinic Barcelona, Falgas Martinez (2018); The Verge, Chen Angela (2018); Institut Guttmann(2018); Future and Healthcare, Musk Elon(2019); NeuroClass, Marte Hugo(2019); OpenMind BBVA, Martín Bruno(2019); Parkinson's Foundation (2021); MCPRO, Juan Ranchal (2021) y Clinic Cloud, Marqués Frederic (2021). Se analizaron además las referencias bibliográficas de los elementos seleccionados con el fin de rescatar otros estudios potencialmente incluíbles para la revisión. El principal criterio de exclusión fue que los artículos no incluyeran información sobre el autor y la fecha de publicación de este.

•Redacción de la investigación

En la elaboración del desarrollo del trabajo, se tomó en cuenta los ámbitos más importantes que abarcan gran parte de la investigación respecto de los implantes cerebrales, se buscó responder a las preguntas de investigación planteadas llegando a establecer 5 puntos principales: El implante cerebral y su propósito en la actualidad, donde se explicaron los antecedentes respecto del tema y algunos avances actuales. El segundo punto es características, funcionamiento y tipos de implantes; el tercer punto es el proceso de interfaz cerebro-máquina; el cuarto punto es efectos del uso de implantes cerebrales y el quinto punto es futuros avances respecto a implantes cerebrales.

DESARROLLO

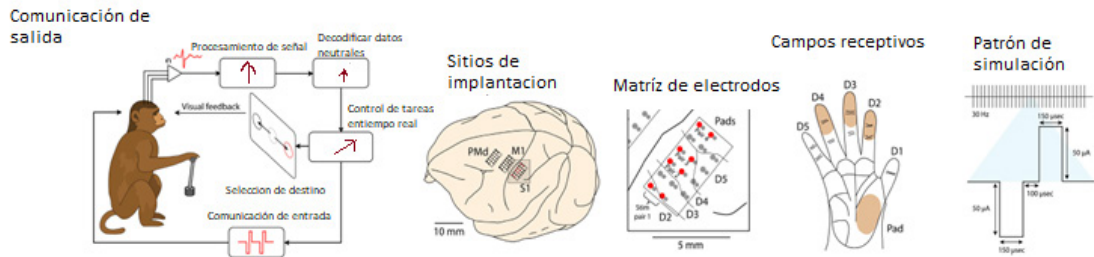
El implante cerebral y su propósito en la actualidad

En los últimos años, los avances de la tecnología han permitido encontrar una solución a muchos desafíos e incógnitas de la medicina, cosas que antes parecían imposibles, actualmente son una posibilidad o están en proceso de estudio. Los implantes cerebrales o implantes neurales son un claro ejemplo del desarrollo de la tecnología en la medicina. Estos dispositivos implantables, son electrodos posicionados de forma quirúrgica, directamente en el tejido encefálico. Tienen la finalidad de captar señales eléctricas derivadas de las sinapsis de grupos de neuronas determinadas o bien de estimular las conexiones neurales (Marte, 2019).

En marzo de 1998, un paciente diagnosticado de “síndrome de cautiverio” se convirtió en el primer sujeto al que le conectaron en el cerebro una interfaz cerebro-ordenador que le permitía comunicarse con un ordenador, puesto que podía desplazar un cursor con su pensamiento. Este descubrimiento tecnológico fue llamado implante cerebral biónico, Maguire & McGee (2010), dieron a conocer la posible activación de una BCI sencillamente con el raciocinio. Los primeros trabajos sobre conexión directa del cerebro con manipuladores locales y remotos fueron hechos por investigadores en neurociencias de la Universidad de Duke que lograron entrenar a un mono para que controle con su pensamiento un brazo mecánico.

Las pruebas realizadas a monos fueron una experiencia completamente nueva. Según Nicolelis et al (2009), la Figura 1 muestra el proceso que se llevó a cabo. El mono se encontraba frente a una pantalla de video en la que se proyectaban las imágenes de un cursor y objetivos visuales, este adquiría los objetivos con el cursor, ya sea manualmente mediante un joystick o por la actividad de poblaciones de células motoras corticales. Se le implantaron matrices de microalambres en dos áreas corticales motoras (premotora dorsal, PMd y motora primaria, M1) y un área somatosensorial primaria (S1). Los círculos rojos indican pares de electrodos utilizados para la interfaz, esta contaba con líneas entre los electrodos para indicar los límites del campo receptivo. La palma del mono tenía regiones sombreadas que indicaban los campos receptivos para los pares de electrodos utilizados para ICMS y finalmente utilizaba los parámetros del tren de pulsos ICMS.

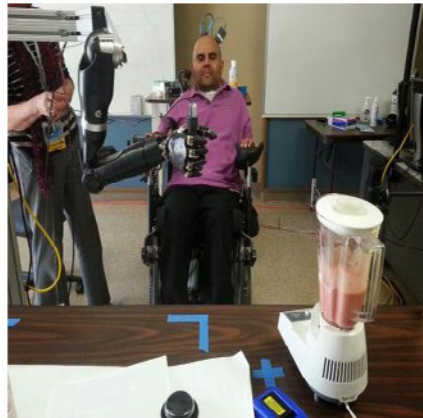
Figura 1. Esquema del paradigma experimental



Fuente: Nicolelis et al, 2009. (Traducido por las autoras)

Cada descubrimiento acerca los implantes cerebrales, ha dado a conocer las posibles soluciones a dificultades a nivel neuronal que pueden ser curadas, gracias al uso de este tipo de implante. Granado (2015), analizó el estudio del grupo conformado por investigadores de The California Institute of Technology y The University of Southern California, donde construyeron un implante cerebral que tiene como finalidad devolver la sensación de control a los pacientes con traumas por lesiones. Es un implante que permite el movimiento de la mano robótica de la Figura 2 mediante impulsos cerebrales, es decir que este implante permitiría a personas con parálisis a controlar el brazo robótico mediante los impulsos cerebrales, sin necesidad de que el paciente este en contacto con cables al brazo robótico, permitiendo una mayor autonomía, pero con una cierta movilidad limitada.

Figura 2. Registro del control de la mano robótica



Fuente: Granado, 2015. (Traducido por las autoras)

De la misma forma, el proyecto multicéntrico diseñado por científicos del Thomas Jefferson Hospital University, Emory University Hospital, University of Texas Southwestern Medical Center, Dartmouth-Hitchcock Medical Center y Hospital of the University of Pennsylvania ha desarrollado un implante cerebral con el fin

de mejorar la memoria. Carey (2018) afirma que el dispositivo funciona como un marcapasos, envía impulsos eléctricos para ayudar al cerebro cuando hay dificultad al retener información nueva, pero se queda en pausa cuando detecta que el cerebro está funcionando bien.

Todas las investigaciones que se han ido realizando respecto al tema durante los últimos 15 años, han demostrado que cada vez la relación que se pueda establecer entre humano-máquina está más cerca de lo que se pensaba. Es decir que las limitaciones que se tenían antes ya no serán un obstáculo en la actualidad.

Características, funcionamiento y tipos de implantes

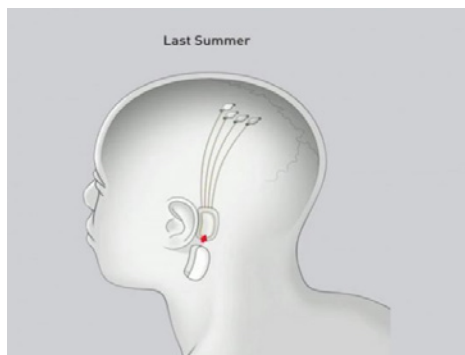
Con el fin de comprender el funcionamiento de los implantes cerebrales, se debe conocer el concepto de neuroprótesis. Son conocidas como tecnología de estimulación eléctrica que reemplazan a los sistemas y organismos neuromusculares dañados o de mal funcionamiento, intentando restaurar procesos corporales normales, creando o mejorando la función, y reduciendo el dolor. Estos sistemas pueden ser implantados o utilizados de manera externa sobre el cuerpo Muccio (2005).

Se considera que están definidas como interfaces neuronales de salida que convierten las intenciones del cerebro en acciones externas, actuando como interfaces neuronales de entrada, toman toda la información del entorno y la convierten en percepciones (Pastor, 2015).

Según la página web del instituto Guttman (2018), la neuroprótesis, es el resultado de la aplicación de los últimos avances tecnológicos, fundamentalmente en microelectrónica, computación y cirugía. Actualmente, es el campo de estudio que más está contribuyendo a la mejora de la calidad de vida de personas con lesiones neurológicas (www.guttmanninnova.com).

Según Musk (2019), gracias a la neurocirugía, el implante de la Figura 3 es colocado en el cerebro para poder conectarse a miles de neuronas y registrar su actividad. La información obtenida de las neuronas y su actividad se interpreta a través de un procesamiento digital en tiempo real. Esta interpretación permite enviar nuevos datos al implante que enviará señales eléctricas para estimular determinadas neuronas previamente identificadas. Estas señales o estímulos enviados por el implante permiten al cerebro iniciar una acción, como la capacidad de controlar máquinas, ordenadores o dispositivos móviles.

Figura 3. Modelo del implante cerebral



Fuente: Musk, 2019. (Traducido por las autoras)

Los investigadores Naufel & Klein (2020), informaron que para garantizar registros neuronales consistentes a largo plazo, se están desarrollando microelectrodos intracorticales de próxima generación con un mayor énfasis en la reducción de la respuesta neuroinflamatoria y mejor calidad de grabación. Se puede ver progresos en la elaboración, desde los materiales inorgánicos tradicionales hasta el enfoque en minimizar la huella de microelectrodos o incorporar materiales compatibles, moléculas bioactivas, polímeros conductores o nanomateriales.

Según la fuente mencionada anteriormente, Marte (2019), divide los implantes cerebrales en dos grupos: Implantes receptores que tiene como finalidad obtener y transmitir información de la actividad cerebral, e implantes estimuladores que transmiten toda la información mediante impulsos eléctricos que llegan al tejido encefálico. Esta clasificación cuenta con aplicaciones que se están utilizando en diversos ámbitos, permitiendo a un sinnúmero de personas recuperar la esperanza de una cura para sus padecimientos que, en algunos casos, son de pronóstico poco alentadores.

Proceso de interfaz cerebro-computadora (ICC) o (BCI)

Desde el año 1929, el doctor Hans Berger aplicó por primera vez la técnica de la electroencefalografía, esta fue utilizada por doctores y científicos para averiguar el manejo del cerebro. Además, se ha especulado sobre la probabilidad de utilizar el electroencefalograma para descifrar intenciones, de manera que una persona pudiera mantener el control de determinados dispositivos desde su actividad cerebral (Ramos-Argüelles et al., 2009).

Los sistemas de Interfaz Cerebro-Computadora según Moreno et al (2019), se basan en la característica del cerebro de emitir señales eléctricas, y cómo a través de la captación de estas señales, se pueden generar comandos de computador que controlen sistemas como sillas de ruedas con motores.

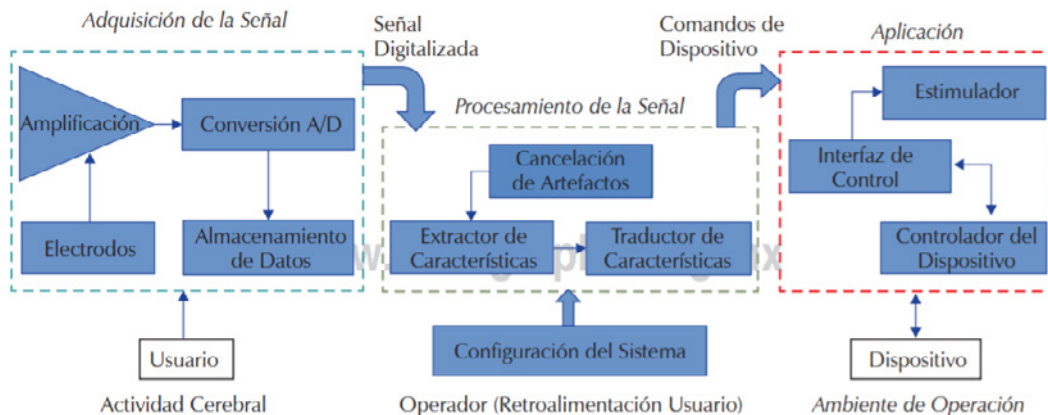
Las tecnologías interfaz cerebro-computadora y la estimulación eléctrica funcional han avanzado significativamente en las últimas décadas. El significado de la

interfaz cerebro-maquina, es muy importante porque gracias a esta, se logra crear el puente entre dos elementos que juntos podrían cambiar la vida de las personas. Las interfaces cerebro-computadora según Bouton (2020), han proporcionado grabaciones neuronales con mayor resolución espacial y se han combinado con sofisticados algoritmos de decodificación neuronal y sistemas de estimulación eléctrica para descifrar señales adquiridas en el cerebro y traducirlas en patrones espacio-temporales. Estos algoritmos de decodificación deben aprender a reconocer patrones neuronales en el cerebro que se generan cuando un usuario piensa en un movimiento que le gustaría ejecutar.

El sistema de interfaz cerebro-computadora ayuda a obtener una comunicación directa entre la actividad cerebral y un dispositivo externo para realizar una acción. Alrumiah et al (2020), explica que las ondas cerebrales son el componente principal del sistema interfaz cerebro-computadora. El procesamiento del sistema comienza con la adquisición de señales cerebrales, procesando estas señales y luego ejecuta una acción específica. La Figura 4 da a conocer la estructura de cualquier sistema ICC en el que las señales cerebrales son detectadas por los electrodos en el cuero cabelludo, el cráneo o dentro del cerebro humano, y se procesan para extraer las características deseadas que se consideran las intenciones del usuario.

Primero se realiza el proceso de adquisición de señal del usuario o paciente, en el que mediante electrodos y un amplificador, se obtienen los datos para llevarlos a un convertidor A/D y ser almacenados. A continuación, el siguiente paso es el procesamiento de la señal, donde se busca cancelar los artefactos, extraer la información característica y relevante de la señal para finalmente ser traducida. El tercer paso es la aplicación con el dispositivo, en el cual se tiene al controlador del dispositivo mediante una interfaz de control o manejo para llevar a cabo los estímulos.

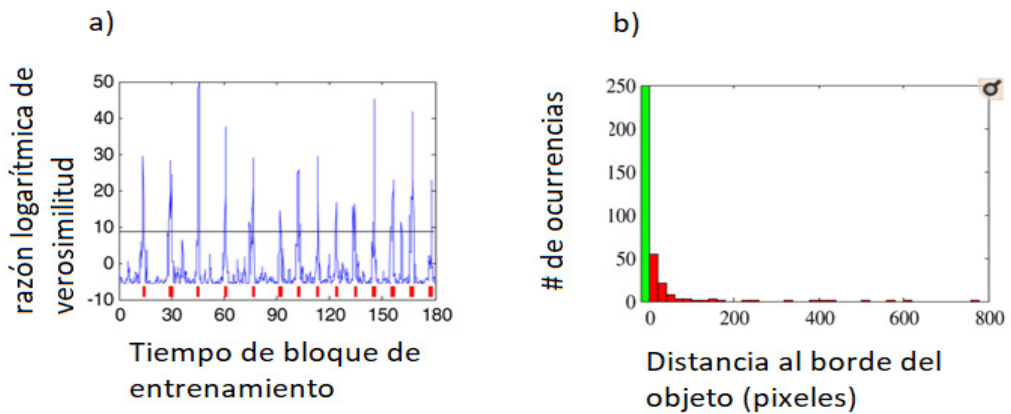
Figura 4. Estructura básica del sistema BCI o ICC



Fuente: Alrumiah et al, 2020

El estudio de seguimiento de Simeral et al (2011), se centró en la información crítica obtenida de un grupo de pacientes con implante de una matriz de microelectrodos intracorticales. El seguimiento se realizó en cinco días consecutivos, donde se hicieron ensayos a un paciente tetrapléjico, después de 1000 días de la implantación de una matriz de microelectrodos intracorticales, con los resultados de la Figura 5, se demostró que dicho sistema de interfaz neuronal puede proporcionar un control repetible y preciso de una interfaz de computadora.

Figura 5. a) Demostración de las pruebas de validación durante la construcción del filtro en el día 1000. b) Distribución de distancias entre el cursor neuronal y el borde del objetivo para todos los clics durante la tarea de evaluación.



Fuente: Simeral et al, 2011. (Traducido por las autoras)

Existen diversas clases de BCI en desarrollo que emplean diferentes sensores y algoritmos de decodificación (Martini et al., 2019). Las BCI intracorticales utilizan sensores que se implantan quirúrgicamente en la superficie cortical, permitiendo el acceso a neuronas individuales ricas en información y potenciales de campo locales sin degradación en el contenido de la señal debido al promedio espacial y al filtrado óseo presentes en enfoques no quirúrgicos (Brandman et al., 2017). Cualquier dispositivo médico implantado debe contar con un perfil de seguridad adecuado antes de su uso clínico. Esto garantiza que los pacientes, cuidadores y profesionales de la salud puedan tomar decisiones informadas sobre los riesgos y beneficios asociados.

En este contexto, se han realizado dos revisiones que abordan la seguridad de las BCI implantadas. Una de ellas se centra en conjuntos de electrodos de stent endovascular, informando principalmente sobre el rendimiento de los electrodos y las características estructurales del seno venoso implantado (Sauson Soldozy et al., 2020). La otra revisión incluye un análisis de conjuntos de microelectrodos intracorticales, incluyendo algunos datos inferidos de los participantes del ensayo BrainGate. Sin embargo, la única métrica de seguridad reportada fue la duración de la implantación del dispositivo, utilizada como marcador sustituto de los días sin complicaciones importantes (Bullard et al., 2020).

Efectos del uso del IC

Al tener tantos avances realizados con respecto al implante cerebral, se tuvieron como resultados muchos beneficios posibles hacia las personas con enfermedades neurodegenerativas, problemas de parálisis parcial o total de las funciones musculares o incluso descubrimientos en el control dispositivos electrónicos mediante el pensamiento. Según Ramirez et al (2016), se ha descubierto que la estimulación subtalámica mediante implantes cerebrales ayuda al cerebro de las personas con Parkinson incluso 10 años después de que éste se haya realizado, asegura que los pacientes con este tipo de implante presentan una mejora en la función motora transcurrido este periodo de tiempo.

Los procedimientos quirúrgicos de las cirugías en un estado del paciente despierto y dormido dieron resultados que demostraron la precisión de la focalización de la colocación de los cables es confiable, además de un procedimiento seguro. No hubo diferencias significativas en los resultados clínicos, los costos o las complicaciones entre las técnicas (Wang et al., 2019).

La estimulación cerebral profunda del núcleo subtalámico es una técnica eficaz y segura en personas con Parkinson. Una organización sin fines de lucro (Parkinson's Foundation), dio a conocer los avances de recuperación de pacientes con Parkinson, afirmó que una de las posibles soluciones es el dispositivo médico operado por baterías, implantado quirúrgicamente llamado neuroestimulador, similar a un marcapasos cardíaco y de un tamaño similar al de un cronómetro, sirve para administrar estimulaciones eléctricas a áreas específicas del cerebro que controlan el movimiento, bloqueando las señales nerviosas anormales que causan temblores provocando la pérdida de control muscular (Parkinson's Foundation, 2021).

El Alzheimer es una enfermedad que implica la pérdida progresiva de las neuronas, teniendo como consecuencia que el sistema nervioso no pueda realizar su función con normalidad (Falgas Martínez, 2018).

Los ensayos clínicos de los dispositivos implantados en pacientes de la fase 2 realizados en The Barrow Center for Neuromodulation por Ponce (2016), dieron como resultado que el uso de la estimulación profunda cerebral en pacientes con Alzheimer es completamente seguro. Han indicado la posibilidad de ralentizar el deterioro cognitivo en algunos pacientes, e incluso se ha demostrado cambios metabólicos en el cerebro que puede demorar la progresión de la enfermedad.

Según Asaad et al (2016), hasta el día 90 del postoperatorio, no hubo evidencia de morbilidad neurológica permanente ni casos de mortalidad. Este ensayo sugirió que la estimulación profunda cerebral bilateral se puede realizar de forma segura y fue bien recibida por el grupo de pacientes. Quedó por evaluar la seguridad y eficacia de la estimulación eléctrica durante un año en el grupo de pacientes. La estimulación cerebral mediante los implantes cerebrales podría controlar los ataques de epilepsia, demencia e incluso la depresión.

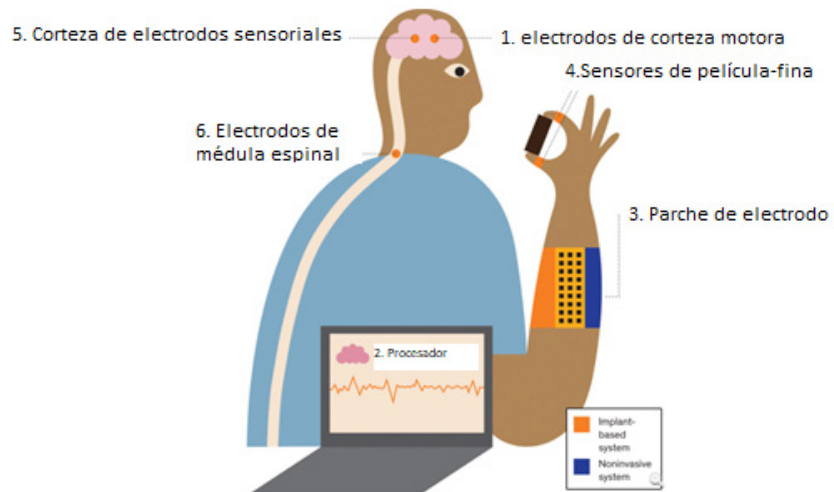
Una de las últimas investigaciones realizadas por Nikunj Bhagat, Santosh Chandrasekaran y Richard Ramdeo se basaron en implantes cerebrales para el control de alta fidelidad de las extremidades paralizadas. Bouton (2021), afirma que emplearon otro elemento tecnológico portátil no invasivo que proporciona un control menos preciso, pero tiene la ventaja de no requerir cirugía cerebral, además

que fue una de las primeras veces que una persona paralizada logró controlar sus propios músculos con un implante cerebral.

En la Figura 6, se ilustra el funcionamiento del implante, el cual capta las señales neuronales generadas por la persona (1). Estas señales cerebrales, inicialmente ruidosas, son posteriormente decodificadas por un procesador alimentado (2). A continuación, se envían instrucciones de estimulación nerviosa a un parche de electrodos (3) ubicado en el antebrazo del paciente.

Cuando la persona agarra un objeto, los sensores ubicados en la mano (4) registran la información sensorial. Todos los datos recopilados son enviados de vuelta a través del procesador, y las instrucciones de estimulación se transmiten a conjuntos de electrodos implantados en la corteza sensorial (5). Este paso permite a la persona sentir el objeto y ajustar su agarre según sea necesario.

Adicionalmente, otro conjunto de electrodos ubicados en la médula espinal (6) estimula los nervios espinales durante este proceso, con la esperanza de fomentar el recrecimiento y la reparación.



Fuente: Bouton, 2021. (Traducido por las autoras)

A pesar de la evolución con respecto a este tipo de implante, hay ciertas dificultades, tanto en materiales como en algunas consecuencias a largo plazo en el uso de estos dispositivos. Según Chen (2018), los implantes en el cerebro no son intrínsecamente peligrosos. La implantación no es dolorosa ya que no hay neuronas sensoriales en el cerebro, tampoco provoca enfermedades crónicas. Puede romper algunos vasos sanguíneos, pero estos vasos suelen tener tres o cuatro cabellos humanos de ancho, por lo que no causaría, un derrame cerebral. Tampoco afectaría a la capacidad cognitiva.

Una de las dificultades mencionadas por Bettinger (2018), es la vida útil del dispositivo, ya que simplemente no es muy práctico tener una cirugía elaborada y que ese dispositivo solo funcione unos pocos meses. Por eso, se está trabajando en

formas de extender la vida útil de estos dispositivos, además de tomar en cuenta las posibles reacciones que puede tener el cuerpo a ciertos materiales utilizados en el dispositivo.

Por otra parte; Martin (2019), afirma que uno de los efectos que tuvo uno de los pacientes con un implante cerebral, fue el cambio de personalidad, el caso de Neil Harbisson, es un claro ejemplo, ya que este paciente desarrolló una dependencia tan grande que no se considera completamente humano, es decir que sin el dispositivo entra en un estado de depresión por la dependencia del aparato. También se ha generado efectos secundarios debido a la estimulación profunda cerebral, donde se ha desarrollado una hipersexualidad, adicción al juego y otros comportamientos impulsivos. Otros pacientes afirman haber percibido alteraciones referentes a la percepción del 'yo'.

Según Drew (2019), Para los neuroéticos, surge una preocupación ante la inserción de un dispositivo de toma de decisiones en el cerebro de un individuo, planteando interrogantes sobre la continuidad de su autonomía, especialmente cuando estos sistemas de bucle cerrado incorporan cada vez más software de inteligencia artificial capaz de adaptarse de manera autónoma en sus operaciones. En situaciones como la de un dispositivo diseñado para monitorear la glucosa en sangre y controlar automáticamente la liberación de insulina para tratar la diabetes, la toma de decisiones en nombre del paciente no suscita controversias. No obstante, las intervenciones bien intencionadas en el cerebro no siempre son recibidas de manera positiva. Por ejemplo, una persona que utiliza un sistema de bucle cerrado para manejar un trastorno del estado de ánimo podría encontrarse incapaz de experimentar emociones negativas, incluso en situaciones consideradas normales, Es decir que, si cuentas con un dispositivo que constantemente interviene en tu pensamiento o toma de decisiones, podría comprometerte como agente, por lo que se encontró con el término "simbiosis radical". Moya y Peretó (2011), definen la simbiosis como un término, que significa una coexistencia íntima de dos especies para beneficio mutuo. De acuerdo con la fuente mencionada anteriormente, a medida que se trabaja para conectar el cerebro humano a las computadoras, se utiliza cada vez más para describir la relación potencial de los humanos con la inteligencia artificial. Fusionar tecnologías digitales con cerebros humanos puede tener efectos provocadores, sobre todo en el comportamiento de las personas.

Futuros avances respecto de los implantes cerebrales

Las metas a futuro para la ampliación de los sentidos humanos de la NASA integran el desarrollo de tecnologías que permitan la construcción de una BCI que logre agrandar las habilidades de los sentidos. Se ha invertido mucho dinero para financiar la investigación del desarrollo de sistemas cerebro-máquina. El objeto de dichos proyectos es mantener el control de robots y aviones exclusivamente por medio del pensamiento (Lineberry, 2017). También existe una técnica que según Belandria (2019), ha sido probada en ratones, esta podría ayudar a detectar anticipadamente enfermedades cerebrales como el Parkinson o el Alzheimer. Un grupo de investigadores del Instituto Avanzado de Ciencia y Tecnología de Corea (KAIST), la Universidad de Colorado en Boulder (Estados Unidos), ha creado un dispositivo que puede manipular los circuitos neuronales utilizando un pequeño implante cerebral controlado por un teléfono inteligente.

Elon Musk anunció avances sobre el implante cerebral que está desarrollando, este prototipo permitiría conectar la mente con un ordenador, entre algunos de sus avances se tiene el prototipo probado en un chanco. Song (2020), da a conocer que la conexión es realizada a través de bluetooth, este dispositivo fue probado por dos meses en cerdos y se observó que el implante era capaz de leer sus pensamientos mientras jugaba, entrenaba y dormía, en el futuro se planea utilizar tecnología inalámbrica que permita aumentar la transferencia de datos. De la misma forma, otra prueba tuvo como objeto de estudio a un mono. Ranchal (2021), afirma que el mono cuenta con un implante inalámbrico en el cráneo con el que puede jugar videojuegos con la mente. Sin un controlador al que agarrarse, el cerebro del mono envía los impulsos con la intención de mover la pala de Pong de forma manual y el implante hace el resto para hacer de puente.

Además, Dong Song investigador de la Universidad del Sur de California desarrolló el dispositivo que integra un software programado con un neurocódigo identificado y desarrollado a partir del análisis y estudio de las señales cerebrales (Barral, 2017). El implante cerebral genera impulsos que replican el patrón de un cerebro normal, constituyendo una especie de by pass cerebral para sortear la región dañada. El mismo ya fue probado en humanos, pacientes que poseían electrodos implantados en el cerebro como parte de un tratamiento para la epilepsia. Hamzelou (2017), anuncia que el implante había estimulado tanto a los pacientes que, la capacidad de recordar momentos a corto plazo mejoró en más de un 15%. Mientras que la memoria operativa registró un aumento de más de 25%.

CONCLUSIONES

A partir del desarrollo de la investigación, se ha concluido que el implante cerebral es un avance tecnológico que podría cambiar la vida de muchas personas, tanto como para personas con pérdida de función muscular, o personas que sufren con Parkinson, Alzheimer e incluso pacientes con depresión. Con toda la información obtenida, se estableció que los avances iniciaron alrededor del año 2000, donde se vieron las primeras interfases entre el cerebro y la computadora, generando estímulos que permitieron el control de un cursor. Todos los procedimientos dieron a entender que había la posibilidad de la creación de un puente entre el cerebro y la computadora, permitiendo una conexión que a futuro podría ser beneficiosa para muchas personas.

En cuanto a la clasificación de implante cerebrales; se analizó dos tipos, los implantes receptores que tiene como finalidad obtener y transmitir información de la actividad cerebral, e implantes estimuladores que transmiten toda la información mediante impulsos eléctricos que llegan el tejido encefálico. Esta clasificación tiene aplicaciones que se están utilizando en diversos ámbitos, permitiendo recuperar la esperanza de una cura para padecimientos que, en algunos casos, son de pronóstico poco alentadores. Se dieron a conocer los avances realizados en los últimos años; Siendo la mayoría creación necesaria de una matriz cerebro-computadora o también conocida como ICC.

Muchas investigaciones tuvieron resultados óptimos, tanto en el funcionamiento del implante como la implementación de este en otros organismos y seres humanos. En el caso de la enfermedad de Parkinson, un estudio dio a conocer que al administrar estimulaciones eléctricas a áreas específicas del cerebro que

controlan el movimiento, se logra bloquear las señales nerviosas anormales que causan temblores. Así mismo en el Alzheimer, el dispositivo dio indicios de la posibilidad de disminuir el deterioro cognitivo en algunos pacientes, ralentizado la pérdida de memoria. En casos de parálisis, estudios lograron que una persona con vuelva a tener control de su brazo después de 20 años, logrando levantar un vaso de agua. En las pruebas preliminares en animales, un mono fue capaz de tener control de un cursor de computadora mediante el pensamiento.

A pesar de los buenos resultados en la presente revisión bibliográfica, se detectaron algunas dificultades al realizar los implantes cerebrales, por ejemplo, la búsqueda de un material adecuado aún sigue siendo un tema estudiado por los científicos. Otros aspectos que se tomaron en cuenta fueron las pruebas realizadas, algunos pacientes sufrieron ciertas alteraciones emocionales después de colocar el implante. Es decir, hubo pacientes con cambios de personalidades, otros presentaron un estado de depresión por la dependencia del aparato y también se ha generado efectos secundarios, donde se ha desarrollado una hipersexualidad, adicción al juego y otros comportamientos impulsivos, incluso hay pacientes que afirman haber percibido alteraciones referentes a la percepción del 'yo'.

Todos estos efectos fueron analizados y se concluyó que, a pesar de las dificultades, el implante sería de ayuda para muchas personas alrededor del mundo, iniciando un estudio en Bolivia respecto al tema traería muchos avances en la medicina y el estudio de un órgano tan complejo como lo es el cerebro. En las investigaciones a futuro, se busca mantener el control de robots y aviones exclusivamente por medio del pensamiento, también se está creando un prototipo que permitiría conectar la mente con un ordenador para que pueda ser controlada mediante el pensamiento. De la misma manera se está diseñando un implante que genera impulsos donde se replica el modelo de un cerebro normal, creando una especie de by pass cerebral para eludir la región dañada.

Bibliografía

Albright, T. D., Kandel, E. R., & Posner, M. I. (2000). *Cognitive Neuroscience*. doi: [https://doi.org/10.1016/S0959-4388\(00\)00132-X](https://doi.org/10.1016/S0959-4388(00)00132-X).

Alrumiah S. S, Alhajjaj L. A, Alshobaili J. F, Ibrahim DM Una revisión sobre la interfaz cerebro-computadora (BCI) Spellers: P300 Speller. *Biosc.Biotech.Res. Comm.* 2020; 13 (3).

Asaad, W., Foote, K., Anderson, W., Beasley, K., Reymers, D., & Ponce, F. (2016). Estimulación cerebral profunda bilateral del fórnix para la enfermedad de Alzheimer: seguridad quirúrgica en el ensayo ADvance. *Journal of Neurosurgery*, 125(1), 1-238.

Barral, M. (5 de diciembre de 2017). Heraldo. Obtenido de Heraldo: <https://www.heraldo.es/noticias/sociedad/2017/12/05/implantes-cerebrales-para-ampliar-capacidades-1212001-310.html?autoref=true>

Belandria, S. (23 de agosto de 2019). El Ciudadano. Obtenido de El Ciudadano: <https://www.elciudadano.com/ciencia-tecnologia/cientificos-crean-un-dispositivo-capaz-de-manipular-neuronas-cerebrales-desde-un-smartphone/08/13/>

Bettinger, C. (24 de mayo de 2018). Interfaces neuronales ultracompatibles basadas en hidrogel fabricadas mediante impresión por microtransferencia en fase acuosa. *Advanced functional materials*, 28(29), 180-. doi:10.1002/adfm.201801059.

Bouton, C. (9 de marzo de 2020). Fusionando la interfaz cerebro-computadora y las tecnologías de estimulación eléctrica funcional para la restauración del movimiento. Obtenido de Fusionando la interfaz cerebro-computadora y las tecnologías de estimulación eléctrica funcional para la restauración del movimiento: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444639349000226>

Bouton, C. (26 de enero de 2021). Los implantes cerebrales y los wearables permiten que las personas parálíticas se muevan de nuevo. Obtenido de Los implantes cerebrales y los wearables permiten que las personas parálíticas se muevan de nuevo: <https://spectrum.ieee.org/biomedical/bionics/brain-implants-and-wearables-let-paralyzed-people-move-again>

Brandman, D. M., Cash, S. S., & Hochberg, L. R. (2017). Review: Human Intracortical Recording and Neural Decoding for Brain-Computer Interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(10), 1687–1696. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2017.2677443>

Bullard, A. J., Hutchison, B. C., Lee, J., Chestek, C. A., & Patil, P. G. (2020). Estimating Risk for Future Intracranial, Fully Implanted, Modular Neuroprosthetic Systems: A Systematic Review of Hardware Complications in Clinical Deep Brain Stimulation and Experimental Human Intracortical Arrays. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 23(4), 411–426. <https://doi.org/10.1111/ner.13069>

Carey, B. (10 de febrero de 2018). The New York Times. Recuperado el abril de 2021, de The New York Times: <https://www.nytimes.com/es/2018/02/10/espanol/implante-cerebral-memoria-mejorar.html>

- Chen, Á. (30 de mayo de 2018). El objetivo final es el implante que dura para siempre. Obtenido de El objetivo final es el implante que dura para siempre: <https://www.theverge.com/2018/5/30/17408852/brain-implant-materials-neuroscience-health-chris-bettinger>
- Corralejo, R. (2012). Brain-computer interface (BCI) aplicado al entrenamiento cognitivo y control domótico para prevenir los efectos del envejecimiento. Obtenido de Brain-computer interface (BCI) aplicado al entrenamiento cognitivo y control domótico para prevenir los efectos del envejecimiento: http://www.fgcsic.es/lychnos/es_ES/articulos/Brain-Computer-Interface-aplicado-al-entrenamiento-cognitivo
- Drew, L. (25 de julio de 2019). Technologies that integrate the brain with computers have been helping people for decades. *The brain outlook*, 571(1), 19-21. Obtenido de <https://media.nature.com/original/magazine-assets/d41586-019-02214-2/d41586-019-02214-2.pdf>
- Falgas Martínez, N. (9 de abril de 2018). Alzheimer. Obtenido de Alzheimer: <https://www.clinicbarcelona.org/asistencia/enfermedades/alzheimer/definicion>
- Granados, A. (21 de noviembre de 2015). Computerworld university. Recuperado el abril de 2021, de Computerworld university: <https://www.computerworlduniversity.es/actualidad/ensayo-de-implante-cerebral-en-caltech-permite-mover-un-brazo-mecanico>
- Hamzelou, J. (13 de noviembre de 2017). New scientist. Obtenido de New scientist: <https://www.newscientist.com/article/2153034-brain-implant-boosts-human-memory-by-mimicking-how-we-learn/>
- Horgan, J. (2005). The bionic age begins. *Discover magazine*, 110(13), 36-37.
- Hornero Sánchez, R. (2013). Aplicación de sistemas BCI al entrenamiento cognitivo y al control domótico para prevenir los efectos del envejecimiento. *Clinica*, 5(1), 2-3.
- Institut Guttmann. (2 de octubre de 2018). Innovación clínica en neurorrehabilitación. Obtenido de Innovación Clínica en neurorrehabilitación: <http://www.guttmanninnova.com/procedimientos-clinicos-avanzados/neuroprotesis/que-son-las-neuroprotesis.html>
- Lineberry, D. (2017). Neuronas en el trabajo. Obtenido de Neuronas en el trabajo: https://www.nasa.gov/centers/langley/news/researchernews/rn_BCI.html
- Maguire, G., & McGee, E. (2010). Chips cerebrales implantables: *Revista de humanidades*, 20(2), 134-137.
- Marqués, F. L. (14 de enero de 2021). <https://clinic-cloud.com/blog/origen-de-la-medicina-principales-avances-medicos/>. Obtenido de <https://clinic-cloud.com/blog/origen-de-la-medicina-principales-avances-medicos/>
- Marte, H. (20 de septiembre de 2019). Implantes cerebrales: El futuro de la BCI. Obtenido de Implantes cerebrales: El futuro de la BCI: <https://neuro-class.com/implantes-cerebrales-el-futuro-de-las-bci/c>

Martín, B. (30 de octubre de 2019). Los extraordinarios cambios de personalidad causados por implantes cerebrales. Obtenido de Los extraordinarios cambios de personalidad causados por implantes cerebrales: <https://www.bbvaopenmind.com/ciencia/biociencias/los-extraordinarios-cambios-de-personalidad-causados-por-implantes-cerebrales/>

Martini, M. L., Oermann, E. K., Opie, N. L., Panov, F., Oxley, T. J., & Yaeger, K. (2019). Sensor Modalities for Brain-Computer Interface Technology: A Comprehensive Literature Review. *Neurosurgery*, 86(2), E108–E117. <https://doi.org/10.1093/neuros/nyz286>

Moreno, I., Batista, E., Serracín, S., Moreno, R., Gómez, L., & Boya, C. (2019). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones. *Revista Académica UTP*, 12(4), 13-14.

Moya, A., & Peretó, J. (2011). Simbiosis: Seres que evolucionan juntos. Obtenido de <https://www.casadellibro.com/libro-simbiosis-seres-que-evolucionan-juntos/9788497567343/1838536>

Muccio, P. (marzo de 2005). Neuroprosthetics: The next generation of o&p services. Obtenido de Neuroprosthetics: The next generation of o&p services: https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2005-03-01/2005-03_06?spanish=True

Musk, E. (2019). Future and healthcare. Obtenido de Future and healthcare: <https://www.future-healthcare.ec/es/insights/85-implantes-cerebrales-el-futuro-de-la-interfaz-hombre-maquina.html>

Naufel, S., & Klein, E. (2020). Perspectivas de los investigadores de la interfaz cerebro-computadora (BCI) sobre la propiedad y privacidad de los datos neuronales. *Journal of Neural Engineering*, 12(9)16-21.

Nicolelis, M., Doherty, J., Fitzsimmons, N., & Hanson, T. (1 de septiembre de 2009). A brain-machine interface instructed by direct intracortical. *Intrigrative neuroscience*, 3(20), 1-3. doi:10.3389/neuro.07.020.2009

Parkinson's Foundation. (2021). Parkinson's Foundation. Obtenido de Parkinson's Foundation: <https://www.parkinson.org/Understanding-Parkinsons/Treatment/Surgical-Treatment-Options/Deep-Brain-Stimulation#:~:text=Uses%20a%20surgically%20implanted%2C%20battery,cause%20tremor%20and%20PD%20symptoms.>

Pastor, J. (9 de enero de 2015). Xacata. Recuperado el abril de 2021, de Xacata: <https://www.xataka.com/investigacion/los-implantes-cerebrales-podran-ser-mas-duraderos-gracias-a-estos-electrodos-elasticos>

Ponce, F. (11 de marzo de 2016). El implante electrónico estimula el cerebro de los pacientes con Alzheimer. Obtenido de El implante electrónico estimula el cerebro de los pacientes con Alzheimer: <https://www.salud.carlosslim.org/english2/electronic-implant-stimulates-brain-of-alzheimers-patients/>

Ramirez, A., Martinez, D., & Rodríguez, M. (2016). Estimulación cerebral profunda: Hacia la generación de los dispositivos “inteligentes”. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 17(4), 67-97.

Ramos-Argüelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., & Alonso, M. (2009). Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. Obtenido de Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600006

Ranchal, J. (2 de febrero de 2021). Mcpro. Obtenido de Muy computer pro: <https://www.muycomputerpro.com/2021/02/02/neuralink-cerebro-computadora>

Sejnowski, T. J., Koch, C., & Churchland, P. S. (1988). Neurociencia Computacional. *Science*, 29(10), 1299-1306.

Simeral, J., Kim, S., Black, M., Donoghue, J., & Hochberg, L. (2011). Control neuronal de la trayectoria del cursor y clic por un humano con tetraplejía 1000 días después del implante de una matriz de microelectrodos intracorticales. *Journal of Neural Engineering*, 28(15), 25-27.

Song, A. (30 de agosto de 2020). La Voz de Galicia. Obtenido de La Voz de Galicia: <https://www.lavozdegalicia.es/noticia/cultura/2020/08/29/elon-musk-anuncia-avances-sobre-implante-cerebral/00031598720455738842443.htm#:~:text=E1%20implante%20cerebral%20que%20permitir%C3%ADa,futuro%20cada%20vez%20m%C3%A1s%20cercano.>

Tirapu Ustárrro, J. (2024). Neuropsicología - neurociencia y las ciencias “Psi”. *Periódico Electrónico en Psicología*, págs. 11-24.

Artículo de Investigación

Bitcoin: Un Análisis Histórico antes del Cuarto Halving

“Bitcoin: A Historical Analysis before the Fourth Halving”

Juan Crespo Vargas¹ Richard Brandon Ramos Pacheco² Alfredo Carrillo Mendoza³¹. Fellow Researcher - La Paz-Bolivia- jp.cr3spo@pm.me².Estudiante de Pregrado. Universidad Mayor de San Andrés- La Paz-Bolivia- brarm444@gmail.com³. Fellow Researcher - La Paz-Bolivia- acarrillom@proton.me

RESUMEN

Desde sus inicios en 2008, Bitcoin ha experimentado una evolución notable en su red, convirtiéndose en una competencia de minería cada vez más intensa. Este artículo analiza el comportamiento de la red a través de la información extraída de los bloques de Bitcoin, obtenida por un nodo conectado a la red, antes de que ocurra el cuarto Halving y la recompensa por el minado de bloques se reduzca a la mitad.

El análisis de los datos revela cómo la creciente popularidad de Bitcoin ha generado un aumento en el tamaño de los bloques, pasando de pesar menos de 1 MB por bloque a los 4 MB permitidos por la red. Además, la implementación de nueva tecnología ha incrementado significativamente la dificultad de la red para generar nuevos bloques, alcanzando máximos de hasta 5×10^{13} T hashes.

También se estudiaron los bloques clasificándolos según el número de transacciones que contiene cada bloque, revelando una tendencia a tener bloques con un número similar de transacciones.

Además, se han examinado los tiempos de llegada de los bloques, revelando anomalías temporales en su llegada desde el primer halving, y disminuyendo el número de anomalías a medida que la red evoluciona.

Palabras clave: Halving, Hashrate, Blockchain, Criptografía, Descentralización, Protocolo de consenso.

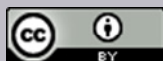
ABSTRACT

Since its inception in 2008, Bitcoin has experienced a notable evolution in its network, becoming an increasingly intense mining competition. This article analyzes the network's behavior through information extracted from Bitcoin blocks, obtained by a node connected to the network, before the fourth halving occurs and block mining rewards are halved.

Citar como: Ramos Pacheco, R. B., Crespo Vargas, J., & Carrillo Mendoza, A. Bitcoin: Un Análisis Histórico antes del Cuarto Halving. *Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55). <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.1145>

Revisado: 15/03/2024
Aceptado: 05/06/2024
Publicado: 30/06/2024

Declaración: Derechos de autor 2024 Ramos Pacheco, R. B., Crespo Vargas, J., & Carrillo Mendoza. Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



The data analysis reveals how Bitcoin's growing popularity has led to an increase in block size, from weighing less than 1 MB per block to the 4 MB allowed by the network. Additionally, the implementation of new technology has significantly increased the network's difficulty in generating new blocks, reaching highs of up to 5×10^{13} T hashes.

Blocks were also studied by categorizing them according to the number of transactions each block contains, revealing a trend towards blocks with a similar number of transactions.

Furthermore, block arrival times were examined, revealing temporal anomalies in their arrival since the first halving, and decreasing the number of anomalies as the network evolves.

Keywords: Halving, Hash rate, Blockchain, Cryptography, Decentralization, Consensus protocol.

1. INTRODUCCIÓN

Bitcoin es el nombre de la primera solución tecnológica descentralizada en la historia de la humanidad. Se compone de computadoras que corren un software desarrollado bajo el paradigma FOSS (Free and Open Source Software), llamado «cliente Bitcoin-Core», disponible en distintos sistemas operativos (Windows, Linux y Mac) con requisitos mínimos de hardware capaz de correr desde un Raspberry en adelante. Se denomina descentralizado pues la red no tiene ni un solo punto (o nodo) de confianza, lo que significa que todos los nodos tienen la misma prioridad en la validación de información en la red.

La palabra 'Bitcoin' se registra por primera vez el 18 de agosto de 2008 al reservarse el dominio de Internet "www.bitcoin.org". Días después se detalla su propuesta de funcionamiento en un White Paper publicado en Internet bajo el pseudónimo de 'Satoshi Nakamoto', en un foro de discusión sobre criptografía el 31 de octubre de 2008 con el título "Bitcoin: A Peer-to-Peer Electronic Cash System".

Bitcoin tiene una raíz etimológica compuesta por dos palabras: "bit" que es la unidad mínima de información digital y "coin" una palabra en inglés para referirse a «moneda» que es un medio de intercambio indirecto de bienes económicos. Bitcoin busca crear un sistema económico nuevo cuyo título del artículo expresa precisamente, traduciendo al español: «Efectivo electrónico transmitido de punto a punto». No se propuso para ser el primer dinero digital (en 2008 la banca digital ya existía) sino ser el primer sistema monetario digital que tenga propiedades que se comparen al dinero en efectivo, como ser: la portabilidad, la privacidad más no anonimidad (una transacción personal no recopila datos), la fácil verificación de autenticidad (sellos acuñados en monedas o marcas de seguridad en billetes), la disposición (liquidez), etc; pero principalmente, destacamos una propiedad que únicamente emerge en esta red: Ser "Permissionless", que significa 'no necesitar el permiso' de ningún punto o actor en la red para efectuar una transacción.

Esta característica implica eliminar todo punto de confianza dando la capacidad de auditar a cualquier componente de la red (código, base de datos, firmas digitales, etc) en cualquier momento. Esta propiedad y sus efectos surgen al mantener un consenso sobre los ‘estados’ denominados UTXOs de la red. Esta información común y compartida por toda la red se almacena en una base de datos llamada Blockchain. Se divide en trozos ‘encadenados’ uno tras otro en bloques de información del tamaño de 1 MB. Cada bloque nuevo actualiza estos ‘estados’ aportando nueva información compartida por toda la red.

Esta nueva actualización de estados es común en toda la red mediante el protocolo de consenso. Al tener todos los participantes el mismo rango en la red ninguno tiene el poder de imponer su historial e independientemente de si hay un participante malicioso todo el conjunto debe mantener la misma información. Este problema es conocido al estudiar la información en sistemas distribuidos como ‘El problema de los generales bizantinos’ \cite{bizantinos}. Bitcoin hace uso de un protocolo de consenso de red llamado Proof of Work o Prueba de Trabajo que consiste en la necesidad de reunir una cantidad de trabajo en el mundo físico (en forma de energía eléctrica) para producir un nuevo estado de información digital común en el ciberespacio. Esta prueba de trabajo que se solicita es variable y depende del tamaño y poder computacional de toda la red. La energía eléctrica necesaria para el cambio de estados UTXO es un respaldo de seguridad para la inmutabilidad de la información compartida en el ciberespacio. La información que contiene el blockchain es computada por toda la red. Es por esta razón que la red Bitcoin se compara a una sola máquina universal de estados Turing completo de escala global, una especie de superordenador con la capacidad de realizar la verificación mediante cómputo y mantenerlo inmutable en la red. Antonopoulos, A. M., & Harding, D. A. (2023).

En la siguiente sección explicamos cómo funciona internamente el sistema rígido y predecible de reglas que expresa el código fuente de Bitcoin-Core. Para la sección III estudiamos la red con los datos auditados propia y finalmente en la sección IV exponemos los resultados.

2.METODOLOGÍA

2.1 Diseño de la red

Bitcoin se diseñó bajo un cierto esquema de principios e incentivos que mantienen segura a la red. Mientras una sola entidad no contenga la mayoría del poder computacional de la red, está es segura.

El funcionamiento sobre los incentivos está expresado en el código de Bitcoin Core, cuyo punto fuerte es la limitación de la red para emitir un activo que funge para los intercambios de la red: ‘bitcoin’. Cabe notar que la diferencia en la nomenclatura radica en el uso de la mayúscula para diferenciar la red Bitcoin del activo subyacente de esta, bitcoin. Este activo es conocido como ‘real e intangible’ en el sentido que no tiene un carácter contractual (no tiene una obligación de pago ni derecho de cobro) y que al ser digital no guarda relación física en nuestro medio ambiente físico (tierra, agua y aire) pero tiene una existencia irreproducible en un nuevo ámbito de interacción humana: el ciberespacio.

El activo de Bitcoin hace una definición nueva del concepto de propiedad privada al hacerla absoluta. Esta propiedad es inexistente en el campo físico pues

cualquier recurso puede ser tomado por la fuerza o su proyección, sin embargo, bitcoin se puede considerar con un landing digital que no puede ser violado de ninguna manera por ningún tipo de fuerza o proyección de poder, al fundamentar su seguridad digital en la producción de energía eléctrica (medida en Julios) del mundo físico. Se necesita de una cantidad colosal de energía eléctrica para generar el cambio en un bloque de la red. Nakamoto, S. (2008).

El sistema de incentivos que mantiene la seguridad de la red toma como punto central la escasez digital. La cantidad de bitcoin que puede ser emitido es finito y calculable en todo momento siendo cercano a los 21 millones de unidades en total. Esto lo logra mediante código de computadora que no puede cambiar por algún actor de red pues implicaría que todos (el 100% de la red) la asumieran voluntariamente.

La regla de emisión de Bitcoin se da mediante el siguiente esquema:

1. Cada bloque generado por cualquier componente de la red debe demostrar una cantidad de trabajo computacional (que consume energía eléctrica).
2. Como recompensa al gasto de energía el sistema entrega un incentivo de nuevo bitcoin, que inicia en 50 btc.
3. Cada 210.000 bloques este incentivo se ajusta reduciéndose a la mitad. Cada bitcoin puede ser dividido en partes más pequeñas hasta un factor de 100 millones, unidad que se denomina satoshis o sats. Este evento donde la emisión se reduce a la mitad se denomina HALVING.
4. La división a la mitad del incentivo se detiene cuando llega a la 100 millonésima parte (o lo que es 1 sat), terminando la emisión de nuevos bitcoins en la red.
5. La salida temporal de nuevos bloques es altamente variable con un valor esperado de 10 minutos. Si se hace una cuenta rápida cada 210 mil bloques representa cerca de 4 años.
6. Una cuenta rápida muestra que todo el bitcoin existente se emitirá hasta el año 2140. Luego de esto el beneficio para seguir generando nuevos bloques será únicamente la comisión que los usuarios decidan dar al productor, recirculando la cantidad fija de bitcoin existentes.

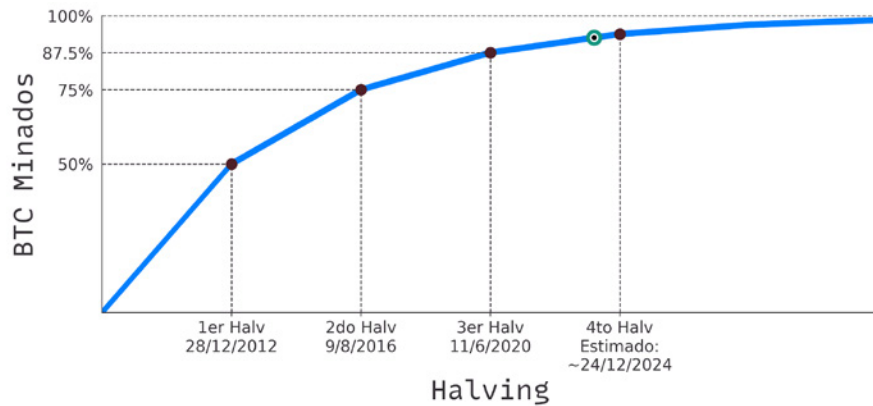


Figure 1 Cantidad de BTC minados. - El punto antes del cuarto Halving es la fecha de la última actualización de la base de datos en diciembre de 2023. La red empezó en 50 BTC por minado de Bloque en 2009. Fuente: Elaboración propia 2024

2.2 Como se pensó la red

La red se pensó para tener un número finito de cuentas pero humanamente infinito, el número de cuentas se pensó para que cualquiera pueda tener una cuenta pensando solo en un número de 256 cifras binarias (uno o cero), equivalente a un número de 77 cifras, a este número le vamos a llamar contraseña privada, la cantidad máxima de números posibles con 256 ceros y unos es:

$$2^{256} - 1 = N_{max}$$

N_{max} representa el límite superior de cuentas posibles y es tan inmenso que incluso si alguien creara 10 cuentas por segundo, llevaría más de un siglo para agotar todas las posibles cuentas. Debido a la extraordinaria magnitud de este número, si una persona eligiera un número al azar, la probabilidad de que otra persona elija el mismo es extremadamente remota, casi inexistente.

Tras elegir un número este pasa a ser transformado mediante la criptografía de curva elíptica por sus siglas en inglés (ECC), la curva que se usa en la red bitcoin es secp256k1 (Standards of Efficient Cryptography), el número 256 indica la longitud en bits del campo primo p , el término k 1 indica que es la primera curva de este tipo recomendada por el SECG (Standards of Efficient Cryptography Group), que corresponde a la ecuación:

$$y^2 = x^3 + 7 \pmod{p}$$

Donde la operación mod(p) garantiza que todos los cálculos se realizan dentro de un campo finito que es conjunto finito de elementos sobre el cual se pueden realizar operaciones aritméticas básicas, p es un número primo grande.

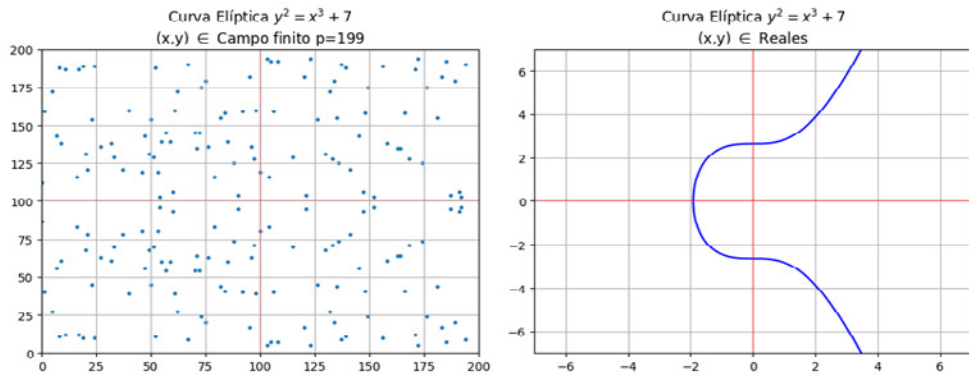


Figura 2 Curva elíptica $y^2 = X^3+7$ a) campo continuo b) campo finito mod p. Fuente :Elaboración propia 2024

El número que nosotros elegimos como clave privada se multiplica por un número generador $G(x,y)$, y se procede a calcular su suma de la siguiente manera, si nosotros elegimos el número n, este se calcula como $n \cdot G$ como la suma de G así mismo n-veces. El número generador en base hexadecimal y en base decimal que se utiliza es:

$G =$

BE667EF9DCBBAC55A06295CE870B07029BFCDB2DCE28D959F2815B16F81798,

0x483ADA7726A3C4655DA4FBFC0E1108A8FD17B448A68554199C47D08FFB10D4B8).

que en base decimal es:

$G = (5506626302227734366957871889516853432625$

$0603453777572733226205679730040724416,$

$3267051002075881697808308513050704318447$

$1273380659243275938904335757337482424).$

Dicho algoritmo transforma un número en una salida que no se puede predecir y además es irreversible, es decir no se pueden obtener las entradas (clave privada) conociendo la salida y si nosotros solo tuviéramos acceso a esas salidas no podríamos decir que número produce dicha salida.

Por último, necesitamos una dirección pública, la cual se puede obtener a través del algoritmo SHA-256 (Secure Hash Algorithm 256 bits), el cual es un algoritmo que transforma cualquier conjunto de datos en una cadena de salida fija de 256 bits es decir 64 caracteres a esta salidas se las denominan como Hash. Hankerson, D., Vanstone, S., & Menezes, A. (2004).

Es importante distinguir entre estos dos conceptos en el contexto de Bitcoin: SHA-256 es utilizado para operaciones Hash, mientras que la criptografía de curva elíptica se utiliza para la generación y verificación de claves.

También, se debe entender cómo funcionan los nodos de la red, al igual que cualquier persona puede crearse una clave privada y una dirección, cualquier persona es capaz de conectar su nodo a la red, las acciones que este nodo puede hacer dentro la red son:

Validación de bloques: Los nodos pueden verificar y validar todas las transacciones que se envían a la red, verifican que las firmas digitales sean válidas y que los fondos no se gasten dos veces

Mantenimiento del libro mayor: Cada nodo mantiene una copia de la cadena de bloques y esta información es pública.

Difusión de información: Los nodos transmiten nuevas transacciones y bloques validados a otros nodos, esto mantiene la red actualizada.

Acceso a la red: Cada nodo permite interactuar con la red y consultar los estados de la red, estos estados se verifican a través de los UTXO (Unspent Transaction Output), que representan la parte no gastada de una transacción, cada entrada de una transacción se dirige a un UTXO y cada uno de estos tiene una cantidad de Bitcoin asociada y se puede usar en una nueva transacción, estos UTXO's son esenciales para el seguimiento y seguridad de la red, así se verifican que las entradas de una transacción apunten a un UTXO válido y que la cantidad de Bitcoin gastada no exceda los UTXO de entrada, de esta manera se garantiza que no se puedan crear Bitcoin de la nada y que estos no se gasten dos veces.

Participación en la minería: Un nodo se puede configurar para que participe en la minería de Bitcoin, estos nodos se conocen como mineros, esto implica competir para agregar nuevos bloques a la cadena, para lograr esto deben resolver pruebas de Hash y de tener éxito se obtiene una recompensa en forma de monedas digitales Bitcoin.

2.3 Participación en la minería

Un nodo se puede configurar para que participe en la minería de Bitcoin, estos nodos se conocen como mineros, esto implica competir para agregar nuevos bloques a la cadena, para lograr esto deben resolver pruebas de Hash y de tener éxito se obtiene una recompensa en forma de monedas digitales Bitcoin.

2.3.1 Nodos configurados como mineros

Los nodos reciben múltiples solicitudes de transacciones, las cuales, después de ser validadas por los nodos, se almacenan en una memoria temporal y pública conocida como mempool o pool de transacciones sin confirmar. Cuando un minero decide crear un nuevo bloque selecciona ciertas transacciones de esta memoria generalmente priorizando aquellas que ofrecen una comisión más alta. A esta comisión se le denomina “fee de transacción”, donde “fee” es un término en inglés que significa “comisión”.

Posteriormente, se procede a la resolución de las pruebas de Hash que se realizan empezando por ver la dificultad de la red, esta dificultad es una condición que impone la red y consiste en que el Hash que se saque al siguiente bloque debe comenzar por una cantidad de ceros impuesta por la red, para poder crear un Hash que tenga la cantidad de ceros impuesta por la red se debe agregar al encabezado del bloque un número de 32 bits conocido como ‘nonce’ por su significado en inglés (number used once), este valor se va cambiando en el bloque a medida que se le saca el Hash una y otra vez hasta que produzca un Hash que cumpla el número de ceros de la red, puede darse el caso de que al pasar por todos los valores posibles del nonce $2^{32}-1$, no se produzca ningún Hash con la cantidad de ceros necesarios, en ese caso el minero saca algunas transacciones de su bloque y adhiere otras de la memoria mempool y comienza nuevamente a realizar las pruebas de Hash. En caso de que éste logre crear un bloque que cumpla con la dificultad de la red este bloque contendrá la información de las transacciones y además se obtendrá una recompensa por el minado de este bloque, la recompensa se llama Coinbase y el minero agrega estas monedas recompensa del Coinbase a una dirección (generalmente la dirección del minero), posteriormente este nuevo bloque pasa a ser verificado y difundido en la red a través de los nodos.

Puede darse el caso que dos nodos en distintas partes del mundo logren crear un bloque válido para la red, en ese caso se sigue la regla de la cadena más larga y el bloque que se queda en la red será el bloque que logre ser validado por más nodos, y la red se quedará con el bloque sobre el que se escriba otro bloque válido.

Visto de esta manera es erróneo pensar en la prueba de Hash como trabajo realizado o como la resolución de rompecabezas criptográficos o como el cálculo de algún problema, pues la manera en la que se crean los nuevos bloques en la cadena está fuertemente ligado al azar, es decir tener más poder computacional te asegura realizar más Hashes por segundo pero no te garantiza el minado del bloque y al no ser poder de cálculo su coste es netamente el precio de la energía.

La red ajusta la dificultad en función al tiempo de minado de los bloques de manera que se trate de tener un promedio en el tiempo de llegada entre bloques de 10 minutos este ajuste ocurre cada 2016 bloques que corresponde a 14 días aproximadamente. Antonopoulos, A. M., & Harding, D. A. (2023).

3. RESULTADOS

3.1 Análisis de la red

Para realizar un análisis histórico de la red, se tuvo acceso a un nodo dentro de la red y mediante este, se obtuvieron los datos de los bloques de la red.

Cada bloque fue auditado mediante los protocolos de la red y también se verificó cada transacción hecha desde el inicio de la red, para tal tarea cada bloque debe tener verificado las siguientes características:

Prueba de Trabajo (PoW): Se verifica que el valor del campo “nonce” dentro del bloque produzca un hash que cumpla con ciertas condiciones establecidas por la dificultad de la red.

Para que un bloque sea considerado válido, el hash producido debe ser inferior a un valor específico determinado por la dificultad en ese momento.

Transacciones válidas: Al validar las transacciones, se comprueba que cada una tenga fondos suficientes para la transacción, que las firmas sean correctas, que las direcciones de destino y origen sean válidas, también se verifica que las transacciones no estén duplicadas ni violen ninguna regla de consenso de la red.

Estructura del bloque: Se verifica que la estructura del bloque cumpla con las especificaciones del protocolo de Bitcoin, esto incluye comprobar que el tamaño del bloque esté dentro de los límites establecidos, que los campos del bloque estén completos y sean válidos, como el timestamp, el número de versión, el merkle root, entre otros.

Referencias a bloques anteriores: Cada bloque en la cadena de bloques de Bitcoin hace referencia al bloque anterior mediante su hash, al validar un nuevo bloque, se verifica que la referencia al bloque anterior sea correcta y que el hash del bloque anterior coincida con el hash almacenado en el nuevo bloque.

Esto asegura la integridad de la cadena de bloques y garantiza que ningún bloque sea modificado o reemplazado sin ser detectado por los nodos de la red.

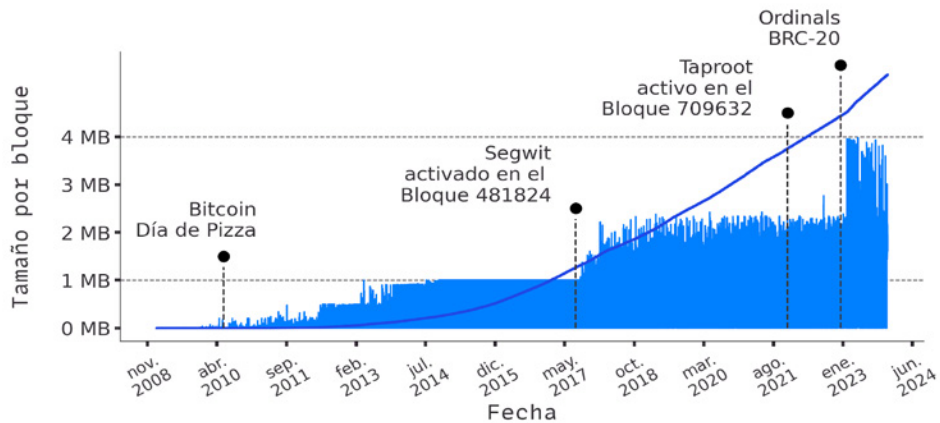


Figura 3. Tamaño en bits de cada bloque. Fuente: Elaboración propia 2024.

El tamaño en Bits por bloque desde el inicio de la red hasta el presente. - El día de la pizza se refiere al día en que un hombre pagó con 10.000 bitcoin una pizza en ese tiempo valuados en 41 dólares. - Segwit activate fue el día en que se hizo el Segregated Witness que fue una implementación de un soft fork (un cambio leve) a la red con el fin de cambiar el formato de las transacciones en bitcoin.

Taproot fue una de las implementaciones más significativas en la red y fue hecha con el fin de acelerar la verificación de las transacciones, durante su implementación conllevó a una especie de guerra civil entre los nodos que querían actualizar y aceptar esta implementación y los que no lo que llevó a la creación de Bitcoin Cash como otra moneda y como una nueva red.

Ordinals BRC-20 fue la implementación de una idea, ya que las transacciones permiten almacenar información dentro de su Script Sig que es la parte de la transacción que contiene la información de la firma y es utilizado para la creación del UTXO, es posible usar este pequeño espacio para guardar información, entre los usos que le dieron están el guardar frases, pequeños poemas e incluso la información de los metadatos de NFT's (Non Fungible Token), esto significó un incremento en el tamaño de los bloques.

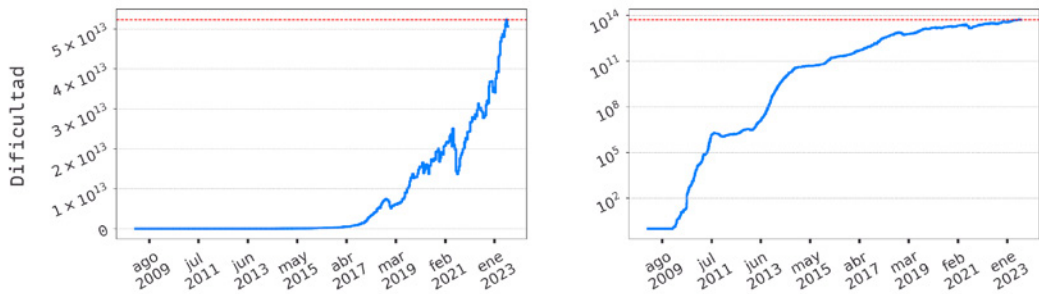


Figura 4. Evolución de la dificultad desde el inicio de la red. Elaboración propia 2024

Evolución de la dificultad desde el inicio de la red. -Hasta el bloque 833904, el máximo histórico fue de 57,32 T hasta el 3 de octubre de 2023, además que la caída del tamaño de los bloques pudo ser causado por la prohibición de China del minado de criptomonedas esta acción fue llevada a cabo en agosto del 2021.

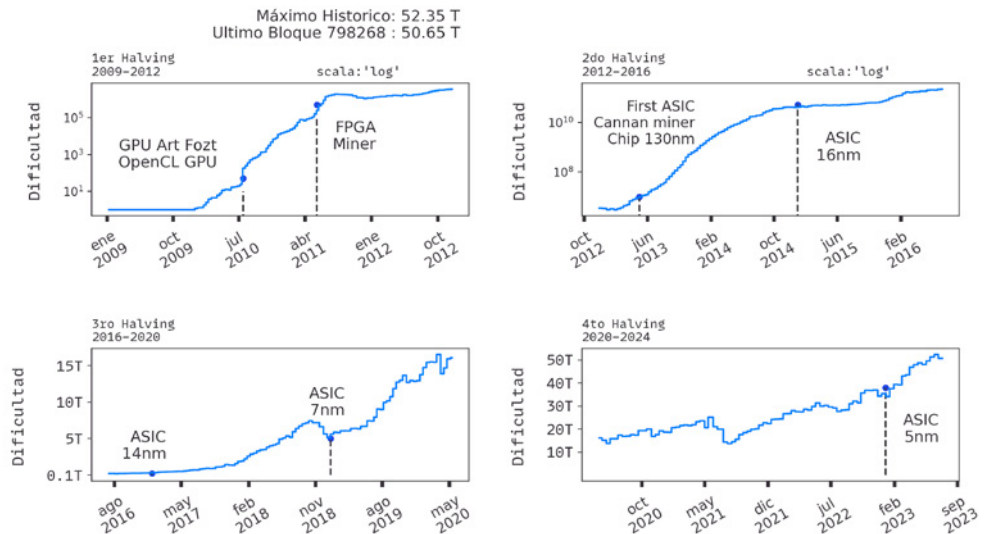


Figura 5. Evolución de la dificultad por Halving. Elaboración propia 2024

GPU Art Fozt (Graphics Processing Unit) se refiere al uso de tarjetas gráficas domésticas, FPGA (Field Programmable Gate Arrays) se refiere a circuitos internos de matrices programables, y el término ASIC (Application Specific Integrated

Circuit) hace referencia a circuitos dedicados exclusivamente a la minería de criptomonedas. Desde su implementación, la mejora de estos dispositivos ha estado centrada en hacerlos más pequeños y mejorar su rendimiento para que consuman menos energía.

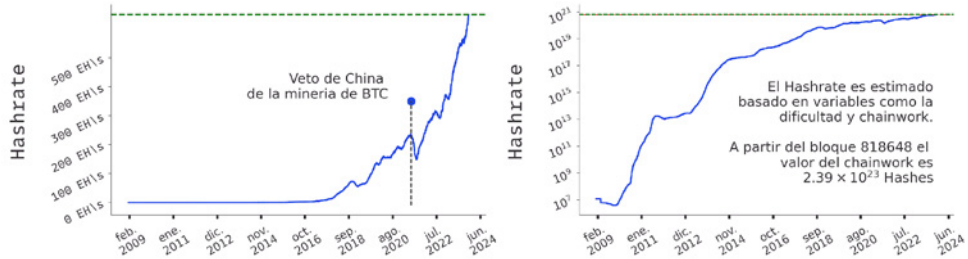


Figura 6. Análisis histórico del hashrate de la red. Elaboración propia 2024

Hashrate es la cantidad de intentos que se llevaron a cabo para crear un hash que cumpla con los requisitos de complejidad exigidos por la red a través de la dificultad, estos valores son estimados a partir de los datos de la dificultad (la dificultad se mide en términos de hashes o intentos de hash por bloque) y el chainwork (cantidad de esfuerzo computacional empleado en la creación de los bloques dentro la red).

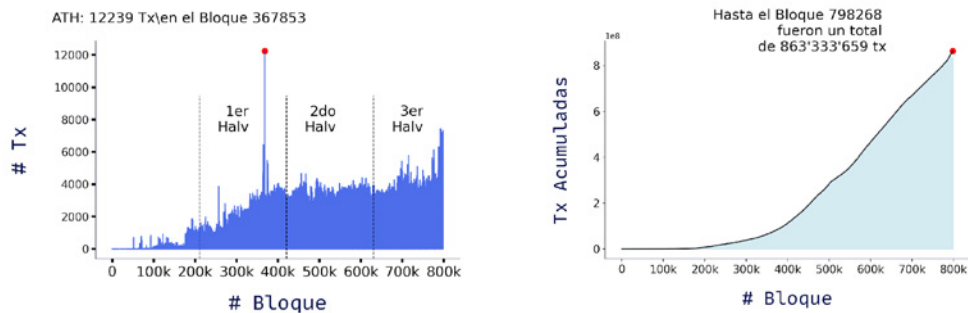


Figura 7. Evolución del número de transacciones de la red. Elaboración propia 2024

Evolución del número de transacciones de cada bloque desde el inicio de la red- Se debe notar que el máximo histórico sucedió en el segundo Halving la cantidad máxima de transacciones que puede tener un bloque está condicionado a 1 MB de información- Acumulado del número de transacciones.

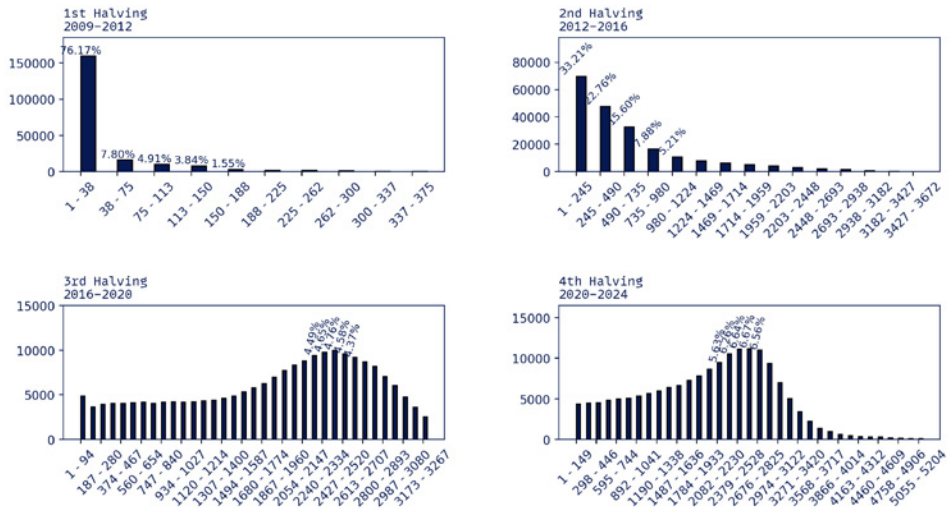


Figura 8. Número de Bloques contra número de transacciones en intervalos. Elaboración propia 2024

Al inicio de la red los bloques se subían con una transacción perteneciente al coinbase. El máximo histórico sale de la gráfica, pero pertenece al segundo Halving.

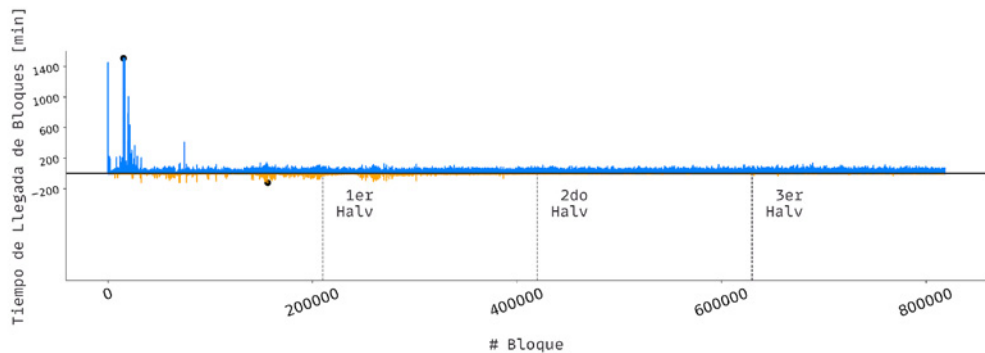


Figura 9. Tiempo de llegada de cada bloque Azul, Diferencia de tiempo entre el bloque y el siguiente. Elaboración propia 2024

Se debería esperar que los bloques lleguen con tiempos de llegada consecutivos pero existen bloques que se subieron con tiempos de llegada anteriores al de la red Naranja.-Estas anomalías temporales aparecen desde el primer Halving, pero suceden con menos frecuencia al día de hoy y su diferencia de tiempo es demasiado pequeña, su existencia puede estar ligada a momentos en que la red sufrió forks o incluso se reportó que algunos bloques podían ser subidos a la red de manera intencional con esta anomalía temporal.

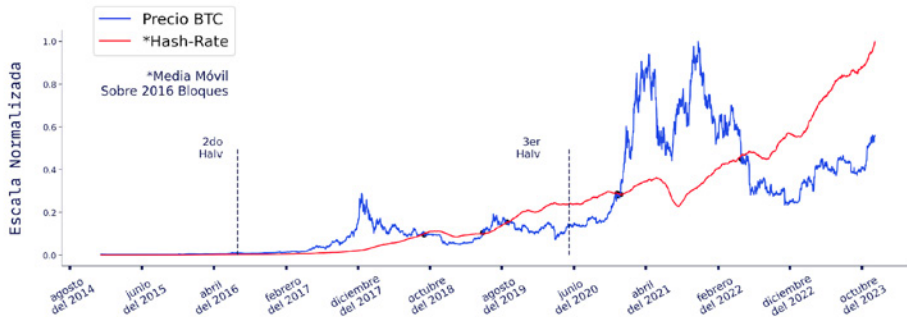


Figura 10 Análisis histórico del precio de Bitcoin en dólares y análisis histórico del hashrate. Elaboración propia 2024

Análisis histórico del precio de Bitcoin en dólares: la red de Bitcoin no proporciona datos sobre el precio de Bitcoin, debido a que el precio es externo a la red y se define a través de la relación entre la oferta y la demanda, debido a esto los datos del precio del presente gráfico fueron extraídos de finance.yahoo.com. El hashrate es un factor crucial para determinar el precio, ya que un consumo excesivo de energía puede hacer que la minería de Bitcoin deje de ser rentable.

4. CONCLUSIONES

Se observó un incremento en el tamaño de los bloques a partir de principios de 2023. El tamaño alcanzó su valor máximo y ha mantenido esta tendencia, lo que sugiere un aumento en el número de transacciones. Este comportamiento podría atribuirse a la aproximación del cuarto Halving de la red.

La dificultad en la red parecía estar experimentando un crecimiento exponencial, pero a partir de enero de 2021, se redujo considerablemente. Esta caída coincide con la prohibición de la minería por parte de China en agosto de 2021. A pesar de ello, la red ha incrementado su dificultad y ahora se encuentra en valores máximos de 57.32 T.

Tras analizar la relación entre la dificultad en cada Halving, se evidenció un incremento en la dificultad asociado al uso de nueva tecnología en la minería de Bitcoin. Hasta finales de 2023, los procesadores tenían una arquitectura de 5 nm, lo que resultó en una mayor eficiencia energética.

Se realizó una estimación del número de intentos necesarios para cada bloque basada en la información de la dificultad y el chainwork, confirmando la relación entre la dificultad y el esfuerzo requerido para minar bloques.

El análisis del número de transacciones por bloque revela una tendencia hacia bloques con un número similar de transacciones.

También se analizó el tiempo de llegada de los bloques a la red, observando anomalías con bloques que tienen tiempos de llegada anteriores a sus predecesores. Estas anomalías eran más frecuentes al inicio de la red, aún suceden pero ahora son poco frecuentes y demasiado pequeñas.

Por último, se presentó una comparación entre el precio de Bitcoin y el hash-rate, revelando una fuerte influencia del hash-rate en el precio.

Para futuras investigaciones, se pretende realizar un análisis de la información contenida en los bloques para determinar el grado de centralización de la red.

5. REFERENCIAS

Nakamoto, S. (2008). Bitcoin: A Peer-to-Peer Electronic Cash System. *Decentralized Business Review*, Oct. 31, 1-6.

Hankerson, D., Vanstone, S., & Menezes, A. (2004). *Elliptic Curve Arithmetic in Guide to Elliptic Curve Cryptography*. Springer New York, pp. 75-152.

Antonopoulos, A. M., & Harding, D. A. (2023). *Mastering Bitcoin*. Inc. O'Reilly Media, 3 Nov 15-29, 111-134.

Artículo de revisión bibliográfica

Dispositivos para control de glucosa a través del sudor en diabéticos

Device for glucose control through sweat in diabetics

Keila Cusi Machaca

Universidad Privada del Valle

RESUMEN

La medición de la concentración de la glucosa en sangre en personas con diabetes es base fundamental para mantener controlados a los pacientes con esta afección. Para ello se realiza de forma continua las tomas de muestras bajo el método convencional como es la punción digital, que resulta ser incómodo e invasivo. Este tipo de métodos suscita cierta aversión en pacientes pediátricos y adultos, desencadenando fobias y resistencia a controles regulares. En ese contexto, se inicia el desarrollo de alternativas no invasivas, amigables y simplificadas como lo son los dispositivos para la medición de la glucosa a través del sudor.

La diabetes es una enfermedad crónica que afecta a la población a nivel mundial, y tiene repercusiones muchas veces irreversibles en la salud del ser humano. Se caracteriza por mantener niveles altos de glucosa en la sangre que altera significativamente al organismo.

Presenta un desarrollo sobre la fisiología del sudor y la glucosa, la tecnología de los sensores, los factores ambientales de la persona que padece la enfermedad, y los requisitos de precisión y exactitud.

El artículo presenta una revisión bibliográfica acerca de dispositivos para el control de los niveles de glucosa a través del sudor en personas diabéticas, estos se clasifican en Biosensores Colorimétricos Enzimáticos y Biosensores Electroquímicos no Enzimáticos.

Así también se plasma las diferentes investigaciones, tales como: Sensor de glucosa de sudor con parches de hidrogel (Lin et.al., 2022); Sensor flexible acoplado a dispositivo electrónico inalámbrico (Reséndiz 2021); Biosensor flexible portátil ultra pequeño para análisis continuo de sudor (Wang et al. 2022); Dispositivo integrado electroquímico microfluídico para detectar glucosa en sudor natural (Noura et al., 2022); Biosensor de glucosa basado en nano-hojuelas de óxido de zinc (Fulati y col. Citado en Ceballos-Camargo 2014). Estas investigaciones tienen la finalidad de medir el nivel de glucosa a través del sudor, como un método de control no invasivo.

Por último, la Ingeniería Biomédica persigue con ahínco perfeccionar, mejorar e innovar equipos y elementos útiles para la salud, que se caractericen de ser poco o nada invasivos a la integridad del paciente, entre ellos diseños portables del dispositivo y en diferentes presentaciones, como bandas, microchips, sensores de hidrogel, tatuajes, sensores infrarrojos, también existen dispositivos con la capacidad de almacenamiento de información de los niveles de glucosa de los

Citar como: Cusi Machaca, K. Dispositivos para control de glucosa a través del sudor en diabéticos. *Journal Boliviano De Ciencias*, 20(55). 102-106 <https://doi.org/10.52428/20758944.v20i55.1033>

Revisado: 22/11/2023
Aceptado: 14/05/2024
Publicado: 30/06/2024

Declaración: Derechos de autor 2024 Cusi Machaca, K., Esta obra está bajo una licencia internacional [Creative Commons Atribución 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Los autores/as declaran no tener ningún conflicto de intereses en la publicación de este documento.



usuarios. La funcionalidad, diseño y utilidad de dispositivos portátiles para el control de glucosa, aún se encuentran en proceso de investigación por diferentes casas superiores de estudio como la Universidad del Sur de California, con la investigación “Biosensores de transistores de nanocintas de In_2O_3 altamente sensibles y portátiles con puerta integrada en chip para monitoreo de glucosa en fluidos corporales” plantea medir el nivel de glucosa a través de lágrimas y sudor; por otro lado la Universidad de Valparaíso, con el Proyecto de Investigación “Sistema Móvil de monitoreo no invasivo y de gestión de enfermedades crónicas para pacientes afectados de diabetes” que propone la medición de glucosa, pulso periférico, creación de alarmas personalizadas para el usuario y almacenamiento de la información, este sistema disminuiría costos y mejoraría el control de los niveles de glucosa de forma no invasiva; así también la Facultad de Química dependiente de la Universidad Lomosov del Estado de Moscú, realizó una investigación acerca del “Monitoreo no invasivo de la diabetes a través del análisis continuo del sudor utilizando un biosensor de glucosa de flujo continuo” obteniendo resultados satisfactorios al conseguir mediante el registro en el biosensor del almacenamiento de la concentración adecuada de glucosa en el sudor y resultados inmediatos, lo que califica como un buen dispositivo para el monitoreo no invasivo de la diabetes.

1. INTRODUCCIÓN

La medición de la glucosa de la sangre es esencial para el diagnóstico y tratamiento de la diabetes. Sin embargo, la medición de la glucosa en sangre a través de un pinchazo en el dedo es incómoda y puede resultar en un bajo cumplimiento del paciente, ya que por lo general el control de glucosa es diario y someterse a los controles convencionales genera aversión y muchas veces desencadena fobias especialmente en la población infantil. Como resultado, se han desarrollado tecnologías no invasivas para medir la glucosa, incluyendo dispositivos para medir la glucosa a través del sudor.

La sudoración es un proceso fisiológico natural que ocurre en respuesta al calor o al ejercicio. El sudor contiene muchas sustancias químicas, incluyendo la glucosa. Los dispositivos para medir la glucosa a través del sudor utilizan sensores para medir la cantidad de glucosa en el sudor y proporcionan una medición de la glucosa en el cuerpo.

Esta alternativa de dispositivos que miden la glucosa a través del sudor, son prometedores porque no son invasivos, a comparación de los métodos tradicionales que implican la punción en el dedo. Cabe destacar que con este tipo de medición, se puede realizar pruebas y lecturas continuas, permitiendo el control de la glucosa de manera fácil, cómoda y precisa. Además, la medición de la glucosa a través del sudor puede proporcionar información sobre la respuesta del cuerpo a la actividad física y la dieta, lo que puede ser útil para el tratamiento de la diabetes.

Algunos de estos prototipos de dispositivos, se activan con la estimulación de la producción del sudor a través de la actividad física, y otros aprovechan el sudor en reposo. Entre sus ventajas, estos dispositivos presentan autonomía, almacenamiento de datos y la medición de la glucosa en tiempo real. Aunque la investigación en este campo está en curso, la introducción de dispositivos para medir la glucosa

a través del sudor podría representar un avance importante en el diagnóstico y tratamiento de la diabetes, así como en la mejora de la calidad de vida de los pacientes con diabetes.

LA DIABETES

La Organización Panamericana de Salud (OPS, 2012) afirma que la diabetes es considerada como un problema de salud pública debido a su alto impacto negativo en la calidad de vida del ser humano. Se caracteriza por ser una enfermedad crónica que ocurre cuando el páncreas deja de producir insulina o cuando el organismo humano no hace uso de la insulina de forma eficaz, esto provoca una hiperglucemia que al avanzar la diabetes los diferentes órganos, sistemas, nervios y vasos sanguíneos se ven gravemente afectados. La importancia de la *insulina* radica en el aporte de energía a las células del cuerpo, en personas diabéticas la insulina se deposita en el torrente sanguíneo y no en las células donde debería (Silos et al., 2021).

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el año 2019, la diabetes paso a ser una de las 10 causas principales de mortalidad a nivel mundial. Por otro lado, la OPS en 2019 afirmó que la diabetes ocupa el sexto lugar como causa de muerte en el continente americano, según las estadísticas de la misma entidad fue responsable de más de 284.000 decesos en dicha gestión (Organización Mundial de la Salud, 2020)(Organización Panamericana de la Salud, 2023).

En cuanto a los tipos de diabetes, se pueden diferenciar 3: la diabetes tipo 1, diabetes insulino dependiente (defecto de uso o producción de insulina - común en niños), diabetes tipo 2, no insulino dependiente (incapacidad de uso correcto de la insulina) y la diabetes gestacional, se manifiesta durante el embarazo (Organización Panamericana de Salud, 2012) (Samaniego 2019).

El sudor está compuesto por una variedad de elementos, tales como metabolitos que transportan entre muchas otras a la glucosa, también está compuesto por ácido láctico, proteínas, enzimas.

Loayza-Martínez (2019), plantea una comprensión detallada de la fisiología del sudor y la relación entre la concentración de glucosa en el sudor y en la sangre es esencial para el diseño de un dispositivo para medir la glucosa a través del sudor, con base en ello Khor et al., (2021) destaca que al ser la glucosa uno de los principales metabolitos secretados por el sudor, éste se encuentra en menor concentración en el sudor que en sangre. Estas concentraciones son variables, en sangre hay una concentración de glucosa de 2 a $40 \cdot 10^{-3} \text{ M}$ a diferencia de la concentración de glucosa en el sudor que es de $0.01 - 1.11 \cdot 10^{-3} \text{ M}$.

De acuerdo con Lin et al. (2022), la sudoración podría ser considerada un elemento importante en un método de medición de los niveles de glucosa, ya que contiene toda la información necesaria para dicho examen. De la misma manera, Padash, Enz & Carrara (2020) Khor et al., (2021) coinciden con Lin et al. (2022) y agregan que se requiere una cantidad adecuada de glucosa en el sudor para su detección en los biosensores, que necesariamente deben ser altamente sensibles. Así también, De la torre Fraga & Mesa Alvarez (2016) citados en Reséndiz (2021) manifiestan que el sudor es un fluido que regula la temperatura corporal, que está compuesto por agua un 99% y por NaCl, K, Ca, Mg, Fe, urea, vitaminas, ácido láctico, aminoácidos, glucosa y colesterol.

TIPOS DE DISPOSITIVOS DE CONTROL DE GLUCOSA

Teniendo en cuenta que la diabetes es una de las enfermedades más comunes que afecta a la población mundial, se han realizado investigaciones y desarrollado múltiples dispositivos biosensores que permiten la detección de concentraciones de glucosa de manera no invasiva, a través de fluidos biológicos concentrados distintos a la sangre, uno de ellos es el *sudor*. Para ello es importante comprender su dinámica.

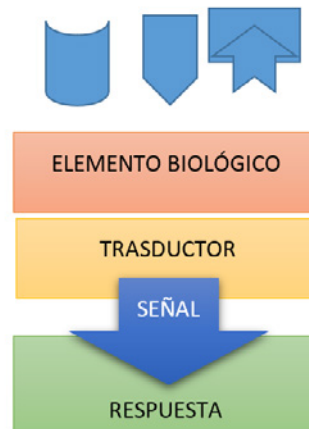
Para determinar los niveles de glucosa es necesario registrarla en ayunas bajo términos estándares: Hipoglucemia, se caracteriza por presentar niveles bajos de glucosa en la sangre por debajo de 70mg/dL. Por otro lado, la hiperglucemia presenta niveles elevados de glucosa en la sangre, también está la normoglucemia, que refiere niveles normales de glucosa en sangre dentro de mg/dL en ayunas y por último la prediabetes, presenta niveles de glucosa más altos de lo normal pero no lo suficiente para calificar como diabetes (Rigalleau et al., 2021) (Samaniego 2019) (American Diabetes Association, 2021).

El reto para los ingenieros biomédicos radica en diseñar un dispositivo y obtener datos exactos en relación al estado diabético del paciente. El diagnóstico se consigue mediante algoritmos o modelos de datos (Ramirez-Dominguez, Estrada-López & López-Huerta, 2022)

Ceballos-Camargo, et al. (2014) exponen el esquema básico que un biosensor debe cumplir para su diseño. De tal forma que pueda el sustrato pueda unirse al elemento biológico y se realice la tasa de conversión. **Figura 1**

FIGURA 1.

Esquema típico de un biosensor



Fuente: Ceballos-Camargo, et al. (2014)

Los dispositivos portátiles se clasifican según el bioconocimiento y transducción de señal.

Tabla 1

Clasificación de dispositivos entre bioconocimiento y transducción de señal

TIPOS	DETECTOR	CARACTERÍSTICAS	DESVENTAJAS
Biosensor Colorimétrico	Biosensor Enzimático	<ul style="list-style-type: none"> * Interpretación de señal de color RGB * El parche biosensado se reemplaza despues de cada uso *Costos operativos bajos * Monitoreo continuo a largo plazo de la glucosa 	Son altamente sensibles a los cambios en el ambiente del sudor, la degradación de la enzima con el tiempo, inmovilizacion de la enzima y por último altos costos.
Biosensor Electroquímico	Biosensor no Enzimático	<ul style="list-style-type: none"> *Análisis de glucosa sudorosa y Hardware inalámbrico de transmisión de datos * Trabajan bajo estabilidad y actividad electrocatalítica. * Costos operativos altos * Monitoreo continuo a largo plazo de la glucosa 	Requieren baterías y otros dispositivos electrónicos de soporte (PCB inalámbricos)

Nota: (Khor et al., 2022) (Lin et al., 2022)

Ahora bien, Khor et.al (2022) postulan que un biosensor portátil se debe caracterizar por ser totalmente autónomo, tener un diseño de estructura integral y sistema de diagnóstico confiable e inteligente.

En la Tabla 2, se describe una compilacion y clasificación TRL de los dispositivos bajo la bibliografía revisada.

Según SACSIS (2020), el nivel TRL es un acrónimo en inglés que significa “Technology Readiness Level” que traducido al español es “Nivel de Madurez Tecnológica”. Es una medida que describe la madurez de una tecnología, término usado comunmente en áreas de ingeniería, ciencia y gestión de proyectos.

Los TRL se clasifican en una escala del 1 al 9, que va de menor a mayor tecnología respectivamente.

Tabla 2
Tipos de Dispositivos Portátiles de Control de Glucosa

Investigadores	Dispositivo y Método de detección	Avance del Prototipo según TRL	Características	Método de muestreo
Lin et. al., (2022)	Sensor de glucosa de sudor con parches de hidrogel. Detección Cronoamperometría	Detección Electroquímica TRL 6	Absorción rápida del sudor durante actividades diarias, sedentarias y rutinarias en reposo	Sin Estimulación, rutinario.
Reséndiz (2021)	Sensor flexible acoplado a dispositivo electrónico inalámbrico	Detección Electroquímica TRL 4	Dispositivo electrónico tipo inalámbrico	Actividad Física
Wang et al. (2022)	Biosensor flexible portátil ultrapequeño para análisis continuo de sudor	Detección electroquímica TRL 6	Sistema miniatura , precisión en tiempo real.	Actividad física
(Noura et al., 2022)	dispositivo integrado electroquímico microfluídico para detectar glucosa en sudor natural	Detección Electroquímica TRL 5	Recolecta muestras a base de acción capilar en tiempo real.	Actividad Física.
Fulati y col. Citado en Ceballos-Camargo (2014)	biosensor de glucosa basado en nano-hojuelas de óxido de zinC	Detección Electroquímica TRL 4	Monitoreo continuo de la glucosa	Actividad Física
Karpova et al., (2019)	Monitoreo no invasivo de la diabetes a través del análisis continuo del sudor utilizando un biosensor de glucosa de flujo continuo	TRL 6	Análisis continuo del sudor sin diluir inmediatamente después de su excreción	Actividad Física

Nota: La clasificación según TRL Fuente: (Financiación e Investigación SACSIS, 2020)

Es así, que Pérez & Orozco (2022) proponen en su investigación la aplicación de Biosensores electroquímicos portátiles para medir biomarcadores con particiones complejas de sangre a sudor, como proteínas y hormonas. Estos dispositivos, tales como el Gluco Watch (Cygnus) es no invasivo y se basa en la iontoforesis inversa, también está el Panda “Glucohol” (glucosa más alcohol) tatuaje, luego menciona a los biosensores epidérmicos portátiles, estos requieren por lo menos tres electrodos para un alto rendimiento y estabilización del sistema del sensor con el tiempo, otra alternativa son los biosensores epidérmicos portátiles en electrodos serigrafados.

Ceballos-Camargo (2014) recopilaron información de biosensores electroquímicos de glucosa, quienes mencionan a Fulati y colaboradores que crearon un biosensor de glucosa basado en nano-hojuelas de óxido de zinc, la dinámica consiste en un monitoreo continuo de la glucosa a lo largo del día.

Por otro lado, un proyecto de investigación de la Carrera de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Valparaíso plantea un sistema de monitoreo de los niveles de glucosa en la sangre, a través de métodos ópticos utilizando diodos emisores y receptores en frecuencias de infrarrojo cercano; se pretende relacionar esta información a un dispositivo portátil de 24 horas de uso conectado a un teléfono móvil del usuario y generar una base de datos. Este tipo de dispositivos serían de gran ayuda para mantener el historial de salud de los pacientes en tiempo real.

Así mismo, Reséndiz (2021) menciona que la glucosa es un compuesto biológico, reactivo principal en la glucólisis. Y que se fueron desarrollando varias formas de estudiar y medir el nivel de la glucosa y la detección de diabetes. Es por ello se encuentra una relación estrecha entre sudor y los niveles normales de glucosa que pueden ser de 5 a 20 mg/dL, los diabéticos generalmente exceden los 100 mg/dL de concentración de glucosa en el sudor.

En cuanto a la tecnología utilizada para la fabricación de sensores, los dispositivos deben ser sensibles y específicos para la medición de la glucosa en el sudor. Los sensores electroquímicos y los biosensores son comúnmente utilizados para la medición de la glucosa en el sudor.

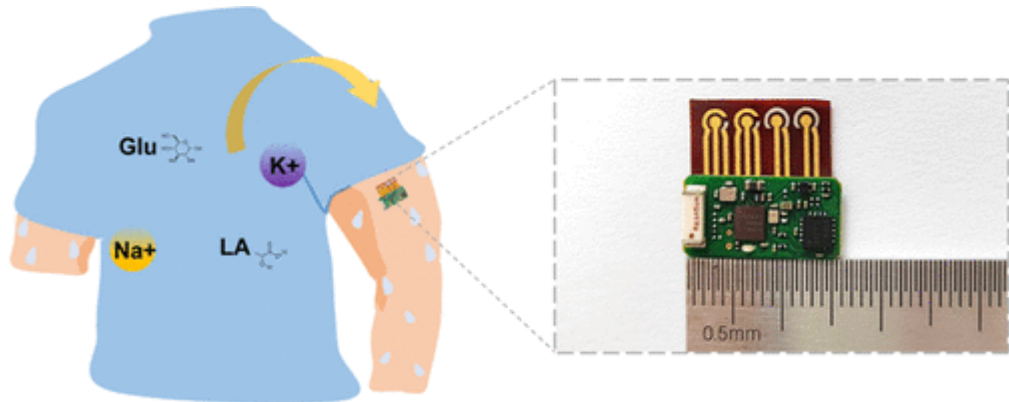
Existen dispositivos portátiles no invasivos, como los sensores portátiles para medir la glucosa en el sudor y el Dispositivo Sensor de Glucosa Óptica basado en VIS-NIR (Detectores dentro de rango visible e infrarrojo cercano) Se caracterizan por aprovechar el sudor y cuantificar el nivel de azúcar en el organismo. (Hernández & Hernández, 2023)

Citando a Karpova et. Al. (2014) describen el Biosensor de Glucosa de Flujo Continuo desarrollado en su investigación, se basan en el azul prusiano y la glucosa oxidasa inmovilizada en ionómero perfluorosulfonado, la sensibilidad alcanza en modo por lotes $0.23 \text{ AM}^{-1} \text{ cm}^{-2}$ y su rango de calibración es de $5 \mu\text{M}$ a 1 mM . Se aplicó la investigación en una población muestra de 19 voluntarios bajo regulaciones de GCP (Buenas Prácticas Clínicas, en español), y se determinó que el monitor, es un dispositivo ultrasensible.

Wang et al. (2022) sugieren implementar biosensores pequeños y portátiles con chip MSO2 integrado, para la detección inmediata del sudor y monitorear de esta manera la glucosa tanto valores normales como anormales (**Figura 2a**). Los componentes utilizados para el diseño de estos biosensores son: electrodos flexibles (**Figura 2b**), placa circular impresa de $1.5 \text{ cm} * 0.8 \text{ cm}$.

Figura 2a.

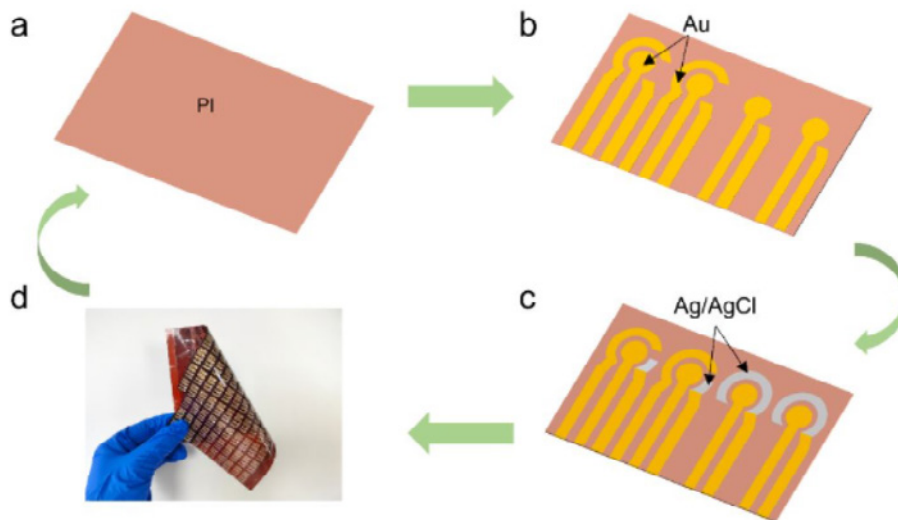
Biosensor Portátil con Chip MS02



Fuente: Wang et al. (2022)

Figura 2b.

Electrodo Flexible de Biosensor Portátil con Chip MS02

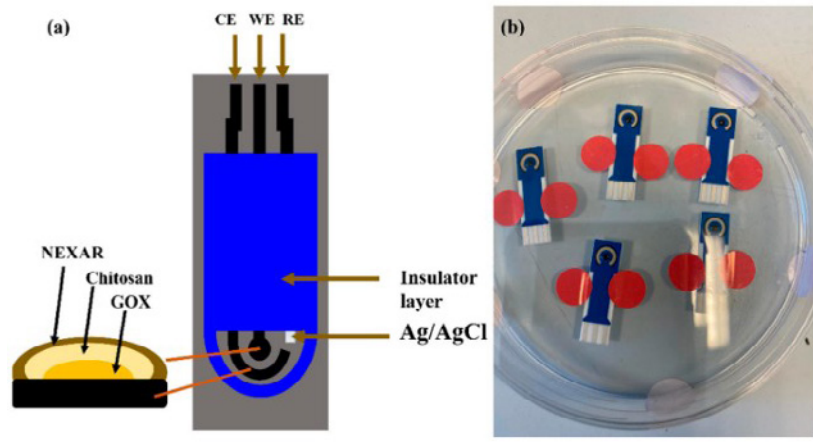


Nota. Pasos de fabricación de los Electrodo Flexible (a) Poliamida (Pi) sustrato para la impresión de patrones (b) Impresión de patron de Au como electrodo de trabajo y contraelectrodos en Pi (c) Impresión de electrodos de Ag/AgCl en Pi (d) Fotografía de la matriz de electrodos. Fuente: Wang et al. (2022)

Una propuesta similar con algunas diferencias nos enseñan (Noura et al., 2022) quienes diseñaron un dispositivo integrado electroquímico microfluídico basado en papel 3D PMED (Particle Mediated Epidermal Delivery) para detectar los niveles de glucosa en el sudor en tiempo real, un equipo nada invasivo (**Figura 3**). Los elementos usados para la fabricación de este dispositivo fueron: electrodos de carbono serigrafiados, malla de pantalla, cera y papel filtro Whatman. Se realizaron mediciones amperométricas a temperatura ambiente. Cabe destacar, que las pruebas se llevaron a cabo inicialmente fuera del cuerpo para verificar la capacidad de detección de glucosa en un simulacro de sudor, posteriormente una vez confirmados los resultados, se aplicó el instrumento de medición directamente en el cuerpo humano, específicamente en el antebrazo de los voluntarios, ya que en esa zona se encuentran las glándulas écrinas secretoras de glucosa en el sudor. Una vez el dispositivo inició la evaluación, se midió 1.5 mM a 0.4 mM de glucosa y sudor (**Figura 4**).

Figura 3

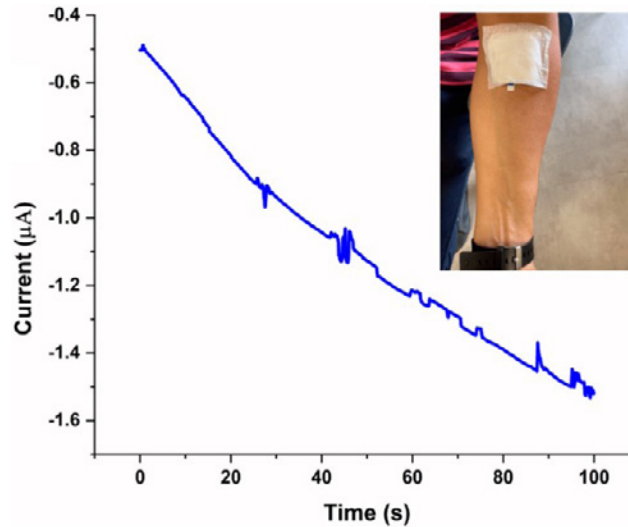
Caracterización del Sensor de Glucosa



Nota. (a) Diagrama esquemático del sensor de glucosa (b) Electrodo sensor de glucosa, recubierto con cinco capas. Fuente: Noura et.al. (2022)

Figura 4

Instalación de Sensor de Glucosa en Antebrazo de Voluntario



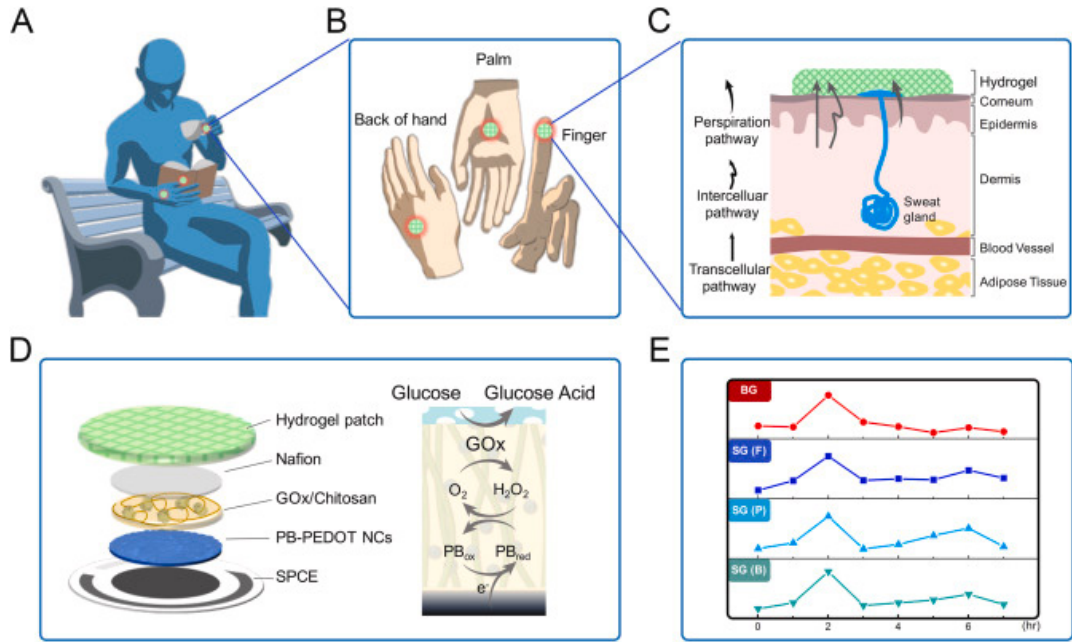
Nota. Instalación y medición corporal de glucosa en el sudor con el 3D PMED.

Fuente: Noura et al. (2022)

Por otro lado (Lin et al., 2022) también realizaron investigaciones con un parche hidrogel portatil, consta de un electrodo de poli (3,4-etilendioxitiofeno nanocomposito (PB-PEDOT NC) con sensor de glucosa electroquímico a través del sudor natural (**Figura 5**). Su propuesta se basa en los la recolección de analitos por los parches de hidrogel y dirigirlos al biosensor de áreas con alta densidad de glándulas del sudor. Este dispositivo tiene una marcada mejora frente a la sensibilidad de glucosa. La valoración se puede obtener de un dedo, palma o el dorso de la mano.

Figura 5

Esquema del diseño, mecanismo y uso del sensor de glucosa de muestreo natural del sudor:



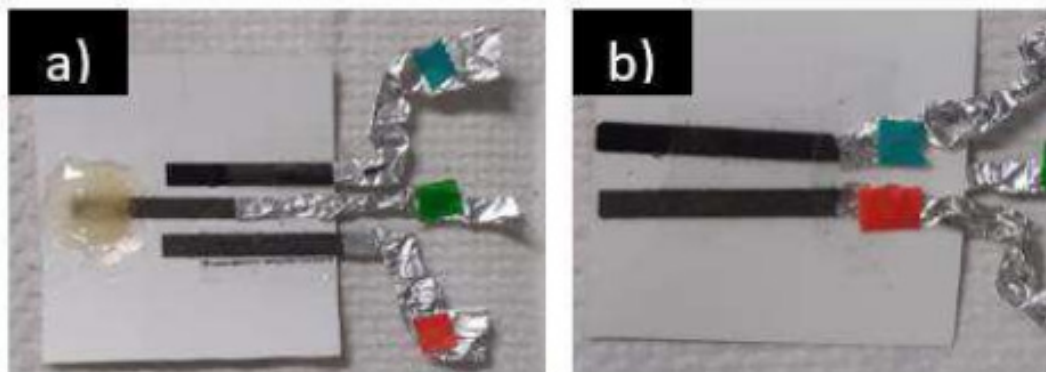
Nota. **A.** Uso del parche hidrogel. **B.** Posiciones accesible. **C.** Vías de glucosa para muestreo. **D.** Esquema de capas del electrodo ezimático del sensor de glucosa. **E.** El dispositivo puede controlar la glucosa en el sudor sin actividad de alta intensidad o estimulación externa en diferentes posiciones, como dedo (F), palma (P) y dorso de la mano (B). **Fuente:** Lin et al. (2022)

A diferencia de Wang et al. (2022) y Noura et al. (2022) quienes diseñaron sus dispositivos para obtener los niveles de glucosa, estimulando el sudor a través de la actividad física; Lin et al. (2022) enfatizan su investigación en aplicar el dispositivo a personas con actividades rutinarias para mantener la relación existente entre sangre y la glucosa del sudor, es decir realizaron su investigación a un determinado grupo de personas sin activarlos físicamente.

Por otro lado, Reséndiz (2021) destaca otro dispositivo mejorado, este consta de un biosensor inalámbrico que mide los niveles de la glucosa a través del sudor. Dicho dispositivo se diferencia de otros al ser totalmente autónomo para realizar las mediciones en tiempo real y almacenar la información. Se caracteriza por el uso de tres electrodos: electrodo de trabajo (de papel carbon de Toray) el contra electrodo (barra de carbón grafito) y el electrodo de referencia, estos se depositan sobre un parche médico (**Figura 6**). Y para obtener el nivel de glucosa se integra el potencióstato en la parte electrónica.

Figura 6

Biosensor de glucosa tipo parche



Nota. (a) Biosensor con electrodo de referencia Ag/AgCl con cubierta de resina epóxica.

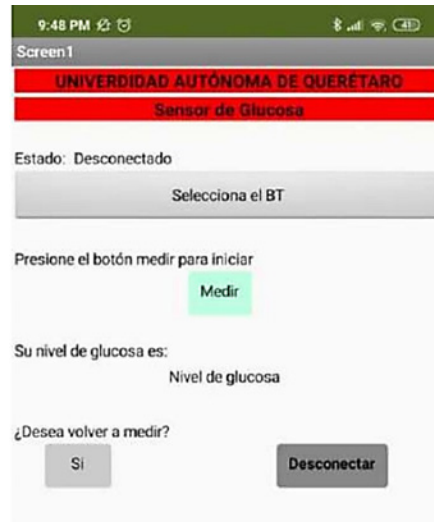
(b) Biosensor con electrodo de referencia Ag/AgCl con diseño de puente salino.

Fuente: Reséndiz (2021)

El diseño de este dispositivo que propone Reséndiz además de realizar las mediciones del nivel de glucosa, almacena los datos obtenidos, que son detalles que la Ingeniería biomédica valora en la actualidad (**Figura 7**). Para ello el diseño electrónico es fundamental, se basa en un módulo Esp32 con un DAC (convertidor de digital a analógico) de 8 bits y un ADC (convertidor de analógico a digital) de 12 bits, lleva integrado el wifi y bluetooth. Posteriormente para el procesamiento de datos se convierte la señal analógica a digital en el programa Python y se reajusta la resolución a 12 mV/escalón. Por último se enlaza con la aplicación móvil y se da clic en “iniciar” para dar la orden de inicio de pruebas electroquímicas, y así se obtiene el valor de glucosa en el sudor y la aplicación va almacenando la información.

Figura 7

Interfaz para aplicación en teléfono inteligente



Nota. Aplicación para almacenamiento de datos obtenidos del Biosensor de Glucosa. Fuente: Reséndiz (2021)

Factores ambientales de la persona afectada por la diabetes como ser: la actividad física, la dieta, la hidratación y la temperatura ambiental pueden influir en la concentración de glucosa en el sudor y, por lo tanto, en las mediciones de glucosa en el dispositivo. Así también, influyen los factores fisiológicos tales como el estrés emocional, concentración de metabolitos, el pH de la piel que pueden afectar la transpiración y la precisión del dispositivo.

Wang et al., Noura et al. & Reséndiz mencionan diferentes características que se tomó en cuenta en sus respectivas investigaciones, como la temperatura corporal, la actividad física, el reposo, la dieta e hidratación.

Se espera que los dispositivos para medir la glucosa a través del sudor deban cumplir con requisitos de precisión y exactitud para garantizar mediciones confiables y precisas. (Tabla 3)

Hernández & Hernández (2023) describen la capacidad de los dispositivos para analizar los datos del nivel de glucosa de forma continua y sostienen que la tecnología de los biosensores es prometedora ya que extenderá los informes de glucosa del sudor ecrino humano pasivamente en tiempo real. Por otro lado ratifican el objetivo principal de las técnicas de medida de glucosa, es reducir el error al momento de la detección de hipoglucemia e hiperglicemia.

Pérez & Orozco (2022) expresan que los dispositivos deben realizar las mediciones fisiológicas manteniendo un contacto estrecho con la superficie del cuerpo.

Tabla 3

Características de los dispositivos de medición de la glucosa a través del sudor

Investigadores	Dispositivo y Método de detección	Características
Lin et. al., (2022)	Sensor de glucosa de sudor con parches de hidrogel. Detección Cronoamperometría	Tiempo de muestra rápida, mediante absorción de sudor natural de la mano
Reséndiz (2021)	Sensor flexible acoplado a dispositivo electrónico inalámbrico	Aplica voltaje del pico de oxidación durante 5 minutos y calcula el valor de la glucosa en unidades milimolares posteriormente la envía a la APP transformando la medida en mg/dL
Wang et al. (2022)	Biosensor flexible portátil ultrapequeño para análisis continuo de sudor	Medición en tiempo real. Monitoreo de 4 biomarcadores (glucosa, lactato, Na ⁺ , y k ⁺)
(Noura et al., 2022)	Dispositivo integrado electroquímico microfluídico para detectar glucosa en sudor natural	Monitoreo continuo en tiempo real. Dispositivo microfluídico basado en papel (3D PMED). Con sensibilidad de 16.8 ATHA/mM/cm ²
Fulati y col. Citado en Ceballos-Camargo (2014)	Biosensor de glucosa basado en nano-hojuelas de óxido de zinC	Monitoreo continuo de la glucosa . El ZnO es compatible con elementos biológicos y tiene una alta tasa de transferencia de electrones
Karpova et al., (2019)	Monitoreo no invasivo de la diabetes a través del análisis continuo del sudor utilizando un biosensor de glucosa de flujo continuo	La respuesta del biosensor permanece constante durante 25 horas

CONCLUSIONES

Se estudió 6 dispositivos de medición del nivel de glucosa en esta investigación, los cuales en comparación con el método de control convencional como lo es la punción digital, no son nada invasivos, ya que no requieren se realice punciones generalmente en la yema de los dedos y obtener la gota de sangre para su evaluación, método que es poco tolerado por los niños o personas que sufren ansiedad con un umbral alto de dolor, lo que finalmente se convierte en una pesadilla ya que este

tipo de monitoreos debe ser constante y muchas veces las personas resienten este procedimiento negándose a continuar con ello, generando así problemas de salud al no estar debidamente controlados.

Evaluando los estudios revisados, el dispositivo que califica como accesible, interesante y práctico es el *Sensor de glucosa de sudor con parches de hidrogel* que proponen Lin et al. (2022), ya que para la detección del nivel de glucosa en el sudor no requiere estimulación de sudoración mediante actividad física sino obtiene la muestra mediante activades rutinarias además de tener un nivel 6 de TRL. Por otro lado, el *Biosensor flexible portátil ultrapequeño para análisis continuo de sudor* de Wang et. al (2022) se destaca por ser un dispositivo avanzado, con la característica de tener una presentación miniatura, portátil y de precisión en la medida de la concentración de glucosa en tiempo real destacando también un nivel 6 de TRL. No obstante, del mismo modo llama la atención el *Sensor flexible acoplado a dispositivo electrónico inalámbrico* que postula Reséndiz (2021) por no ser solo un dispositivo de control inmediato si no también tiene la particularidad de almacenar la información en una base de datos, y disponerla en una aplicación móvil super práctica, este dispositivo presenta un nivel 4 TRL siendo el dispositivo con menor avance. Así también Noura et al., (2022), Fulati y col. Citado en Ceballos-Camargo (2014), Karpova et al., (2019) y otros autores desarrollaron dispositivos bastante innovadores y funcionales.

Por consiguiente el dispositivo que se recomienda como el ideal entre todos los dispositivos revisados es el *Biosensor flexible portátil ultrapequeño para análisis continuo de sudor* de Wang et al. (2022), el cual a diferencia de los demás dispositivos es totalmente autónomo para realizar mediciones en tiempo real y almacenar la información de manera eficiente, lo que lo posiciona como una herramienta avanzada y prometedora para el monitoreo no invasivo de la diabetes. Se destaca además, por su diseño innovador que integra tres electrodos (electrodo de trabajo, contra electrodo y electrodo de referencia) sobre un parche médico, junto con la inclusión de un potencióstato en la parte electrónica para medir los niveles de glucosa a través del sudor. Asimismo, este biosensor es capaz de almacenar los datos obtenidos, lo que lo convierte en una opción completa y funcional para el control continuo y preciso de la glucosa en pacientes diabéticos. Su nivel de tecnología, representado por un TRL 6, indica un avance significativo en su desarrollo y lo posiciona como una herramienta confiable y efectiva para el monitoreo no invasivo de la diabetes.

Es así como uno de los grandes desafíos de la ciencia en medicina es proveer dispositivos poco invasivos de monitoreo de glucosa en personas con diabetes y una buena opción es un dispositivo amigable, accesible de detección de los niveles de glucosa en base al sudor en tiempo real.

Estudios científicos demostraron que el *sudor* contiene información valiosa sobre la concentración del nivel de glucosa, detalle que hace que la medición a través de este fluido corporal sea una opción favorable.

La ingeniería biomédica, en el área de innovación tecnológica se enfrenta a una variedad de desafíos. Destacando la necesidad de: crear, implementar, mejorar el diseño y fabricación de los dispositivos de control de glucosa en el sudor, esto implica tomar en cuenta tres pilares fundamentales para el desarrollo de la “piel inteligente”, la microfabricación de semiconductores, electrónica blanda y los sensores robóticos (Perez & Orozco 2022). Otra de las mejoras que se espera de

estos dispositivos portátiles, es cumplir con el monitoreo continuo por periodos largos, también es menester desarrollar biosensores de tamaño reducido, selectivos y confiables.

Si bien es cierto, el desarrollo de este tipo de dispositivos de control glucémico va en tendencia y en constante evolución, los mismos requieren cumplir reglamentaciones, controles de calidad y las certificaciones correspondientes, esto con el propósito de regular la seguridad clínica a los pacientes.

El desarrollo de estos dispositivos tiene el potencial de mejorar la calidad de vida de las personas con diabetes.

BIBLIOGRAFÍA

American Diabetes Association. (2021). Classification and Diagnosis of Diabetes: Standards of Medical Care in Diabetes—2021. *Diabetes Care*, 44(1).

Ceballos-Camargo, L., Narro, R., Sandoval, J. (2014) Biosensores electroquímicos de glucosa. *CienciaCierta.10* (39). <http://www.cienciacierta.uadec.mx/2014/09/06/biosensores-electroquimicos-de-glucosa/>

Financiación e Investigación SACSIS. (2020, 3 de Junio). Los niveles TRLs en el sector de dispositivos médicos. <https://financiacioneinvestigacion.com/blog/niveles-trls-dispositivos-medicos/>

Karpova, E., Shcherbacheva, E., Galuchin, A., Vokhmyanina, D., Karyakina, E., Karyakin, A. (2019) Monitoreo no invasivo de la diabetes a través del análisis continuo del sudor utilizando un biosensor de glucosa de flujo continuo. *Analytical Chemistry. Chemistry Faculty. 6* (91) 3778-3783. Russia. Recuperado de <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acs.analchem.8b05928>

Khor, S. M., Choi, J., Won, P., & Ko, S. H. (2022). Challenges and Strategies in Developing an Enzymatic Wearable Sweat Glucose Biosensor as a Practical Point-Of-Care Monitoring Tool for Type II Diabetes. *Nanomaterials* (Basel, Switzerland), 12(2), 221. <https://doi.org/10.3390/nano12020221>

Hernández, D., & Hernández, J. (2023). Dianetes, Inteligencia Artificial e Internet de las cosas médicas: nuevas tendencias en la medicina. *Komputer Sapiens*, 1, 41-64.

Lin, P., Sheu, S., Chen, C., Huang, S., & Li, B. (2022). Wearable hydrogel patch with noninvasive, electrochemical glucose sensor for natural sweat detection. *Talanta*, 241(1), 123187. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.talanta.2021.123187>

Liu, Q., Liu, Y., Wu, F., Cao, x., Li, Z., Alharbi, M., Abbas, A.N., Amer, M.R. & Zhou Ch. (2018) Altamente sensible y portátil In₂O₃ Biosensores de transistores de nanoribbono con puerta integrada en el chip para el monitoreo de glucosa en fluidos corporales. *ACS Nano*, 12 (2) 1170-1178. <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b06823>

Loaiza-Martinez, M. D. L. (2019). Diseño del proyecto para construir un dispositivo no invasivo de control de glucosa (Master's thesis). Recuperado de <https://reunir.unir.net/handle/123456789/8165>

Noura, Z., Shah, I., Aziz, S., Ahmed, A., Jung, D., Brahim, L., & Elmostafa, R. (19 de Noviembre de 2022). Wearable Healthcare Monitoring Based on a Microfluidic Electrochemical Integrated for Sensing Glucose in Natural Sweat. *Sensors* (Basel), 22(22), 8971. <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/22/8971>

Organización Mundial de la Salud (2019). Diabetes. Recuperado de: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>

OMS. (2020). *Las 10 principales causas de defunción*. Organización Mundial de La Salud. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death#:~:text=Las infecciones de las vías,460.000 menos que en 2000>

Organización Panamericana de Salud. (27 de abril de 2012). Diabetes. Organización Panamericana de Salud: https://www3.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=category&id=4475&layout=blog&Itemid=40610&language=es&limitstart=15

OPS. (2023). *Diabetes*. Organización Panamericana de La Salud. <https://www.paho.org/es/temas/diabetes>

Padash M, Enz C, Carrara S. Microfluidics by Additive Manufacturing for Wearable Biosensors: A Review. *Sensors* (Basel). 2020 Jul 29;20(15):4236. doi: 10.3390/s20154236. PMID: 32751404; PMCID: PMC7435802.

Pérez, D., & Orozco, J. (2022). Wearable electrochemical biosensors to measure biomarkers with complex blood-to-sweat partition such as proteins and hormones. *Microchim Acta*, 189(127). <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00604-022-05228-2>

Ramírez-Domínguez, S.E., Estrada-López, J.J., López-Huerta, F. (2022). Métodos no invasivos de detección de glucosa para el tratamiento y diagnóstico de diabetes. *Revista Internacional de Investigación e Innovación Tecnológica*. 10 (57) 65-76. https://riiit.com.mx/apps/site/files_v2450/glucosa_ver_5_div_jul-ago_2022_v1.pdf

Reséndiz, A. (2021). Desarrollo de un sensor inalámbrico flexible para la cuantificación de glucosa en sudor (Tesis de pregrado). Universidad Autónoma de Querétaro. Querétaro. <https://ri-ng.uaq.mx/bitstream/123456789/3541/1/IGLIN-257406-1121-622-Ariadna%20Yaneli%20Resendiz%20Jaramillo%20%20%20-A.pdf>

Reyes, P. Blanchard, G., Arredondo, T., Galindo, C., Glaría, A., Roncagliolo, P., Aguirre, L., Jara, A. (2011). Sistema móvil de monitoreo no invasivo y de gestión de enfermedades crónicas para pacientes afectados de diabetes. Proyecto de Investigación no publicado. Universidad de Valparaíso, Chile. Recuperado de https://www.conicyt.cl/wp-content/themes/fondef/encuentra_proyectos/PROYECTO/06/I/D06I1094.html

Rigalleau, V., Monlun, M., Foussard, N., Blanco, L., Mohammadi K. (2021) Diagnóstico de Diabetes. *EMC-Tratado de medicina*, 25 (2) 1-7. Recuperado de [https://doi.org/10.1016/S1636-5410\(21\)45110-X](https://doi.org/10.1016/S1636-5410(21)45110-X)

Samaniego Bañuelos, F. (2019). ¿De qué diabetes estamos hablando?.. Editorial ITACA. <https://elibro.net/es/lc/bibliounivalle/titulos/120365>

Silos Chincoya, G. , Martínez Oliva, G. G. , & Chairez Oria, J. I. (2021). Dispositivo de Monitoreo de Glucosa en Sangre No Invasivo mediante Infrarrojo Cercano. *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, 8(1), 173–177. Recuperado a partir de <https://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/890>

Wang, J., Wang, L., Li, G., Yan, D., Liu, C., Xu, T., & Zhang, X. (2022). Ultra-Small Wearable Flexible Biosensor for Continuous Sweat Analysis. *ACS Sens*, 10(3), 3102-3107. <https://doi.org/10.1021/acssensors.2c01533>. Epub 2022 Oct 11. PMID: 36218347.



SEDE CENTRAL COCHABAMBA

Campus Universitario Tiquipaya
c. Guillermina Martínez s/n
Telf: (591 - 4) 4318800

Torre Académica América

Av. América N°165 entre Túpac Amaru y Av. Libertador Bolívar
Telf: (591 - 4) 4150300

Edif. Polifuncional Ayacucho

Av. Ayacucho N°256
Telf: (591 - 4) 4150200

SEDE ACADÉMICA LA PAZ

Campus Miraflores
Av. Argentina N° 2083 esq. Nicaragua
Telf: (591 - 2) 2246725/6/7

SEDE ACADÉMICA SUCRE

Campus Las Delicias
Pasaje Guillermina de Ruiz N° 1 (Zona Bajo Delicias)
Telf: (591 - 4) 6441664

SEDE ACADÉMICA TRINIDAD

Campus El Gran Paitití
Av. Reyes s/n
Telf: (591 - 3) 4621238

SEDE ACADÉMICA SANTA CRUZ

Campus Eco Smart
Av. Banzer - Séptimo anillo y Av. Juan Pablo II