



**EDUCACIÓN**  
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



**Tecnológico Nacional de México**

Instituto Tecnológico de Tijuana

## **Tesis de Maestría**

Nombre de la tesis

**Sistema de monitoreo de signos vitales en adultos  
mayores mediante lógica difusa**

Presentada por

**Fabiola Hernandez Leal**

Como requisito para la obtención de grado de

**Maestría en Tecnologías de la Información**

Director de tesis

**Dr. Arnulfo Alanis Garza**

Codirector

**Dr. Efraín Patiño Mandujano**

Tijuana, Baja California.





Instituto Tecnológico de Tijuana

Tijuana, Baja California,

09/junio/2021

OFICIO No. 052/DEPI/2021

Asunto: Autorización de Impresión de Tesis

**MARIBEL GUERRERO LUIS**  
JEFA DEL DEPARTAMENTO DE SERVICIOS ESCOLARES  
PRESENTE

En lo referente al trabajo de tesis, "Sistema de monitoreo de signos vitales en adultos mayores mediante lógica difusa". Presentado por C. Fabiola Hernández Leal, alumna de la Maestría en Tecnologías de la Información con número de control M1921031; informo a usted que a solicitud del comité de tutorial, tengo a bien Autorizar la impresión de Tesis, atendiendo las disposiciones de los Lineamientos para la Operación de Estudios de Posgrado del Tecnológico Nacional de México.

Sin más por el momento le envío un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**  
Excelencia en Educación Tecnológica  
Por una juventud integrada al desarrollo de México



**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE TIJUANA**

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
E INVESTIGACIÓN

**YAZMIN MALDONADO ROBLES**  
JEFA DE DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

ccp. Archivo  
YMR/laj



Calzada del Tecnológico S/N Esq. Av. Castillo de Chapultepec  
y calle Cuauhtemotzin, Fracc. Tomás Aquino C.P. 22414,  
Tijuana, Baja California.  
(664) 6078400 Ext. 101 / e-mail: dir\_tijuana@tecnm.mx  
tecnm.mx | tijuana.tecnm.mx





Tijuana Baja California, 12/abril/2021  
Asunto: Autorización de impresión de trabajo de tesis

**DRA. YAZMIN MALDONADO ROBLES**  
**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**  
**PRESENTE**

En lo referente al trabajo de tesis, **“Sistema de monitoreo de signos vitales en adultos mayores mediante lógica difusa”**, presentado por la **Ing. Fabiola Hernandez Leal**, alumna del programa de Maestría Tecnologías de la Información, con número de control **M1921031**; informamos a usted que después de una minuciosa revisión e intercambio de opiniones, los miembros del comité manifiestan **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias, por lo que se autoriza al interesado para que proceda de inmediato a la impresión del mismo.

**ATENTAMENTE**  
**Excelencia en Educación Tecnológica®**  
**Por una juventud integrada al desarrollo de México®**

**Dr. Arnulfo Alanis Garza**  
**PRESIDENTE**

**Dr. Efraín Patiño Mandujano**  
**SECRETARIO**

**Dra. Samantha Jiménez Calleros**  
**VOCAL**

**Dr. Bogart Yail Márquez Lobato**  
**SUPLENTE**

ccp. Dr. Sergio Magdaleno Palencia, Coordinador Académico de la Maestría en Tecnologías de la Información



Calzada del Tecnológico S/N Esq. Av. Castillo de Chapultepec y calle Cuahtemotzin, Fracc. Tomás Aquino C.P. 22414, Tijuana, Baja California. (664) 6078400 Ext. 101 / e-mail: dir\_tijuana@tecnm.mx  
tecnm.mx | tijuana.tecnm.mx



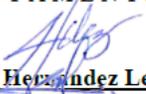
## CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Tijuana, Baja California, el día 4 del mes de abril del año 2021, el que suscribe Fabiola Hernandez Leal, con número de control M1921031, alumno de Maestría en Tecnologías de la Información, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Arnulfo Alanis Garza y del Efraín Patiño Mandujano, cede los derechos para su difusión, en su totalidad o en partes, con fines académicos o de investigación del documento de tesis titulado Sistema de monitoreo de signos vitales en adultos mayores mediante lógica difusa al Tecnológico Nacional de México.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas, código, formulas o datos del trabajo sin permiso expreso del autor o director del trabajo. Este debe ser obtenido escribiendo a cualquiera de las siguientes direcciones de correo electrónico fabiola.hernandez@tectijuana.edu.mx, alanis@tectijuana.edu.mx y efrain.patio@uabc.edu.mx o bien, dirigirse a las instalaciones del Instituto Tecnológico de Tijuana en Calzada del Tecnológico S/N Esq. Av. Castillo de Chapultepec y calle Cuauhtemotzin, Fracc. Tomás Aquino C.P. 22414, Tijuana, Baja California, conmutador 664-6078400.

Si se otorga el permiso, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo como lo indique el autor intelectual o el director del trabajo de Tesis.

A T E N T A M E N T E

  
Fabiola Hernandez Leal  
ALUMNO DEL POSGRADO DE LA MAESTRÍA EN TECNOLOGÍAS DE LA  
INFORMACIÓN

## Agradecimientos y dedicatorias

*A Ralph por alegrar mis tardes después de un día pesado y hacerme feliz...*

*A Yoshio quien me ha ayudado a reencontrar mi pasión y darme todo el apoyo para continuar con mis metas, aunque eso signifique que sacrifiquemos un poco de tiempo juntos...*

*Al Dr. Alanis quien tenía guardado este proyecto, mismo que había tenido ganas de trabajar desde años atrás y quien me ha apoyado incondicionalmente para resolverlo sin importar los retos que nos encontramos durante el camino...*

*Al Dr. Patiño quien me ayudo a comprender temas relevantes en el área médica, y estuvo pendiente de todo el proceso...*

*A mis padres quienes han sido un ejemplo de trabajo duro y esfuerzo...*

*A Diana a quien espero jamás defraudar y tratar de ser un buen ejemplo para ella...*

# Contenido

Capítulo 1. Planteamiento del problema.....	14
Justificación del problema.....	15
Pregunta(s).....	15
Objetivos.....	16
Objetivo general.....	16
Objetivos específicos.....	16
Indicadores.....	17
Capítulo 2. Estado del arte.....	19
Marco teórico-conceptual.....	23
Desarrollo humano.....	23
Ambientes de vida asistida.....	24
Respiración.....	24
Transporte de oxígeno a los tejidos.....	25
Saturación de oxígeno en la sangre.....	26
Oxímetro de pulso.....	27
Hipoxia.....	28
Hipoxemia.....	29
Sistema cardiovascular.....	29
Gasto cardíaco.....	30
Frecuencia cardíaca.....	30
Taquicardia.....	31
Bradicardia.....	32
Fotopleletismografía.....	32
Capítulo 3. Metodología de investigación.....	35
Definición de la muestra.....	36
Recolección de datos.....	36
Método de recolección de datos mediante simulaciones.....	41
Capítulo 4. Propuesta.....	43
Propuesta.....	44
Recursos técnicos.....	53
Capítulo 5. Experimentos.....	54

Experimento #1.....	55
Experimento #2.....	55
Experimento #2a.....	55
Experimento #2b.....	55
Experimento #3.....	55
Experimento #4.....	56
Experimento #5.....	56
Experimento #6.....	57
Experimento #7.....	57
Experimento #8.....	57
Experimento #9.....	57
Experimento #10.....	57
Experimento #11.....	57
Experimento #12.....	58
Capítulo 6. Resultados y análisis.....	59
Capítulo 7. Conclusiones.....	72
Capítulo 8. Referencias.....	75

## Índice de tablas y figuras

Tabla 1: Cronograma de actividades.....	18
Tabla 2: Valores de frecuencia cardiaca en hombres.....	31
Tabla 3: Valores de frecuencia cardiaca en mujeres.....	31
Tabla 4: Triage de urgencias médicas.....	40
Tabla 5: Reglas lingüísticas.....	51
Tabla 6: Exactitud sensor Nonin 3231, tomado de [56].....	53
Tabla 7: Métricas de desempeño del sistema por categorías - promedio.....	70
Tabla 8: Métricas de desempeño del sistema por categorías - mediana.....	70
Tabla 9: Métricas de desempeño del sistema completo.....	70
Tabla 10: Métricas de desempeño del filtro de la mediana - análisis médico.....	71
Figura 1: Espectros de absorbanza de luz – Tomado de [36].....	28
Figura 2: Relación entre ECG y PPG - Tomado de [43].....	33
Figura 3: Triage de urgencias.....	40
Figura 4: Metodología del sistema.....	44
Figura 5: Categorías del triage de urgencias.....	45
Figura 6: Abstracción del sistema.....	46

Figura 7: Arquitectura del sistema .....	46
Figura 8: Modelo del sistema .....	47
Figura 9: Estructura del sistema difuso .....	48
Figura 10: Variable de entrada de saturación de oxígeno .....	49
Figura 11: Variable de entrada de pulso cardiaco.....	49
Figura 12: Variable de salida de la categoría del triage .....	49
Figura 13: Superficie de la primera versión del sistema difuso .....	50
Figura 14: Superficie de la versión final del sistema difuso .....	50
Figura 15: Experimento 1, saturación de oxígeno.....	61
Figura 16: Experimento 1, pulso cardiaco .....	61
Figura 17: Adulto femenino de referencia .....	63
Figura 18: Adulto femenino - adultez temprana.....	63
Figura 19: Adulto femenino - adultez media.....	64
Figura 20: Adulto masculino - adultez media.....	64
Figura 21: GUI Monitoreo de signos vitales .....	67
Figura 22: Filtro del promedio de ventana móvil.....	67
Figura 23:Filtro de la mediana de ventana móvil.....	68
Ecuación (1) .....	26
Ecuación (2) .....	48
Ecuación (3) .....	68
Ecuación (4) .....	69
Ecuación (5) .....	69
Algoritmo 1.....	42
Algoritmo 2.....	50
Algoritmo 3.....	65
Algoritmo 4.....	66

## Resumen

El presente documento muestra el desarrollo de un sistema de monitoreo de signos vitales en adultos mayores mediante el uso de la lógica difusa de manera que, presenta los avances que se han realizado en el área de la salud haciendo uso de la tecnología mediante la implementación de diversos métodos. Toma como propuesta el uso del sistema triage utilizado en el sector salud de la República Mexicana [1].

El sistema utiliza un agente recolector de información y un agente clasificador de la misma el cual presenta la integración de lógica difusa para realizar la categorización de la información. Se generaron reglas lingüísticas para los valores de entrada, es decir, los signos vitales de saturación de oxígeno y pulso cardíaco, así como reglas lingüísticas para la salida, la categoría del triage.

Los resultados fueron sometidos a validaciones mediante el uso de métricas comúnmente utilizadas en sistemas de clasificación.

## Abstract

This document shows the development of the vital signs monitoring system in older adults through fuzzy logic, it presents the progress that has been made in healthcare making use of technology through the implementation of various methods. It takes as a proposal the use of the triage system used in the health field of the Mexican Republic [1].

The system has a data collecting agent and a classifying agent which has the integration of fuzzy logic to perform the categorization of the data. Linguistic rules were generated for the input values, that is the vital signs of oxygen saturation and heart rate, as well as linguistic rules for the output, the triage category.

The results were evaluated through metrics commonly used in classification systems.

## Introducción

Los recientes avances en tecnologías de la salud, junto con la mejora de la atención médica han dado lugar a un aumento constante de la esperanza de vida [2]. Como resultado, hemos sido testigos de un crecimiento significativo en el número de personas mayores en todo el mundo.

La necesidad de implementar aplicaciones de monitoreo surge mediante el cambio demográfico en los países industrializados donde la expectativa de vida está en aumento y la tasa de natalidad está disminuyendo. Estas circunstancias requieren soluciones innovadoras y rentables para mantener los gastos de atención médica dentro del límite de la posibilidad económica [3].

La incorporación de redes de sensores corporales ha tenido un gran impacto en la forma en la que se realiza el monitoreo constante, teniendo la oportunidad de explorar el cuerpo humano de una manera más flexible, sin necesidad de ser un profesional de la salud ya que estos son sistemas compuestos por una red de dispositivos portátiles que pueden ser implantados en el cuerpo, colocados en el cuerpo en posiciones fijas o llevado por la persona en bolsillos de ropa.

Se han diseñado ambientes cómodos para las personas de edad avanzada, mediante el aprovechamiento de tecnologías de la información y de la comunicación [4], el enfoque de ambiente de vida asistida (por sus siglas en inglés AAL: *Ambient Assisted Living*) muestra una gran promesa en la satisfacción de necesidades de las personas de edad avanzada permitiéndoles vivir de manera segura, saludable, y de forma independiente [5].

Diversos sistemas de AAL, en su mayoría basados en tecnologías de red inalámbrica de área corporal, se han propuesto para mejorar la calidad de vida de las personas [6]. La aparición de estos sistemas de monitoreo ha ido en aumento debido a la

inclusión de la tecnología en el área de la salud, con esto se han incorporado nuevos sistemas informáticos dedicados al sensado constante del cuerpo humano.

La propuesta de este proyecto está enfocada a personas en edad avanzada quienes cuenten con algún impedimento físico o pacientes que tengan algún problema de salud leve, es decir, que el padecimiento no ponga en riesgo la vida de la persona. Se considera también la tendencia de los adultos en plenitud al ser propicios a trastornos leves, como pérdida de memoria, debilidad en extremidades, algunas enfermedades propias de la edad como son diabetes, hipertensión y algunos tipos de demencia.

Para esto es necesario tener en cuenta que la etapa adulta está conformada de tres categorías. La primera se conoce como adultez temprana la cual comprende en el rango desde los 18 hasta los 34 años. En seguida se tiene la adultez media, esta comienza a la edad de los 35 años y termina a los 64 años. Por último, se tiene la etapa de adultez tardía en donde se encuentra la población de 65 años o más [7].

Debido a esto, el siguiente trabajo propone la realización de un sistema de monitoreo de signos vitales mediante técnicas que permita evaluar el cuerpo humano del adulto mayor.

En la actualidad diversos sistemas médicos han implementado el uso de la lógica difusa, tal es el caso de aquellos que buscan determinar los niveles de hipertensión que posee una persona [8], utilizar instrumentos como la bomba de insulina para ser activada después del análisis por medio de lógica difusa [9], así como algunas propuestas que ayuden a monitorear diversos parámetros fisiológicos como la temperatura, colesterol, frecuencia cardiaca, entre otros.

La literatura indica que es más sencilla la implementación de clasificadores de lógica difusa que implementar otros algoritmos de inteligencia artificial como los clasificadores bayesianos o las redes neuronales debido a que estos requieren mayor

tiempo de análisis y su implementación en aplicaciones de toma de decisiones es aún más desafiante que el uso de lógica difusa [10].

Debido a esto se recomienda utilizar la lógica difusa como primera alternativa para la creación de sistemas de clasificación que ayuden en la toma de decisiones y que particularmente son utilizados en el área médica. Los sistemas de inferencia difusa (por sus siglas en inglés FIS: *Fuzzy Inference Systems*) utilizan una serie de reglas de tipo Si – Entonces (*If - Then*) que son desarrolladas sobre la base del conocimiento del problema que se desee resolver, de manera que al ser utilizado en el sector salud ayuda a diagnosticar condiciones médicas o realizar recomendaciones de tratamientos[9].

## Hipótesis

Es posible generar un sistema de monitoreo utilizando lógica difusa que clasifique las señales de saturación de oxígeno y pulso cardíaco, siguiendo las mediciones validadas por el sector salud que brinde soporte para la asistencia oportuna.

## Capítulo 1. Planteamiento del problema

---

## Justificación del problema

El Consejo Nacional de Población en México estima que para 2030 habrá más adultos mayores que jóvenes menores de 15 años y para 2050, un 30 por ciento de la población tendrá más de 60 años [11]. Por lo que es importante promover una cultura en nuestro país de cuidado y asistencia a los adultos los mayores, así como presentar tecnologías que puedan ser de apoyo para mantener un estilo de vida digna en la edad adulta.

Las personas en plenitud o con impedimentos físicos buscan siempre independencia y realizar sus actividades cotidianas sin necesidad de depender de otras personas, por lo que el objetivo de un ambiente de vida asistida es prolongar el tiempo de vida de dichas personas mientras viven en su hogar de manera autónoma mediante el uso de la tecnología [12].

Diversos sistemas de monitoreo de actividades han ofrecido una mejor calidad de vida para adultos mayores [13], ya que se utilizan para mantener una visualización actualizada de algunos parámetros fisiológicos de la persona, que son utilizados para realizar distintos tipos de análisis, desde tener en cuenta la cantidad de agua consumida durante el día, hasta la cantidad de horas y la calidad del sueño que se tiene durante la noche. De manera que dicha información puede ser utilizada para realizar sistemas personalizables que cuenten con atributos de asistencia en caso de ser necesario.

## Pregunta(s)

Debido al incremento de esperanza de vida, las enfermedades propias de la vejez han tenido un crecimiento considerable. Aunado a esto, el cambio de estilo de vida en donde la población tiende a la no reproducción o a una reproducción en menor cantidad, provocará una disminución considerable de la población joven. Lo anterior

disrumpirá el flujo de atención hacia los adultos mayores ya que habrá menos personas que puedan cuidar de ellos, lo que convierte a este fenómeno en un área de estudio en donde se promueve el uso de diversas tecnologías.

Es necesario la generación de nuevas tecnologías que ayuden a mantener la salud en la población adulta en caso de no contar con el apoyo de algún familiar. La creación de sistemas de monitoreo constante que estén centrados en el cuidado de la salud enfocados en los parámetros fisiológicos básicos, han sido los sistemas de mayor auge. Estos sistemas se enfocan en analizar los signos vitales como presión arterial, saturación de oxígeno, pulso cardíaco y temperatura mismos que son analizados en las visitas cotidianas al centro de salud y que permiten al trabajador de la salud tomar una decisión.

Para este caso en particular se analiza el uso de los signos vitales de saturación de oxígeno y el pulso cardíaco debido a que existen sensores que permiten la toma de dichos signos vitales sin necesidad de poner en riesgo la integridad física de una persona y que además son bien recibidos por la comunidad médica y cuentan con las aprobaciones de salubridad necesarias.

## Objetivos

### Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema inteligente de advertencia de anomalías cardiorrespiratorias para adultos mayores.

### Objetivos específicos

- Realizar un estudio amplio del estado del arte de señales de los diferentes sensores fisiológicos, las técnicas de clasificación para parámetros biomédicos, así como bases de datos validadas en el área médica que hablen de los parámetros de interés.

- Analizar las técnicas de lógica difusa utilizados en el área médica, en especial aquellos utilizados en sistemas de clasificación.
- Diseñar un sistema usando técnicas de lógica difusa.
- Analizar interfaz de obtención, procesamiento y clasificación de signos vitales.
- Diseñar la metodología para interfaz de obtención, procesamiento y clasificación.
- Construir la interfaz mediante el seguimiento de la metodología para la obtención, procesamiento y clasificación de los signos vitales.

## Indicadores

Para llevar a cabo este proyecto, es necesario tener una agenda de trabajo que cuente con aquellas actividades esenciales para la investigación. Entre ellas se destaca el realizar un estudio completo de la literatura en el área médica y específicamente de la literatura tecnológica en donde existan avances médico-tecnológicos. Es necesario también, realizar una comparación entre las diferentes alternativas que se hayan generado con el tiempo, así como la implementación de algoritmos utilizados en la clasificación de la información médica, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1: Cronograma de actividades

Actividad	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre
Estado del arte sobre sistemas utilizados para monitoreo general de parámetros fisiológicos.	x																	
Estado del arte sobre lectura y clasificación de señales fisiológicas.	x																	
Estado del arte sobre la interacción humano computadora de los sistemas de monitoreo más comunes.	x																	
Comparación entre técnicas que utilicen inteligencia artificial para la inferencia en los sistemas de monitoreo.		x																
Selección de técnicas, tecnología y metodología.		x	x															
Propuesta de arquitectura a utilizar.			x	x														
Propuesta de estrategias para la interacción de los elementos a utilizar.				x	x													
Casos de uso de las propuestas mencionadas con anterioridad.			x	x	x													
Implementación del modelo.				x	x	x	x											
Implementación de pruebas con los sensores.							x	x	x	x								
Toma de decisiones utilizando técnicas de inteligencia artificial haciendo uso de bases de datos.										x	x	x						
Pruebas con el sistema para que tenga acceso a la nube.												x	x	x	x			
Prueba final.													x	x	x			
Publicación de artículo															x	x	x	x

## Capítulo 2. Estado del arte

---

En su revisión, Banaee et al. [2] detallan los últimos métodos y algoritmos utilizados para analizar datos de sensores portátiles utilizados para el monitoreo fisiológico de los signos vitales en los servicios de salud. En particular, la investigación describe las tareas más comunes de minería de datos que se han aplicado, como la detección de anomalías, la predicción y la toma de decisiones. Además, se detalla la idoneidad de los métodos particulares de minería de datos y aprendizaje automático utilizados para procesar los datos fisiológicos proporcionando una visión general de las propiedades de los datos utilizados en la validación experimental.

De manera que Jiang et al. examina en [14] el estado actual de las aplicaciones de inteligencia artificial en la atención médica discutiendo su futuro mencionando que esta puede ser aplicada en distintas áreas de atención médica a través del uso de los datos. Técnicas populares de inteligencia artificial incluyen métodos de aprendizaje automático para datos estructurados, tales como la máquina de soporte vectorial clásica, las redes neuronales y el aprendizaje profundo moderno, así como procesamiento de lenguaje natural para datos no estructurados.

Las áreas médicas en donde más se utilizan las herramientas de inteligencia artificial incluyen oncología, neurología y cardiología, mientras que Nguyen et al. [15] proponen un procedimiento de clasificación robusto basado en el algoritmo AdaBoost con opción de rechazo, el cual puede identificar y silenciar falsas alarmas de saturación de oxígeno en la sangre, al tiempo que garantiza cero alarmas clínicamente significativas como mal clasificadas.

Por su parte Baljak et al. [3] proponen una arquitectura escalable y distribuida que aprovecha el software de procesamiento de flujo de código abierto para conectar la salida de monitoreo sin procesar a un sistema de almacenamiento de archivos y una integración con el almacenamiento de datos existente y los sistemas de recuperación de datos. La combinación de análisis en tiempo real y almacenamiento distribuido de grandes datos fisiológicos, previamente descartados, abre posibilidades para futuras aplicaciones relevantes tanto para médicos como para investigadores.

En el futuro, los dispositivos de diagnóstico podrán monitorear signos vitales o bioquímicos del paciente de forma continua, en condiciones fisiológicas naturales y en cualquier entorno a través de sensores biomédicos portátiles. Junto con las aplicaciones que capturan e interpretan datos, y los repositorios integrados de datos empresariales y en la nube, las redes de dispositivos portátiles y redes de área corporal constituirán el Internet de las Cosas de la atención médica. Hoy en día, hay una cantidad abrumadora de dispositivos portátiles de moda (vestible), pero no todos son capaces de medir de manera confiable sobre el estado de salud [16].

En las redes de área corporal la comunicación es completamente interna, en la proximidad inmediata de un cuerpo humano o en el cuerpo humano [16]. Sin embargo, hoy en día es importante no solo brindarle la información a una persona común, sino también realizar un análisis más profundo de los datos obtenidos. Los parámetros fisiológicos más analizados en un centro médico o consultorio son los relacionados con el corazón, temperatura corporal, presión y glucosa en sangre, ya que estos brindan un panorama general del estado actual de una persona. Es por esta razón que los estudiantes del área de la salud aprenden en primera instancia a medir y analizar dichos parámetros, a través del uso correcto de los instrumentos.

Sin duda alguna, la aparición de los avances tecnológicos en el área médica ha ayudado a la innovación de la instrumentación que se venía utilizando propiamente en la medicina, y conforme pasa el tiempo, dicha instrumentación ha evolucionado, ya sea en tamaño, forma o incluso en la técnica para la medición de signos vitales. Tal es el caso de la oximetría de pulso, donde ningún otro dispositivo de monitoreo electrónico ha encontrado un uso generalizado en la sala de operaciones más rápido que el oxímetro de pulso. La oximetría es la determinación espectrofotométrica de la saturación de oxígeno de la hemoglobina.

El oxímetro de pulso es completamente no invasivo y proporciona estimaciones continuas en tiempo real de la saturación de oxígeno arterial [17]. Tal fue el aporte de la oximetría de pulso que, a partir de 1988, AAGB & I lo reconoció como estándar para

el monitoreo intraoperatorio. A partir de enero de 1990, se convirtió en un estándar en la Asociación de Estándares Estadounidense (por sus siglas en inglés ASA: *American Standards Association*) para el monitoreo intraoperatorio. Este estándar fue adoptado con la expectativa de que el uso del instrumento mejoraría la seguridad del paciente [18].

La evolución de los diversos instrumentos utilizados en el área médica ha ayudado a la obtención de diagnósticos médicos certeros y con mayor rapidez, de manera que con el uso de la tecnología se han realizado diversos métodos de clasificación para los parámetros fisiológicos del cuerpo humano, tal es el caso de la lógica difusa en sistemas para el monitoreo corporal.

Los algoritmos basados en lógica difusa han demostrado su potencial en el área médica, ya que imita los procesos de pensamiento humano en circunstancias complejas y ejecuta tareas con la suficiente precisión [8]. La lógica difusa es una técnica ampliamente utilizada debido a su practicidad, eficiencia computacional, certeza y fácil integración con otras técnicas proporcionando un mecanismo de toma de decisiones ya que puede ser implementada para realizar análisis matemáticos y aproximaciones para problemas lineales, no lineales o dinámicos, así como construir modelos de inferencia para resolver problemas [19].

La lógica difusa ha sido implementada en sistemas de clasificación que están orientados a la predicción de enfermedades como la hipertensión [8], [20], diabetes [21], [22], problemas cardíacos [23], [24], cáncer de seno [25], [26], por mencionar algunos. Todos los sistemas analizan diferentes formas de agregar la lógica difusa con algún otro método de aprendizaje automático y tienen como objetivo brindar un apoyo a la diagnosis de dichas enfermedades, otorgando mejorías tanto en tiempo de intervención como en el uso de recursos adecuados.

# Marco teórico-conceptual

## Desarrollo humano

El desarrollo humano se centra en el estudio científico de los procesos sistemáticos de cambio y estabilidad en las personas. Los científicos del desarrollo examinan las formas en que las personas cambian desde la concepción hasta la madurez, así como las características que se mantienen bastante estables [7]. A grandes rasgos se puede clasificar en tres categorías:

- **Desarrollo físico:** Es el proceso de crecimiento del cuerpo y el cerebro, que incluye pautas de cambio de las capacidades sensoriales, habilidades motrices y salud.
- **Desarrollo cognoscitivo:** Se refiere al cambio de los procesos mentales, como aprendizaje, atención, memoria, lenguaje, pensamiento, razonamiento y creatividad.
- **Desarrollo psicosocial:** Da pauta al cambio de las emociones, personalidad y relaciones sociales.

Estas categorías se presentan en las distintas etapas del ser humano. En particular en la etapa de adultez tardía, la cual es representada a partir de los 65 años o más, la mayoría de las personas son sanas y activas, aunque en general disminuyen la salud y las capacidades físicas. La disminución de los tiempos de reacción afecta algunos aspectos del funcionamiento, y comienza el deterioro de algunas áreas de la inteligencia y la memoria [27].

Debido a los cambios que se presentan durante el envejecimiento, es posible la incorporación e implementación de nuevas estrategias encaminadas hacia la calidad de vida [7].

## Ambientes de vida asistida

Los ambientes de vida asistida (por sus siglas en inglés AAL: *Ambient Assisted Living*) son un enfoque que tiene como objetivo crear mejores condiciones de vida para las personas mayores mediante el uso de las tecnologías de la información y la comunicación, proporcionando soluciones más eficientes y productivas [28]. Las características que tienen los AAL son adaptabilidad, interoperabilidad, disponibilidad, puntos de acceso distribuidos, mantenibilidad, precio, aceptabilidad, entre otros. Existen diversos proyectos de AAL que a continuación se describen brevemente:

- GiraffPlus: El sistema se adapta de manera que permite agregar y eliminar servicios fácilmente y sensores relacionados que brindan estos servicios [28].
- InCASA: Utiliza cuatro niveles de comunicación en el hogar, con el centro de servicio y con usuarios externos como familiares, cuidadores y médicos generales, que brindan a los diferentes usuarios del sistema la capacidad de usar el sistema e interactuar con él desde diferentes ubicaciones [28].
- eCAALYX: El sistema brinda servicios que se adaptan a las necesidades de cada usuario, incluida la condición cambiante en el hogar [28].
- Danah: Considera la reconfiguración de los servicios en caso de falla al definir un conjunto de escenarios de reconfiguración en la descripción del recurso [28].

## Respiración

La respiración es una función vital que se realiza casi todo el tiempo de manera automática. Lavoisier encontró que alrededor de la quinta parte del aire era oxígeno y el resto nitrógeno, y que en la respiración (como en la combustión) se tomaba el oxígeno del medio y se producía bióxido de carbono, agua y energía o calor [29].

El termino respiración incluye tres funciones: 1) ventilación (respiración); 2) intercambio de gases, que tiene lugar entre el aire y la sangre de los pulmones y también entre la sangre y los otros tejidos del cuerpo; y 3) uso del oxígeno por parte de los tejidos en las reacciones de liberación de energía que tiene lugar en la respiración celular [30].

## Transporte de oxígeno a los tejidos

La respiración celular es el más eficiente de los procesos mediante los cuales las células aprovechan la descomposición de los principales nutrientes. El oxígeno llega a las células y el dióxido de carbono es removido mediante la operación de un conjunto de procesos de transporte en el cual intervienen los aparatos respiratorio y cardiovascular, bajo el control del sistema nervioso [29].

La mayor parte del oxígeno de la sangre está contenido en el interior de los glóbulos rojos, en donde está unido por enlaces químicos a la hemoglobina (Hb) [30]. Después de que el oxígeno se respira hacia los pulmones, se combina con la hemoglobina en los glóbulos rojos a medida que pasan a través de los capilares pulmonares. El corazón bombea sangre continuamente alrededor del cuerpo para suministrar oxígeno a los tejidos [31].

Hay seis sucesos importantes que deben suceder para entregar suficiente oxígeno a los tejidos:

- El oxígeno debe ser inhalado (o inspirado) desde el aire o el circuito de anestesia hacia los pulmones.
- El oxígeno debe pasar de los espacios de aire en el pulmón (llamados alveolos) a la sangre. Esto se llama intercambio de gases alveolares.

- La sangre debe contener suficiente hemoglobina para transportar suficiente oxígeno a los tejidos.
- El corazón debe poder bombear suficiente sangre a los tejidos para cumplir con los requisitos de oxígeno del paciente.
- El volumen de sangre en la circulación debe ser adecuado para garantizar que la sangre oxigenada se distribuya a todos los tejidos.
- Las células queman el oxígeno y crean dióxido de carbono, que se devuelve a los pulmones en la sangre venosa y se excreta en el gas exhalado.

## Saturación de oxígeno en la sangre

La sangre desempeña numerosas funciones, entre ellas el transporte de gases respiratorios, las moléculas nutritivas, los desechos del metabolismo y las hormonas. La sangre se transporta por el cuerpo por un sistema de vasos que salen del corazón y retornan a él [30].

A medida que la sangre pasa a través de los capilares de los pulmones, la hemoglobina en los glóbulos rojos se une al oxígeno que posteriormente se bombea a través de las arterias del corazón y se transporta a varios tejidos. El término saturación de oxígeno en sangre ( $SpO_2$ ) se refiere específicamente a la proporción de hemoglobina en la sangre que transporta oxígeno y está representada por la Ecuación (1) [32]:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb}, \quad (1)$$

Donde  $Hb$  se refiere a la hemoglobina no unida al oxígeno y  $HbO_2$  se refiere a la hemoglobina unida al oxígeno.

La cantidad de oxígeno que se encuentra “fija” a la hemoglobina es determinada por la presión parcial del oxígeno. La relación entre la cantidad de oxígeno contenido en la sangre y la cantidad total que se puede “fijar” se denomina saturación. Si todos los sitios de unión en la molécula de hemoglobina transportan oxígeno, se dice que la hemoglobina tiene una saturación del 100%. Una persona sana con pulmones normales, que respire aire al nivel del mar, tendría una saturación de oxígeno arterial del 95% al 100%. Los extremos de altitud afectarían estos números. Si la saturación de oxígeno es del 94% o inferior, el paciente es hipóxico y debe tratarse rápidamente. Una saturación de menos del 90% es una emergencia clínica [33].

## Oxímetro de pulso

El oxímetro de pulso proporciona un método no invasivo, fácil de usar y disponible para medir SpO<sub>2</sub> mediante la colocación del dispositivo en el dedo de la mano o pie o en el lóbulo de la oreja del paciente [34].

Los oxímetros de pulso miden la saturación de oxígeno iluminando una porción de piel en dos longitudes de onda, típicamente 660 nm (rojo) y 940 nm (infrarrojo), midiendo la absorción de luz, que depende de los niveles de sangre oxigenada (oxihemoglobina) y desoxigenada (hemoglobina reducida) [16]. Recientemente, la tecnología del oxímetro de pulso se ha expandido a otros niveles de medición además de la SpO<sub>2</sub>, como la medición de carboxihemoglobina (HbCO) y metahemoglobina (HbMet) [35] como se muestra en la Figura 1 [36].

Los oxímetros de pulso son utilizados por paramédicos, personal hospitalario y médicos generales para evaluar los niveles de oxígeno en personas. Su uso permite al médico decidir si un paciente debe ser tratado con oxígeno o canalizar al paciente a atención secundaria [37].

Hay dos valores numéricos obtenidos del monitor de oxímetro de pulso:

- La saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial. El valor de la saturación de oxígeno se da junto con una señal audible que varía en tono dependiendo de la saturación de oxígeno. Un tono descendente indica la caída de la saturación de oxígeno. Como el oxímetro detecta la saturación periféricamente en un dedo, un dedo del pie o una oreja, el resultado se registra como la saturación periférica de oxígeno, descrita como SpO2 [31].
- La frecuencia del pulso en latidos por minuto, promedio más de 5 a 20 segundos. Algunos oxímetros muestran una forma de onda de pulso o un indicador que ilustra la fuerza del pulso que se detecta. Esta pantalla indica que tan bien se perfunden los tejidos. La intensidad de la señal cae si la circulación se vuelve inadecuada [31].

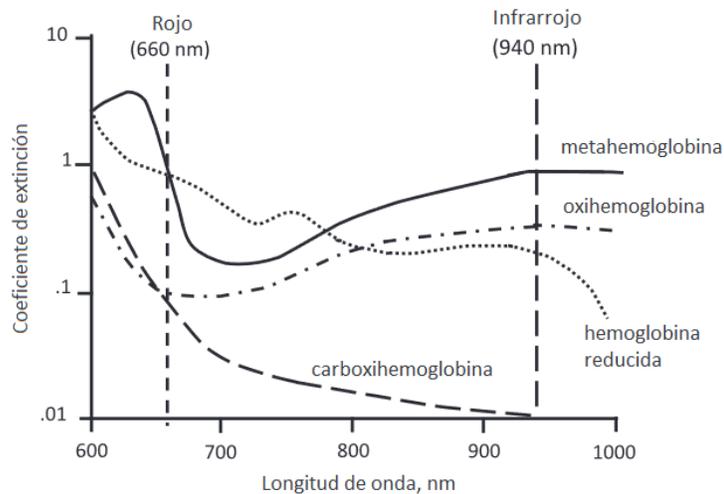


Figura 1: Espectros de absorción de luz – Tomado de [36]

## Hipoxia

Se define por un nivel reducido de oxigenación tisular. Se relaciona principalmente con situaciones patológicas, pero también puede formar parte de la fisiología normal. La hipoxia puede resultar de cualquier falla que pueda ocurrir, que incluye falla del

sistema respiratorio, flujo sanguíneo insuficiente a un órgano terminal, niveles bajos o disfuncionales de hemoglobina o hipoxia inducida químicamente [38].

## Hipoxemia

Se puede definir como una disminución de la presión parcial de oxígeno en la sangre. Puede deberse a un suministro o debido a que los tejidos están haciendo mal uso del oxígeno. Los pacientes pueden desarrollar hipoxemia sin hipoxia si hay un aumento compensatorio en el nivel de hemoglobina y el gasto cardíaco [39].

En la hipoxemia leve se pueden observar algunas alteraciones mentales menores, pérdida de la agudeza visual e hiperventilación, seguido de otras como cianosis, cefalea, somnolencia o alteraciones más profundas del estado de alerta, alteraciones renales con retención de sodio y proteinuria. En casos graves pueden aparecer convulsiones, hemorragias retinianas, hipotensión, bradicardia y hasta daño cerebral anoxo-isquémico permanente [29].

## Sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular consta del corazón y los vasos sanguíneos, en donde, el corazón es una bomba doble de cuatro cavidades. Su acción de bombeo crea el frente de presión necesario para impulsar sangre a través de los vasos sanguíneos a los pulmones y las células del organismo. Los vasos sanguíneos forman una red tubular que permite que la sangre fluya desde el corazón a todas las células vivas del organismo y retorne después al corazón [30].

## Gasto cardiaco

La capacidad del corazón para el bombeo de la sangre está en función de los latidos que presenta por minuto (frecuencia cardiaca) y el volumen de sangre que puede expulsar en cada latido (volumen sistólico).

El gasto cardiaco es el volumen de sangre que bombea por minuto cada ventrículo. La frecuencia cardiaca promedio en reposo en un adulto es de 70 latidos por minuto; el volumen sistólico promedio es de 70 a 80 ml. El producto de ambas variables arroja un gasto cardiaco promedio de 5500 ml o 5.5 litros por minuto [30].

## Frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca (por sus siglas en inglés HR: *Heart Rate*) es un signo vital fácilmente disponible que contiene información pronóstica importante. Varios estudios, así como el consenso de expertos, indican que los valores normales de HR en reposo en adultos se encuentran entre 60 y 90 latidos por minuto (lpm), la Asociación Americana del Corazón define la frecuencia cardiaca sinusal normal entre 60 y 100 lpm. Sin embargo, estas normas comúnmente aceptadas se derivan de la HR registrada en la clínica que puede no ser representativa del mundo real. Además, estas mediciones no tienen en cuenta el estado de salud, la condición cardiovascular, el género o diferencias raciales [40].

Los valores de frecuencia cardiaca en hombres en estado de reposo se muestran en la Tabla 2:

Tabla 2: Valores de frecuencia cardiaca en hombres

Condición	Edad					
	18 – 25	26 – 35	36 – 45	46 – 55	56 – 65	65+
<i>Atleta</i>	40 – 52 lpm	44 – 50 lpm	47 – 53 lpm	49 – 54 lpm	51 – 56 lpm	52 – 55 lpm
<i>Excelente</i>	56 – 61 lpm	55 – 61 lpm	57 – 62 lpm	58 – 63 lpm	57 – 61 lpm	56 – 61 lpm
<i>Buena</i>	62 – 65 lpm	62 – 65 lpm	63 – 66 lpm	64 – 67 lpm	62 – 67 lpm	62 – 65 lpm
<i>Arriba del promedio</i>	66 – 69 lpm	66 – 70 lpm	67 – 70 lpm	68 – 71 lpm	68 – 71 lpm	66 – 69 lpm
<i>Promedio</i>	70 – 73 lpm	71 – 74 lpm	71 – 75 lpm	72 – 76 lpm	72 – 75 lpm	70 – 73 lpm
<i>Debajo del promedio</i>	74 – 81 lpm	75 – 81 lpm	76 – 82 lpm	77 – 83 lpm	76 – 81 lpm	74 – 79 lpm
<i>Pobre</i>	82+ lpm	82+ lpm	83+ lpm	84+ lpm	82+ lpm	80+ lpm

Los valores de frecuencia cardiaca en mujeres en estado de reposo se muestran en la Tabla 3:

Tabla 3: Valores de frecuencia cardiaca en mujeres

Condición	Edad					
	18 – 25	26 – 35	36 – 45	46 – 55	56 – 65	65+
<i>Atleta</i>	40 – 48 lpm	42 – 46 lpm	45 – 49 lpm	48 – 54 lpm	50 – 55 lpm	52 – 55 lpm
<i>Excelente</i>	61 – 65 lpm	60 – 64 lpm	60 – 64 lpm	61 – 65 lpm	60 – 64 lpm	60 – 64 lpm
<i>Buena</i>	66 – 69 lpm	65 – 68 lpm	65 – 69 lpm	66 – 69 lpm	65 – 68 lpm	65 – 68 lpm
<i>Arriba del promedio</i>	70 – 73 lpm	69 – 72 lpm	70 – 73 lpm	70 – 73 lpm	69 – 73 lpm	69 – 72 lpm
<i>Promedio</i>	74 – 78 lpm	73 – 76 lpm	74 – 78 lpm	74 – 77 lpm	74 – 77 lpm	73 – 76 lpm
<i>Debajo del promedio</i>	79 – 84 lpm	77 – 82 lpm	79 – 84 lpm	78 – 83 lpm	78 – 83 lpm	77 – 84 lpm
<i>Pobre</i>	85+ lpm	83+ lpm	85+ lpm	84+ lpm	84+ lpm	84+ lpm

## Taquicardia

La taquicardia es una frecuencia cardiaca de más de 100 latidos por minuto. Las muchas formas de taquicardia dependen de donde comienza la frecuencia cardiaca

rápida. Si comienza en los ventrículos, se llama taquicardia ventricular. Si comienza por encima de los ventrículos, se llama taquicardia supraventricular [41].

El aumento de la frecuencia cardíaca produce efectos duales sobre la circulación coronaria, el acortamiento del periodo de diástole reduce el flujo coronario promedio, por otro lado, el aumento del metabolismo miocárdico produce vasodilatación coronaria y aumento del flujo coronario. El efecto vasodilatador metabólico es más poderoso y por tanto, durante la taquicardia hay un aumento del flujo coronario [29].

## Bradicardia

La bradicardia es una frecuencia cardíaca muy lenta de menos de 60 latidos por minuto. Ocurre cuando el impulso eléctrico que le indica al corazón que se contraiga no se forma en el marcapasos natural, el nodo sinoauricular (nodo SA), o no se envía a las cámaras inferiores del corazón (los ventrículos) a través de los canales adecuados.

La bradicardia afecta con mayor frecuencia a las personas mayores, pero puede afectar incluso a los muy jóvenes. Puede ser causada por una de dos fuentes: el sistema nervioso central no indica que el corazón necesita bombear más, o el nodo SA puede estar dañado. Este daño puede estar relacionado con enfermedades cardíacas, envejecimiento, defectos hereditarios o congénitos, o puede ser causado por ciertos medicamentos, incluidos los utilizados para controlar las arritmias y la presión arterial alta [41].

## Fotoplethismografía

La fotoplethismografía (por sus siglas en inglés PPG: *Photoplethysmography*) es una señal no invasiva y de fácil uso para detectar fluctuaciones del volumen sanguíneo en los tejidos arteriales por medio de cada latido del corazón que son detectados por medios ópticos, estos se utiliza comúnmente para evaluar la distensibilidad vascular,

la saturación de oxígeno en la sangre, la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria [42]. En las modalidades habituales de PPG, el tejido se irradia mediante un diodo emisor de luz y la intensidad de la luz reflejada o transmitida se mide mediante un fotodetector en el mismo o en el otro lado del tejido. En comparación con el electrocardiograma (por sus siglas en inglés ECG: *Electrocardiogram*), el PPG es más fácil de configurar y más económico lo que lo hace presente en los nuevos dispositivos de monitoreo corporal [43].

Es importante destacar que las ondas de pulso detectadas por el PPG provienen de alteraciones del volumen sanguíneo en los tejidos arteriales que suceden por cada latido del corazón. Tanto el PPG como el ECG reflejan latidos periódicos del corazón, sin embargo, no se garantiza que las variabilidades en frecuencia cardiaca (HR) y pulso cardiaco (por sus siglas en inglés PR: *Pulse Rate*) sean iguales [44].

Existen diversos estudios que indican la diferencia entre la frecuencia cardiaca y el pulso cardiaco [42], [43], [44], [45], y aunque ambos son términos que a menudo se utilizan como sinónimos, es necesario remarcar que la frecuencia cardiaca proviene específicamente de una lectura realizada al corazón y se realiza utilizando un ECG, mientras que el pulso cardiaco constituye una lectura realizada en un punto arterial haciendo uso de algún sensor que utilice PPG y es un reflejo de la frecuencia cardiaca, como se muestra en Figura 2.

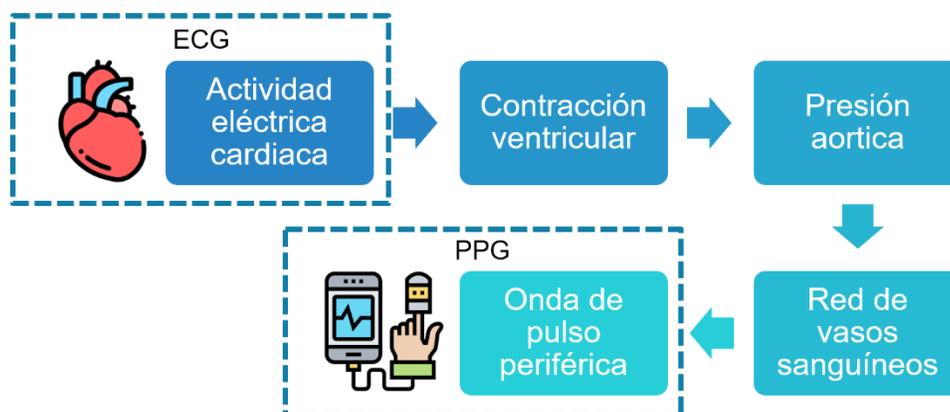


Figura 2: Relación entre ECG y PPG - Tomado de [43]

Debido a la naturaleza de la investigación y del tipo de sensores que se están utilizando, el proyecto utiliza el pulso cardiaco debido a la facilidad de obtención de dicha lectura mediante el uso del oxímetro de pulso el cual es colocado en el dedo medio de la mano izquierda.

## Capítulo 3. Metodología de investigación

---

## Definición de la muestra

Para la experimentación se requiere una población que comprenda la edad de 65 años o más, debido a las características fisiológicas que presentan durante el envejecimiento propio del cuerpo humano. La muestra necesaria fue de 30 personas que cuenten con lo siguiente:

- Personas con demencia.
- Personas con Alzheimer's.
- Personas con son o fueron fumadores.
- Personas que fueron sometidos a alguna operación de cualquier tipo.
- Personas con diabetes.
- Personas con hipertensión.
- Personas con cáncer de pulmón.

Existen características que no podrían ser admitidas para la experimentación debido a la complicación que estas conllevan, ya que interfieren con la certidumbre que se tienen con los sensores a utilizar:

- Personas con Parkinson.
- Personas con artritis reumatoide.
- Personas con epilepsias o convulsiones.
- Personas con arterosclerosis tipo VIII.
- Personas con insuficiencia venosa grado 0 o grado 6.

## Recolección de datos

Para la obtención de los datos fue necesario hacerlo en diversos escenarios con la intención de analizar las variaciones que se puedan presentar. Dichos escenarios son los que a continuación se presentan:

- Escenario 1: actividades de bajo impacto.
  - Estar sentado.
  - Encontrarse leyendo.
  - Encontrarse escuchando música.
- Escenario 2: actividades de mediano impacto.
  - Caminar.
  - Encontrarse jugando algún juego de mesa.
  - Encontrarse utilizando las redes sociales.
- Escenario 3: actividades de alto impacto.
  - Bailar.
  - Encontrarse realizando actividades del hogar.
  - Encontrarse utilizando instrumentos musicales.

Las actividades mostradas fueron diseñadas para personas que se encuentran viviendo solas o con la ayuda de alguna persona que se encuentre cuidando de ellas.

La obtención de datos se realizó mediante el oxímetro de pulso 3231 Nonin, este se coloca en el dedo medio de la mano izquierda. Cabe mencionar que es indispensable que la persona tenga una temperatura que se encuentre en los rangos de 36° a 37.2° grados Celsius para evitar lecturas erróneas.

Es importante mencionar que, para este proyecto la recolección de datos en personas se realizó antes de la contingencia del SARS-Cov-2 (COVID-19) [46]. De manera que al inicio del análisis se contaba solo con el protocolo de recolección de datos en personas. Una vez iniciada la pandemia fue necesario realizar un protocolo de simulación de datos ya que el mundo entró en cuarentena haciendo imposible la toma de datos en personas reales debido a la capacidad de contagio que se tiene con esta enfermedad. Sin embargo, los datos que fueron tomados antes de la pandemia ayudaron a generar los datos de simulación. Debido a esto, es que este proyecto cuenta con dos protocolos de recolección de información descritos a continuación.

## Método de recolección de datos en personas

Las lecturas se realizan durante un tiempo determinado de 30 minutos, lo que brinda 1781 lecturas de saturación de oxígeno y pulso cardiaco, de manera que en promedio se tiene 1 lectura por segundo aproximadamente cabe mencionar que dicho sensor cuenta con un sistema de recuperación de información.

En un primer acercamiento se realizó la recolección de datos en el escenario 1 antes descrito durante 7 días en diversos momentos del día. Al hacer la captura de esta información se lleva una bitácora en donde se resguarda la siguiente información:

- Fecha, hora.
- Edad de la persona.
- Sexo.
- Padecimiento previo.
- Situación que dificultara la lectura del sensor.
  - Esmalte de uñas.
  - Color de piel.
- Comodidad que tiene la persona en el momento de estar utilizando el sensor.
- Sensación en la extremidad después de utilizar el sensor.
  - Dolor.
  - Entumecimiento.

Este proceso se realizó en los escenarios 2 y 3, en una primera fase. Sin embargo, los días de recolección de información aumenta hasta 30 días con una duración de 60 minutos. El número de personas requeridas para la parte de la experimentación es de 30.

La información que se obtiene del sensor es resguardada en un archivo de tipo texto, lo que permite manejar la información de manera fácil. Dicho archivo es procesado de la siguiente manera:

- Filtrado de información obtenida.
- Obtener promedios durante una cantidad de tiempo predefinido.
- Indicar si existe alguna anomalía cardiopulmonar.

Una vez teniendo los datos necesarios obtenidos con el sensor antes mencionado y dicha información ha sido filtrada, se pasará a la etapa de clasificación en donde se estará haciendo uso del algoritmo utilizado en las diversas instituciones médicas de la República Mexicana, este algoritmo lleva por nombre *Triage* (del francés *triage*, que significa “clasificación”) de Urgencias y cuenta con las siguientes características:

- Consta de 5 etapas las cuales están divididas por colores de importancia.
- Cada color cuenta con parámetros de tiempo de espera para la atención de personas, así como los valores fisiológicos en los que se debe encontrar una persona al llegar a la institución médica de manera que se pueda evaluar a la misma y decidir en qué clasificación del triage se encuentra.

Para la realización de las categorías necesarias se estará haciendo referencia al triage de urgencias utilizado por el Instituto Mexicano del Seguro Social (por sus siglas: IMSS), mostrado en la Tabla 4. Cabe mencionar que cada categoría indica los parámetros validos que son utilizados para dar atención a la persona que se encuentra en el centro médico, así como el tiempo en el que la persona debe ser atendida[1].

Es importante mencionar que dentro de los diversos centros de salud, se cuenta con la información del triage a la vista de los pacientes de manera que ellos pueden observar el significado del color al cual fueron asignados y tener en cuenta el tiempo

promedio en el que serán atendidos, dicha información se presenta como se muestra en la Figura 3.

Tabla 4: Triage de urgencias médicas

	Color				
	Rojo	Naranja	Amarillo	Verde	Azul
<i>Situación</i>	Resucitación	Muy grave	Grave	Sin gravedad	No grave
<i>Atención</i>	Inmediata	<10 min	<30 min	120 min	>120 min
<i>Signos</i>	SpO <sub>2</sub> <80% HR >130 lpm	SpO <sub>2</sub> 80% - 89% HR 120 – 130 lpm o HR <40 lpm	SpO <sub>2</sub> 90% - 94% HR 111 – 120 lpm o HR 40 – 49 lpm	SpO <sub>2</sub> >95% HR 50 – 110 lpm	SpO <sub>2</sub> >95% HR 50 – 110 lpm
<i>Síntomas</i>	Convulsiones Paro cardíaco Paro respiratorio Embarazo	Fracturas Sangrado	Tos y flemas Fiebre >5 días Objeto extraño en ojos u oídos	Vomito sin sangrado Diarrea sin deshidratación	Resfriado Malestar general

MÉXICO GOBIERNO DE LA REPÚBLICA

ESTADO DE MÉXICO PONIENTE

IMSS

70 AÑOS

QUERÉAMOS ATENDERTE MEJOR...  
APLICACIÓN DEL SISTEMA TRIAGE

(Azul) Situación no urgente. No requiere valoración médica inmediata. Debe ser atendido en su Unidad de Medicina Familiar. (más de 120 min)

(Verde) Situación no grave. Requiere atención médica y tratamiento. (120 min)

(Amarillo) Situación poco grave. Requiere valoración médica rápida para descartar problemas que pongan en riesgo la vida. (30 min)

(Naranja) Situación grave. Requiere valoración médica rápida con el fin de salvar la vida. (10 min)

(Rojo) Situación muy grave. Necesita atención médica inmediata por peligro de muerte. (atención inmediata)

@imssedomexpte

IMSSDOMEXPTE

TRABAJAMOS PARA DARLE UN NUEVO ROSTRO AL IMSS

Figura 3: Triage de urgencias

## Método de recolección de datos mediante simulaciones

Este proceso se realiza una vez estudiado el comportamiento que tiene la saturación de oxígeno y el pulso cardiaco de una persona, dicho comportamiento es analizado de los datos obtenidos en la recolección de información en personas y se realiza un procedimiento de simulación durante el proceso de experimentación. Este proceso es necesario para realizar las comparaciones necesarias del comportamiento del sistema a crear, de manera que se puedan obtener resultados para analizar en escenarios de alto riesgo, sin la necesidad de tener que esperar que la persona se encuentre en esa situación.

La simulación de los datos se realiza de manera simultánea, es decir, se crean los datos para la saturación de oxígeno y de pulso cardiaco en el mismo momento, de manera que se pueda obtener un archivo con estas variables. El archivo es un documento tipo CSV, el cual permite su análisis sin mayor dificultad y permite el acceso de la información a través de cualquier lenguaje de programación que se desee utilizar e incluso se puede visualizar con herramientas que permiten el manejo de hojas de cálculo.

Para la generación de los datos simulados, se analizan los datos obtenidos de las personas y las categorías del triage. Con esta información se generan las reglas de pertenencia para las variables a construir lo que ayuda a obtener una secuencia de datos armónica con un comportamiento similar a los datos reales, incluyendo la peculiaridad de estar sesgados a la izquierda, de manera que dicho algoritmo permite generar archivos con saturación de oxígeno y pulso cardiaco del tamaño que se desee.

Dando la libertad al analista de crear los bancos de información que desee y con las características que se necesiten, ya que se pueden ajustar los rangos según la categoría del triage que se desea analizar, como se muestra en el Algoritmo 1.

---

### Algoritmo 1. Simulación de datos

---

**Entrada:** Escenario del triage y tamaño de base de datos deseado

**Salida:** Base de datos con valores de saturación de oxígeno (SpO2) y pulso cardíaco (PR)

- 1 Escenario de triage de emergencia deseado
  - 2 Seleccionar un valor aleatorio de SpO2 y PR;  $S_1$  y  $P_1$  se seleccionan en base a la distribución para cada uno de los escenarios de triage.
  - 3 En cada momento  $t$ , los valores de cada signo vital se actualizan y almacenan en función de  $V_{t+1} = V_t + r(-1,1) * \sigma$  donde:  
     $V_{t+1}$ : es el siguiente valor del signo vital,  
     $V_t$ : es el valor actual,  
     $r(-1,1)$ : es un número binomial aleatorio con salida  $\{-1,1\}$  y  
     $\sigma$ : es un incremento aleatorio basado en el valor actual. El incremento se calcula utilizando los datos estadísticos de los experimentos.
  - 4 El proceso continuara hasta que se alcance el tamaño de la base de datos deseada
  
  - 5 **Fin**
-

## Capítulo 4. Propuesta

---

## Propuesta

Se propone la creación de un sistema inteligente que ayude a clasificar los signos vitales de saturación de oxígeno y pulso cardiaco, para ello se desarrolló la metodología que se muestra en la Figura 4, en la cual se describen los pasos a considerar para el sistema.

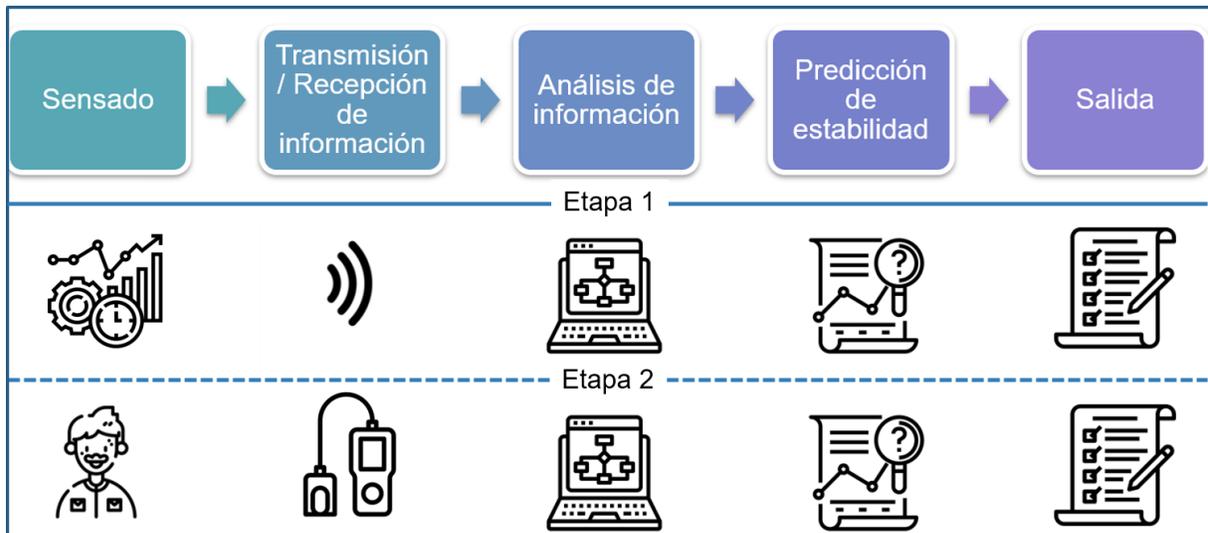


Figura 4: Metodología del sistema

En primera instancia la metodología está construida con un flujo de datos general, que a su vez se subdivide en dos etapas. El paso inicial se realiza mediante el sensado del cuerpo humano para obtener la saturación de oxígeno y el pulso cardiaco en tiempo real, de allí se pasa a la etapa de transmisión y recepción de información, en donde se resguardará la información de saturación de oxígeno y pulso cardiaco en un documento de texto que permitirá el manejo rápido de la información.

Teniendo dicha información se realizará un análisis para determinar un grado de predicción respecto al estado de la persona, el cual otorgará como salida el color de la categoría que mejor se prediga.

Las clasificaciones tomadas en el triage ayudaron a definir el diagrama de flujo necesario para el sistema, debido a que cuenta específicamente los pasos que se requieren seguir, así como las características principales para poder tomar una decisión como se muestra en la Figura 5.

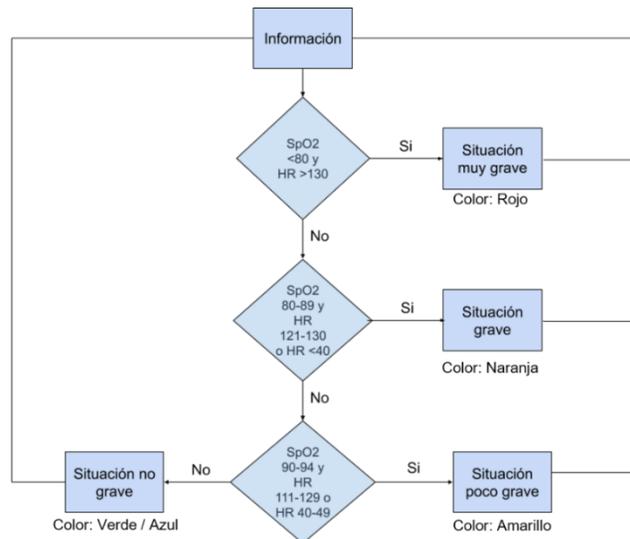


Figura 5: Categorías del triage de urgencias

La metodología general cuenta con subetapas, estas están constituidas de manera que en primera instancia se realice el proceso descrito anteriormente, pero haciendo uso de literatura que utilice los parámetros de interés, con la intención de dar familiaridad del comportamiento de estos y comenzar a construir la base para el sistema.

Una vez cubierta la primera subetapa, se estarán utilizando los valores de saturación de oxígeno y pulso cardiaco de personas reales, esta información será obtenida por medio de un oxímetro de pulso.

Se comenzó el análisis de las etapas del triage, lo que ayudó a obtener la abstracción del sistema general, mostrada en la Figura 6.



Figura 6: Abstracción del sistema

En donde se tendrá un sistema clásico que conste de dos entradas que serán sometidas a un proceso del cual se obtendrá una salida general; las entradas de interés son la saturación de oxígeno y pulso cardiaco en tiempo real, el proceso será la clasificación realizada por el algoritmo generado el cual otorgará como salida la categoría y color al cual pertenecen los valores de entrada, tomando en cuenta el triage de urgencias.

Teniendo la base del sistema general, se generó el modelo y la arquitectura que se estará trabajando y los elementos necesarios para el mismo, mostrado en la Figura 7 y Figura 8.

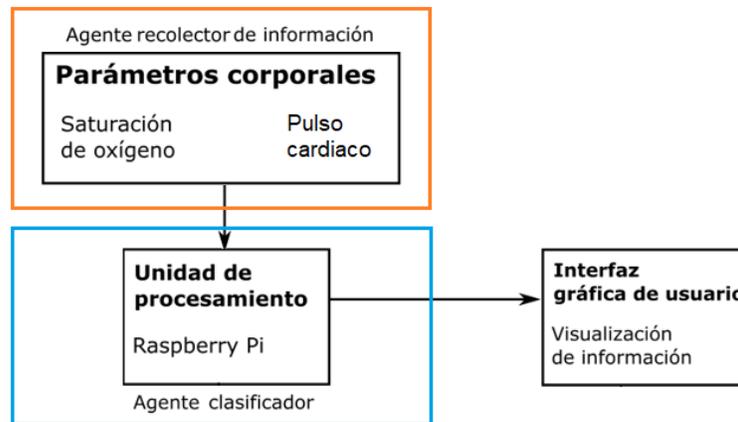


Figura 7: Arquitectura del sistema

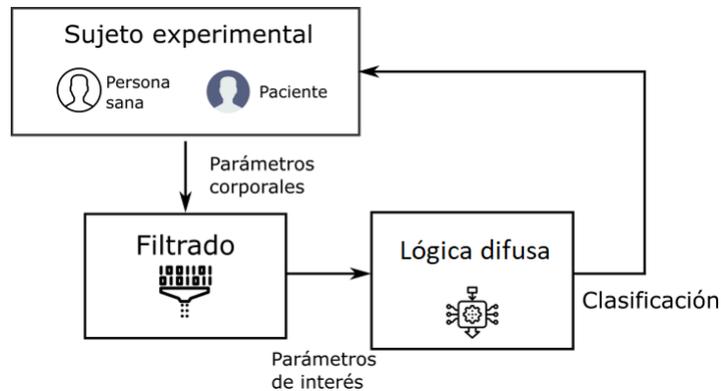


Figura 8: Modelo del sistema

Una vez obtenido el análisis se lograron definir las variables de entrada y salida, así como el universo del discurso para cada una de las variables, es decir, se determinaron los rangos para cada una de las variables y el espacio en el que estarán interactuando.

Obteniendo dichas definiciones, se procederá a realizar simulaciones haciendo uso de Matlab, una vez que el sistema satisfaga el análisis realizado se determinará el código correspondiente del sistema en Python.

Teniendo en cuenta la naturaleza del sistema se procedió a hacer uso de la lógica difusa ya que esta imita decisiones similares a las humanas basadas en un grupo de reglas y valores de pertenencia a conjuntos difusos con una etiqueta lingüística. Es considerada una alternativa a la lógica clásica. La lógica difusa se basa en la teoría de conjuntos difusos, donde el objeto tiene un valor de pertenencia en el intervalo cerrado entre 0 y 1 [26].

Un sistema de inferencias difusas (por sus siglas en inglés FIS: *Fuzzy Inferences System*) convierte información numérica nítida (entradas) en valores numéricos difusos a través de términos y variables lingüístico utilizando un proceso llamado fuzzificación. La información lingüística se procesa utilizando un motor de inferencia difusa y una base de reglas difusas para generar conclusiones, luego los valores numéricos de salida se pueden obtener mediante un proceso llamado desfuzzificación [26].

Un conjunto difuso está representado por:

$$A = \{(x, \mu_A(x) \mid x \in X)\}, \quad (2)$$

Donde  $\mu_A(x)$  se llama función de pertenencia del conjunto difuso A. La función de pertenencia mapea cada elemento de  $X$  en un grado de pertenencia entre 0 y 1. El conjunto  $X$  se refiere al universo del discurso y puede ser un espacio discreto o continuo [47].

Los sistemas difusos se han utilizado en diversas áreas, desde los orientados a la visión por computadora haciendo uso de robots autónomos [47] hasta en la medicina mediante la creación de sistemas que ayuden a detectar diversas anomalías mediante el análisis de imágenes médicas [26], dando la oportunidad de hacer uso de estas técnicas para la creación de sistemas de clasificación.

De forma que el sistema a desarrollar tiene la estructura clásica de un sistema difuso tipo Mamdani como se muestra en la Figura 9. El comportamiento de las entradas se muestran en la Figura 10 y Figura 11 así como el comportamiento de la salida, mostrado en la Figura 12, obteniendo la interacción que existe entre cada una de esas variables.

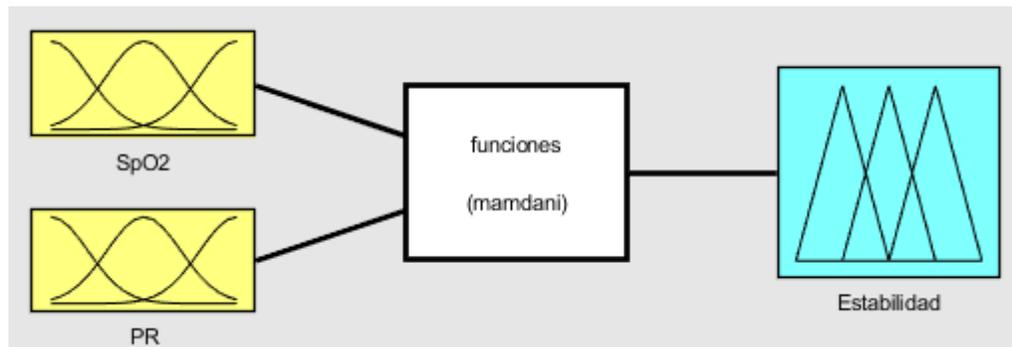


Figura 9: Estructura del sistema difuso

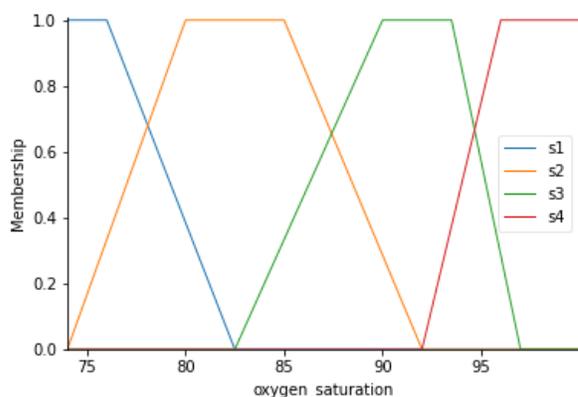


Figura 10: Variable de entrada de saturación de oxígeno

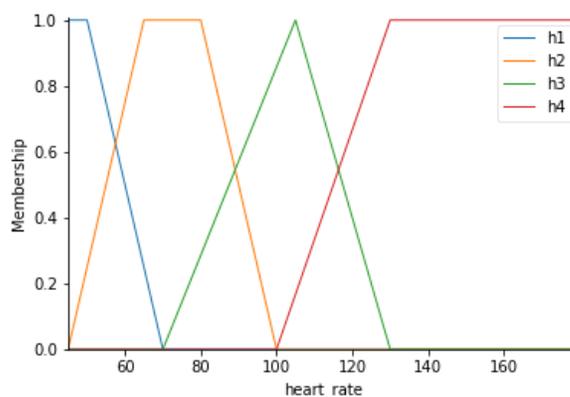


Figura 11: Variable de entrada de pulso cardiaco

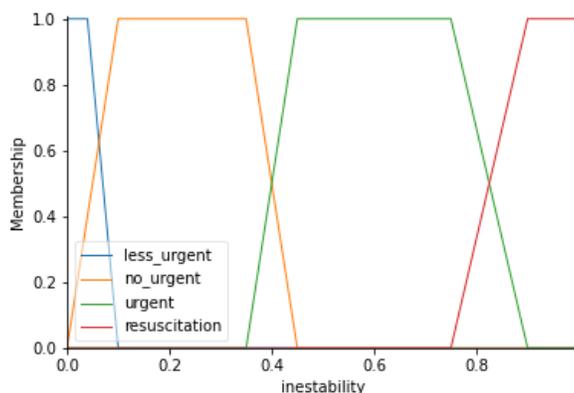


Figura 12: Variable de salida de la categoría del triage

Terminando la etapa de análisis del comportamiento de las señales se realizó el sistema difuso haciendo uso de Matlab, en donde se construyó el universo del discurso requerido, así como la interacción de las variables. El algoritmo consta de reglas de inferencia *Si – Entonces (IF - THEN)*, mismas que son las utilizadas en un sistema difuso clásico. La primera parte de la implicación se considera como el antecedente o premisa, mientras que la segunda parte se denomina consecuencia o conclusión de la regla [47].

El Algoritmo 2 describe las reglas de inferencia que se estarán utilizando en el sistema difuso.

---

Algoritmo 2. Clasificación de saturación de oxígeno y pulso cardiaco

---

**Entrada:** Saturación de oxígeno (SpO2) y pulso cardiaco (PR)

**Salida:** Categoría del triage

- 1 Leer saturación de oxígeno y pulso cardiaco
  - 2 **Si** (SpO2 < 80%) AND (PR >130 lpm) **entonces**  
Categoría = Rojo
  - 3 **Si** (SpO2 = 80% OR SpO2 = 89%) AND  
(PR = 120 OR PR = 130 OR PR <40 lpm) **entonces**  
Categoría = Naranja
  - 4 **Si** (SpO2 = 90% OR SpO2 = 94%) AND  
(PR = 111 OR PR = 120 OR PR = 40 OR PR = 49 lpm) **entonces**  
Categoría = Amarillo
  - 5 **Si** (SpO2 >95%) AND (PR = 50 OR PR = 110 lpm) **entonces**  
Categoría = Verde
  - 6 **Fin**
- 

Teniendo el conjunto de reglas para la creación del sistema difuso, se procedió a realizar pruebas con el mismo, de manera que se tuvieron diversas versiones hasta tener el sistema ajustado, como se muestra en la Figura 13 y Figura 14.

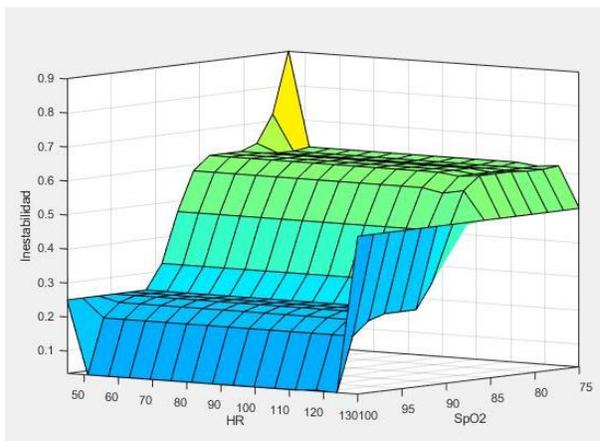


Figura 13: Superficie de la primera versión del sistema difuso

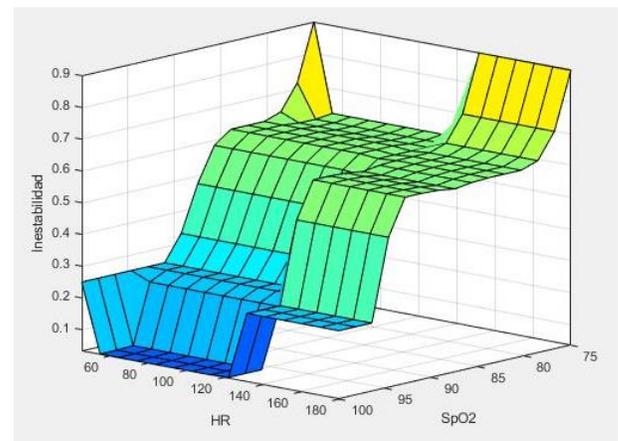


Figura 14: Superficie de la versión final del sistema difuso

La visualización de la interacción de las variables dio pauta a realizar ajustes en los valores del universo del discurso del sistema completo de forma que una vez teniendo las primeras versiones estables, se procedió a construir el sistema difuso haciendo uso de Python.

La transición entre Matlab y Python fue sencilla, puesto que ya se contaba con todo el análisis previo y con las reglas lingüísticas que se necesitaban las cuales se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5: Reglas lingüísticas

<b>HR \ SpO2</b>	<b>&lt; 80</b>	<b>80 - 89</b>	<b>90 - 95</b>	<b>&gt; 95</b>
<b>&lt; 50</b>	Situación muy grave (rojo)	Situación grave (naranja)	Situación poco grave (amarillo)	Situación poco grave (amarillo)
<b>50 – 110</b>	Situación grave (naranja)	Situación grave (naranja)	Situación poco grave (amarillo)	Situación no grave (verde)
<b>111 – 120</b>	Situación grave (naranja)	Situación grave (naranja)	Situación poco grave (amarillo)	Situación no grave (verde)
<b>&gt; 120</b>	Situación muy grave (rojo)	Situación grave (naranja)	Situación grave (naranja)	Situación poco grave (amarillo)

Mediante la creación del sistema difuso se identificó la necesidad de hacer uso de algún método de afinación para la clasificación, debido a la gran cantidad de datos que pudieran estar utilizándose al momento de analizar las variables de interés, por lo tanto, se inició el proceso de generar un filtrado automático que ayudara a agilizar el proceso de análisis con menor cantidad de información manteniendo un nivel de certidumbre adecuado.

De esta manera se agrega un filtrado haciendo uso de técnicas estadísticas, en caso particular se probó con un filtrado haciendo uso de la media aritmética y de la mediana. Estos métodos se han utilizado en diversos estudios de limpieza de datos para la

mejora de imágenes [48], [49], así como en el estudio de patrones de la saturación de oxígeno [50].

La optimización de los métodos analíticos utilizando el promedio y la mediana se remontan al año 1965, donde se buscaba alguna técnica de control de calidad en muestras biológicas en sangre de personas que estaban siendo analizadas para determinar los niveles de glucosa que tenían [51], este proceso llevo a la determinación de realizar la mediana ajustando una ventana determinada por el analista, que ayudaba a generar un filtro de control.

Esta técnica se denomina promedio de normales (por sus siglas en inglés AON: *Average of Normals*) y consta de realizar una comparación entre los promedios de un numero predeterminado de resultados que caen dentro de las características previamente establecidas por el analista; si el promedio se encuentra dentro de estos límites, se considera que el proceso está bajo control, de lo contrario se establece que se encuentra fuera del control de calidad que se está buscando [52].

Derivado de estas técnicas de filtración existen dos métodos que comúnmente se conocen como mediana de ventana móvil (por sus siglas en inglés MWM: *Moving Window Median*) y promedio de ventana móvil (por sus siglas en inglés MWA: *Moving Window Average*), los cuales han sido utilizados en mediciones de diversos parámetros en sistemas de vehículos aéreos no tripulados [53] así como algunas variaciones del filtro MWM en procesamiento de imágenes [54]. En el área médica se han utilizado estos filtros en lecturas obtenidas de electrocardiogramas con la intención de limpiar esas señales [55]; en donde se ha demostrado que el filtro MWM tiene mejor rendimiento que el filtro MWA.

## Recursos técnicos

El sensor para utilizar es un instrumento de medición aprobado por los organismos de salud, dando la pauta de la certidumbre que se estará teniendo con dicho sensor.

- Nonin Pulse Oximeter 3231
  - Especificaciones técnicas:
    - Rango de visualización de saturación de oxígeno: 0% al 100 %.
    - Rango de visualización de frecuencia de pulso: 18 a 321 pulsaciones por minuto (por sus siglas en inglés BPM: *Beats per minute*).
    - Exactitud descrita en la Tabla 6.

Tabla 6: Exactitud sensor Nonin 3231, tomado de [56]

<b>Rango</b>	<b>SpO2 especificada</b>	<b>SpO2 dedo medio</b>	<b>SpO2 dedo pulgar</b>
70 – 100%	± 2	± 1.31	± 1.56
70 – 80%	± 2	± 1.65	± 1.91
80 – 90%	± 2	± 1.05	± 1.21
90 – 100%	± 2	± 1.18	± 1.49

El sensor cuenta con conexión USB que ayuda a obtener la información directamente en el equipo de cómputo que se estará utilizando.

- Raspberry Pi
  - Especificaciones técnicas:
    - Sistema: Broadcom BCM2837B0 quad-core A53 (ARMv8) 64-bit @ 1.4GHz
    - GPU: Broadcom Videocore-IV
    - RAM: 1GB LPDDR2 SDRAM
    - Networking: Gigabit Ethernet (via USB channel), 2.4GHz y 5GHz 802.11b/g/n/ac Wi-Fi
    - Bluetooth: Bluetooth 4.2, Bluetooth Low Energy (BLE)
    - Almacenamiento: Micro-SD
    - GPIO: 40 pines
    - Puertos: HDMI, 3.5mm análogo audio-video jack, 4x USB 2.0, Ethernet.
    - Dimensiones: 82mm x 56mm x 19.5mm, 50g

## Capítulo 5. Experimentos

---

## Experimento #1

Este experimento tiene como objetivo la familiarización del funcionamiento del sensor adquirido, además permitió realizar un análisis de comportamiento de los parámetros fisiológicos de interés, como se muestra en la Figura 15 y Figura 16.

- Características – individuo de referencia:
  - Tiempo: 30 minutos
  - Escenario: 1
  - Edad: 32 años
  - Condición: sobrepeso

## Experimento #2

### Experimento #2a

Este experimento tiene como objetivo el análisis del primer modelo de clasificación, necesario para determinar los rangos de alerta. En el cual se construye una base de conocimiento que cuenta con 600 lecturas de saturación de oxígeno y pulso cardiaco en diferentes intervalos de referencia, dichos datos son creados de manera aleatoria.

### Experimento #2b

Este experimento tiene como objetivo analizar el comportamiento del modelo de clasificación con las lecturas obtenidas en el experimento #1.

## Experimento #3

Este experimento tiene como objetivo analizar información de diferentes individuos con características variadas, de manera que se obtengan las estadísticas básicas y el comportamiento de las lecturas obtenidas.

- Características del experimento – individuo 1:
  - Tiempo: 10 minutos
  - Escenario: 1
  - Individuo: femenino

- Edad: 25 años
- Condición: sobrepeso
- Características del experimento – individuo 2:
  - Tiempo: 10 minutos
  - Escenario: 1
  - Individuo: femenino
  - Edad: 57 años
  - Enfermedades: diabetes, hipertensión, obesidad, problemas respiratorios
- Características del experimento – individuo 3:
  - Tiempo: 10 minutos
  - Escenario: 1
  - Individuo: masculino
  - Edad: 57 años
  - Enfermedades: hipertensión, obesidad

## Experimento #4

Este experimento tiene como objetivo la creación del sistema de clasificación inicial, haciendo uso de los datos obtenidos en el experimento #3. Dicho sistema fue construido primeramente en Matlab, debido a que era necesario realizar el análisis de las categorías que se requerirían.

## Experimento #5

Este experimento tiene como objetivo la creación del sistema de clasificación inicial realizado en el experimento #4 haciendo uso del lenguaje Python, de manera que se le agrego la característica de ser un sistema difuso.

## Experimento #6

Este experimento tiene como objetivo analizar el rendimiento del sistema difuso y realizar los ajustes necesarios.

## Experimento #7

Este experimento tiene como objetivo optimizar el sistema creado en el experimento #5.

## Experimento #8

Este experimento tiene como objetivo comprobar la funcionalidad del sistema creado en el experimento #5, mediante el análisis de los datos de los parámetros fisiológicos de interés, mismos que fueron simulados mediante un sistema de creación de datos.

## Experimento #9

Este experimento tiene como objetivo encontrar una técnica de filtrado de datos que ayude a generar la clasificación de la información manteniendo la certidumbre obtenida hasta el momento.

## Experimento #10

Este experimento tiene como objetivo evaluar los algoritmos propuestos para realizar el filtrado de la información, realizados en el experimento #9.

## Experimento #11

Este experimento tiene como objetivo comprobar la funcionalidad del sistema creado en el experimento #5, mediante el análisis realizado por un trabajador del área de la

salud quien categorizó los datos otorgados siguiendo la experiencia que tiene en el área, para después comprobar los resultados del médico con los resultados obtenidos en el sistema inteligente.

## Experimento #12

Este experimento tiene como objetivo evaluar la rapidez del sistema en dos dispositivos diferentes, con la intención de analizar el tipo de equipo que es más adecuado para el sistema.

## Capítulo 6. Resultados y análisis

---

Como se describe en el experimento #1, lo que se planificó era analizar el comportamiento real de la saturación de oxígeno y el pulso cardiaco de una persona, de manera que se lograra extraer los patrones que dichas variables tenían, y las peculiaridades que se pudieran presentar dependiendo del estado en el que se obtenían dichas lecturas.

El primer experimento cuenta con la información de una persona femenina de 32 años, que cuenta con sobrepeso sin ningún otro antecedente que pudiera perjudicar las lecturas de saturación de oxígeno o pulso cardiaco. Dichas lecturas se realizaron durante un lapso de 30 minutos durante diversos días continuos y durante diferentes horas del día, con la intención de comprobar que la información que se obtenía era constante y que la persona para este experimento contaba con una saturación de oxígeno y pulso cardiaco acorde con su edad.

Las lecturas se obtuvieron cuando la persona se encontraba realizando actividades de bajo impacto, es decir, se encontraba mirando televisión, leyendo algún libro o cualquier actividad en donde no necesitaba que la persona se encontrara desplazándose, de manera que se lograra tener la mayor cantidad de información en un estado de reposo. Después de obtener la información necesaria se procedió el análisis correspondiente mostrado en la Figura 15 y la Figura 16. Esta información ayudo a tener una base de conocimiento de referencia, misma que fue utilizada para los siguientes experimentos.

En seguida se comenzó la creación de un sistema básico de clasificación con la intención de lograr comprender el funcionamiento que se estaría desarrollando más adelante, este experimento sirvió para darle sentido a los pasos que se debían seguir.

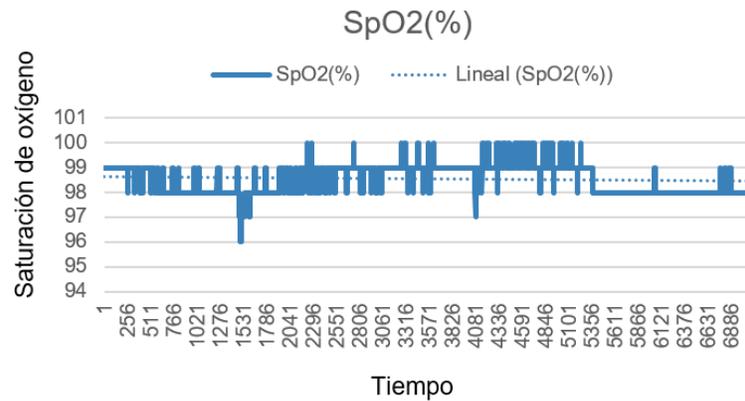


Figura 15: Experimento 1, saturación de oxígeno

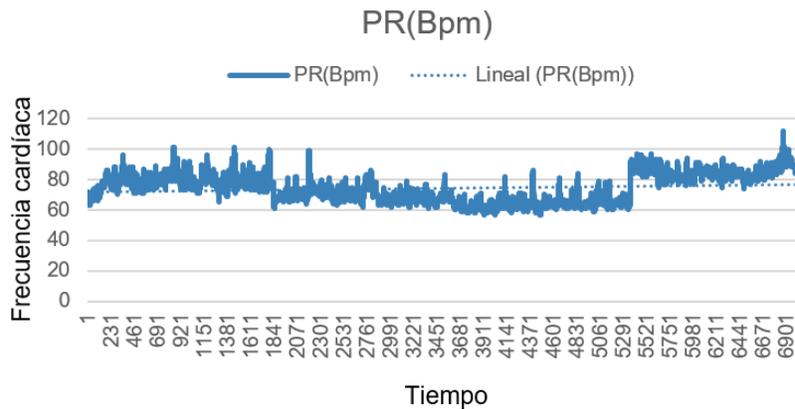


Figura 16: Experimento 1, pulso cardíaco

En este, se construyó un algoritmo que detectara el dato en el cual se tenía información denominada como emergencias, es decir, un rango fuera del estándar normal. Esta información se encontraba resguardada en un arreglo unidimensional que contenía 1000 datos, divididos en 4 secciones. La primera sección contaba con 600 datos que se encontraban en los rangos determinados como estables, es decir, las lecturas de saturación de oxígeno y pulso cardíaco estaban en ese rango.

La siguiente sección contaba con 100 datos que se encontraban en un rango establecido como urgencia, a partir de allí la sección continua contenía 200 datos que se encontraban denominados como emergencia esa era la información que el

algoritmo debía identificar. La última sección contaría con 100 datos más, que estaban en un rango de urgencia. Este algoritmo sencillo de clasificación dio pauta a la generación de los siguientes pasos para la creación del sistema difuso.

El análisis generado mediante este algoritmo también otorgo la generación de los requerimientos para la captura de los datos, con la intención de reforzar la calidad de la obtención de los datos y evitar la pérdida de estos.

Una vez teniendo la información de referencia, se procedió a obtener información de otras personas y lograr la comparación entre ellas. Para este caso se cuenta con información de 3 individuos, 2 femeninos y 1 masculino. Estos se encuentran en diferentes rangos de edades y cuentan con diversas anomalías, descritas con anterioridad, por lo que ayudo a visualizar las peculiaridades que tendrían las lecturas de saturación de oxígeno y pulso cardiaco.

Teniendo la información, se percibió que las lecturas de los 4 individuos, aunque entraban en diferentes rangos normales para cada una de las características individuales, todos compartían un sesgo hacia la izquierda como se muestran en las Figura 17 - Figura 20, lo que reforzó la necesidad de realizar un sistema difuso adaptable al tipo de usuario.

Conociendo el comportamiento de las señales obtenidas de personas reales, se construyeron algoritmos para generar estas mismas señales para realizar simulaciones con el sistema difuso para el proceso de ajustes antes de ser utilizado en personas. El Algoritmo 3 describe el proceso de generación de las señales de saturación de oxígeno, el cual permite generar una lista de datos genérico, es decir, se puede generar ese listado según las necesidades del analista, el Algoritmo 4 describe el proceso de generación del pulso cardiaco, con las mismas generalidades que el Algoritmo 3, permitiendo que se obtenga un archivo de texto con la información que será utilizada en el sistema difuso para analizar.



Figura 17: Adulto femenino de referencia

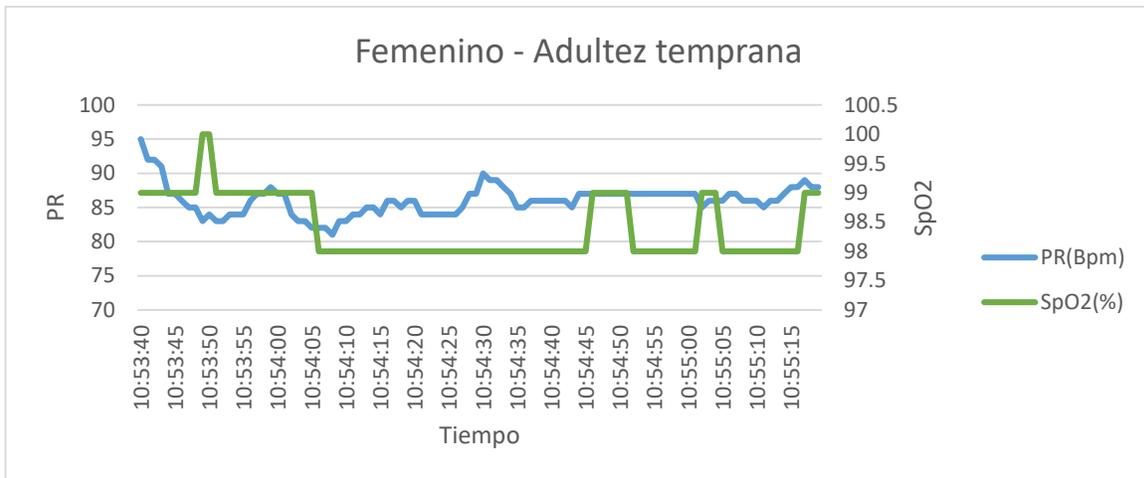


Figura 18: Adulto femenino - adultez temprana

Los algoritmos contienen instrucciones que ayudan a seleccionar un valor dentro de ciertos porcentajes de certeza, lo cual ayuda a tener un listado de datos que simule el comportamiento de una saturación de oxígeno o pulso cardiaco, según sea el caso. De esta manera se mantiene una estabilidad en el listado generado y permite su análisis.

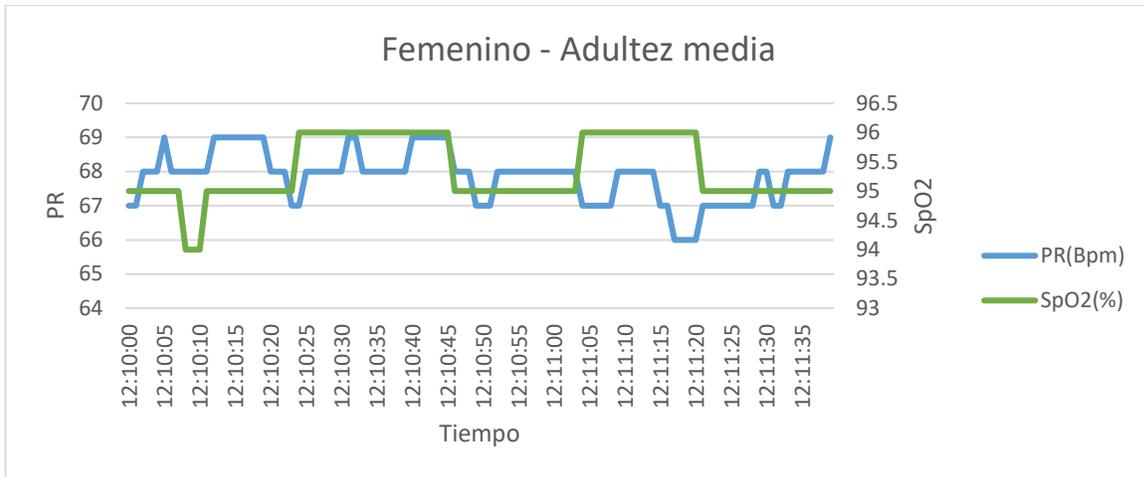


Figura 19: Adulto femenino - adultez media

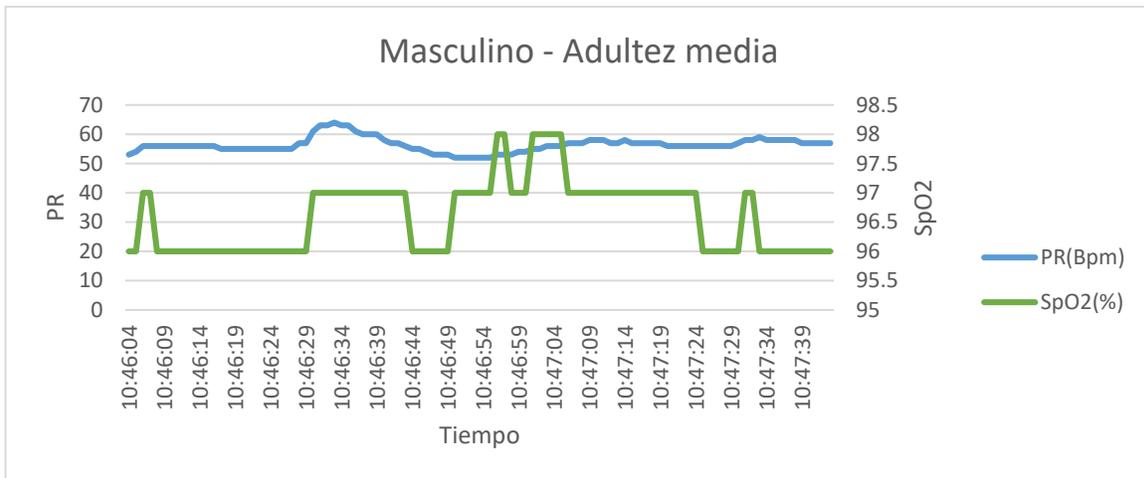


Figura 20: Adulto masculino - adultez media

Los resultados del sistema difuso haciendo uso de los datos simulados fueron aceptables, lo que permitió continuar con el análisis de estos y generando los filtros requeridos para minimizar el tamaño de los datos a ser sometidos al sistema sin perder certidumbre.

Dichos datos simulados se utilizaron para las pruebas con los filtros de la mediana y promedio de ventana móvil haciendo uso del sistema difuso. Esto permitió analizar el comportamiento de estos filtros con datos de saturación de oxígeno y pulso cardiaco y determinar cuál de los dos métodos de filtrado es el indicado para optimizar el sistema difuso.

---

### Algoritmo 3. Generación de datos de saturación de oxígeno

---

**Entrada:** Lista de valores aleatorios

**Salida:** Lista de datos de saturación de oxígeno

- 1 Leer los valores máximos y mínimos de saturación de oxígeno
  - 2 Leer el tamaño de lista que se requiere
  - 3 Generar un arreglo de valores aleatorios dentro del rango establecido en paso 1
  - 4 Verificar cada elemento generado;  
**Si** (Dato == 0 AND Dato < = 0.05) **entonces**  
    Dato - 3
  - 5 **Si** (Dato >= 0.05 AND Dato < = 0.20) **entonces**  
    Dato - 2
  - 6 **Si** (Dato >= 0.20 AND Dato < = 0.40) **entonces**  
    Dato - 1
  - 7 **Si** (Dato >= 0.40 AND Dato < = 0.75) **entonces**  
    Dato
  - 8 **Si** (Dato >= 0.75 AND Dato < = 0.90) **entonces**  
    Dato + 1
  - 9 **Si** (Dato >= 0.90 AND Dato < = 0.98) **entonces**  
    Dato + 2
  - 10 **Si** (Dato >= 0.98 AND Dato < = 1) **entonces**  
    Dato + 3
  - 11 **Fin**
- 

Para lograr esto, se construyó una interfaz gráfica como se muestra en Figura 21 para lograr el uso del sistema de manera visual, en esta se cuenta con la opción de seleccionar el archivo de datos simulados que se desee analizar, una vez teniendo el archivo se procede a utilizar el sistema difuso de la siguiente manera:

- Analizar los datos sin ningún tipo de filtro.
- Analizar los datos después de utilizar algún filtro.

---

#### Algoritmo 4. Generación de datos de pulso cardiaco

---

**Entrada:** Lista de valores aleatorios

**Salida:** Lista de datos de pulso cardiaco

- 1 Leer saturación de oxígeno y pulso cardiaco
  - 2 Leer el tamaño de lista que se requiere
  - 3 Generar un arreglo de valores aleatorios dentro del rango establecido en paso 1
  - 4 Verificar cada elemento generado;  
**Si** (Dato == 0 AND Dato < = 0.05) **entonces**  
    Dato - 3
  - 5 **Si** (Dato >= 0.05 AND Dato < = 0.20) **entonces**  
    Dato - 2
  - 6 **Si** (Dato >= 0.20 AND Dato < = 0.40) **entonces**  
    Dato - 1
  - 7 **Si** (Dato >= 0.40 AND Dato < = 0.75) **entonces**  
    Dato
  - 8 **Si** (Dato >= 0.75 AND Dato < = 0.90) **entonces**  
    Dato + 1
  - 9 **Si** (Dato >= 0.90 AND Dato < = 0.98) **entonces**  
    Dato + 2
  - 10 **Si** (Dato >= 0.98 AND Dato < = 1) **entonces**  
    Dato + 3
  - 11 **Fin**
- 

Esto ayudó a comparar los resultados y realizar los ajustes necesarios, de ser necesario.

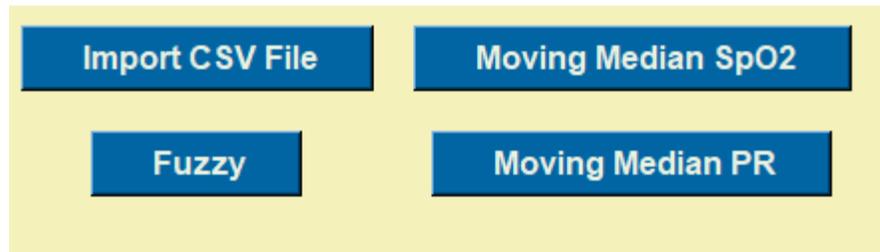


Figura 21: GUI Monitoreo de signos vitales

Los resultados obtenidos del análisis de los datos simulados mediante el uso de los filtros de la mediana y el promedio se presentan en la Figura 22 y Figura 23; dichos resultados muestran que a primera instancia el filtro de la mediana de ventana móvil mostrada con la línea de color magenta mantiene una señal armónica y parece ser muy similar a los datos reales representados con la línea azul en cada una de las figuras. Estos resultados incentivaron al análisis con diversos escenarios.

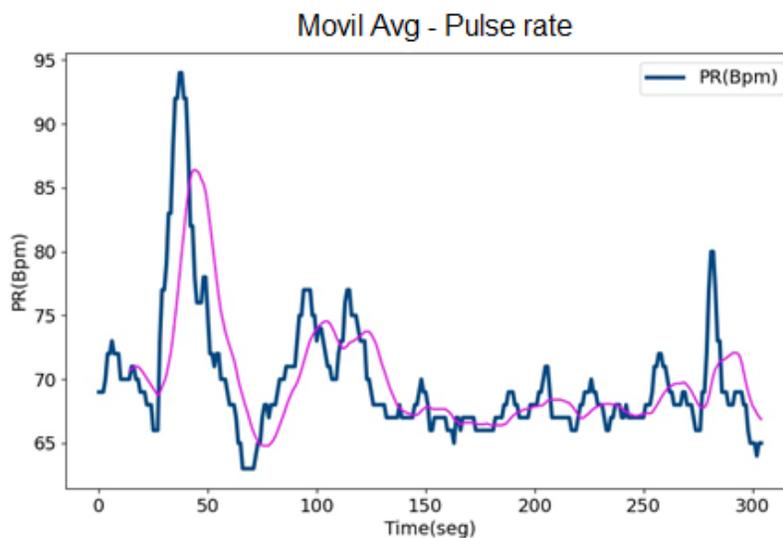


Figura 22: Filtro del promedio de ventana móvil

Por lo que se construyeron diversos archivos que estuvieran dentro de los rangos de cada categoría del triage, de manera que al analizar los datos en el sistema difuso y pasarlos por los filtros se pudiera visualizar su comportamiento.

Teniendo los resultados de dichos análisis se procedió a construir la matriz de confusión la cual es una técnica popular para analizar problemas de clasificación. Estas matrices representan los recuentos de valores predichos y reales [57].

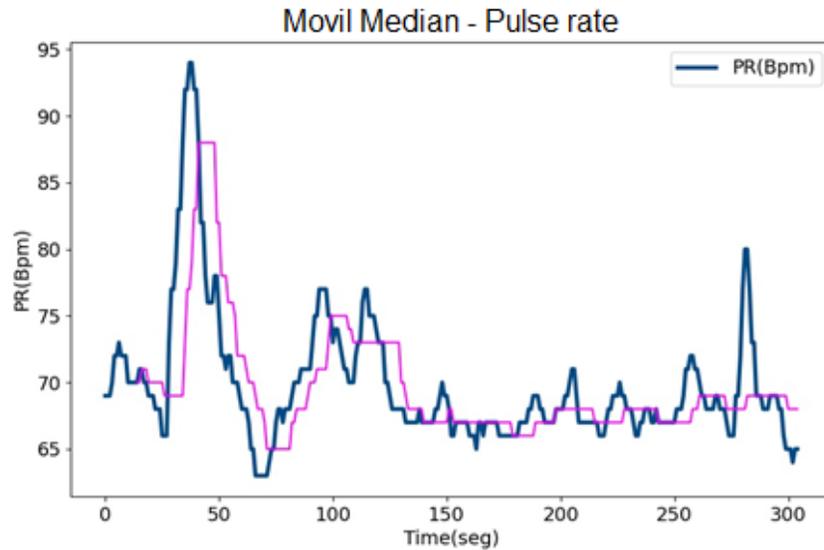


Figura 23:Filtro de la mediana de ventana móvil

Una de las métricas más utilizadas para realizar la clasificación, es la exactitud (*accuracy*) y mide el porcentaje de casos en el que el modelo ha acertado. Este modelo se calcula de la siguiente manera:

$$Exactitud = \frac{TN + TP}{TN + FP + FN + TP} \quad (3)$$

Donde la tasa de verdaderos positivos (por sus siglas en inglés TP: *True Positive*) es la proporción de casos positivos que se identificaron correctamente; la tasa de falsos positivos (por sus siglas en inglés FP: *False Positive*) es la proporción de casos negativos que se clasificaron incorrectamente como positivos; la tasa de verdaderos negativos (por sus siglas en inglés TN: *True Negative*) se define como la proporción de casos negativos que se clasificaron correctamente y por último la tasa de falsos

negativos (por sus siglas en inglés FN: *False Negative*) es la proporción de casos positivos que se clasificaron incorrectamente como negativos.

Sin embargo, la métrica de exactitud puede ser engañosa, por lo que se recomienda hacer uso de otras métricas que ayuden a reforzar los resultados obtenidos con esta.

La precisión (*precision*) se concentra en la calidad de la predicción y la exhaustividad (*recall*) es útil para medir la solidez de un modelo para predecir resultados positivos, estas son métricas populares y también utilizadas en problemas de clasificación [57]. Estos modelos se representan de la siguiente manera:

$$Precisión = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4)$$

$$Exhaustividad = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5)$$

La salida obtenida de los datos simulados que fueron sometidos a los filtros del promedio de ventana móvil y de la mediana de ventana móvil fueron analizados mediante las métricas antes descritas, el análisis se realizó por categoría mostrado en Tabla 7 y Tabla 8, así como del sistema en general mostrado en Tabla 9. También se realizó una matriz de confusión para los datos analizados por el experto en el área médica.

Para ese análisis se le otorgo un listado de 30 datos que contaban diferentes estados de saturación de oxígeno y pulso cardiaco, el medico categorizo dicha información siguiendo su experiencia en el área, para después someter los datos al filtro de la mediana de ventana móvil, puesto que este filtro mostraba mejor exactitud, precisión y exhaustividad que el filtro del promedio de la ventana móvil de manera que, en general el filtro de la media obtuvo los resultados que se muestran en la Tabla 10.

Los resultados motivan a seguir realizando ajustes necesarios en el sistema. Sin embargo, dichas modificaciones son mínimas y requieren ser analizadas a su vez por el médico.

Tabla 7: Métricas de desempeño del sistema por categorías - promedio

<b>Promedio de ventana móvil</b>			
<b>Métrica</b> <b>Categoría</b>	<b>Exactitud</b>	<b>Precisión</b>	<b>Exhaustividad</b>
<i>Verde</i>	0.9500	0.9444	0.8500
<i>Amarillo</i>	0.9438	0.8444	0.9500
<i>Naranja</i>	0.9563	0.8837	0.9500
<i>Rojo</i>	0.9625	0.9722	0.8750

Tabla 8: Métricas de desempeño del sistema por categorías - mediana

<b>Mediana de ventana móvil</b>			
<b>Métrica</b> <b>Categoría</b>	<b>Exactitud</b>	<b>Precisión</b>	<b>Exhaustividad</b>
<i>Verde</i>	0.9563	0.9459	0.8750
<i>Amarillo</i>	0.9438	0.8605	0.9250
<i>Naranja</i>	0.9625	0.9048	0.9500
<i>Rojo</i>	0.9750	0.9737	0.9250

Tabla 9: Métricas de desempeño del sistema completo

<b>Métrica</b> <b>Filtro</b>	<b>Exactitud</b>	<b>Precisión</b>	<b>Exhaustividad</b>
<i>Promedio</i>	0.9531	0.9063	0.9063
<i>Mediana</i>	0.9594	0.9188	0.9188

Tabla 10: Métricas de desempeño del filtro de la mediana - análisis médico

<b>Métrica</b>	<b>Exactitud</b>	<b>Precisión</b>	<b>Exhaustividad</b>
<b>Filtro</b> <i>Mediana</i>	0.8108	0.5333	0.5333

## Capítulo 7. Conclusiones

---

En general, el sistema de clasificación otorga resultados favorables y muestra potencial para ser sometido a mayores pruebas con datos reales. Durante el proceso de análisis de los filtros fue notorio que el de mediana de ventana móvil tiene mejor rendimiento a comparación del filtro del promedio de ventana móvil lo que permite no solo utilizar una menor cantidad de información con la misma certidumbre, sino que también permite realizarlo sin someter el proceso a largos periodos de tiempo para el análisis.

Sin embargo, es importante agregar que el sistema aun cuenta con suficiente capacidad de escalabilidad tanto para agregar otros parámetros fisiológicos como quizá otros filtros que sigan optimizando el rendimiento de este.

A lo largo del análisis de la literatura se encontraron diversos estudios que hacían uso de sistemas difusos para clasificar/predecir diversas enfermedades. Sin embargo, hasta el momento ninguno ha incorporado el uso de técnicas estadísticas como los filtros del promedio de ventana móvil o la mediana de ventana móvil, esto permite que se otorgue un nuevo acercamiento sobre el análisis de los signos vitales.

También se encontró que el uso de diversas técnicas de aprendizaje máquina son implementadas en conjunto con la lógica difusa, otorgando mejores sistemas de clasificación.

Se recomienda agregar signos vitales como la temperatura, edad, género y el índice de masa corporal de manera que estos parámetros ayuden a personalizar aún más el sistema de clasificación que se obtuvo y que permita a su vez otorgar un panorama amplio del estado de salud en el que se encuentra la persona.

Para que eso sea posible, el sistema difuso deberá modificarse por ende las reglas lingüísticas deberán sufrir cambios y se tendrá que reajustar todo el sistema. Sin embargo, el proceso debería ser menos complejo debido a que se cuenta con una base sólida.

Se sugiere que dichos resultados sean sometidos a validaciones, ya sea haciendo uso de las técnicas utilizadas en esta investigación o agregando alguna que mejor se adapte al sistema.

Así mismo, es requiere iniciar la etapa de visualización para el paciente y médico en cuestión, ya sea por medio de una aplicación móvil o una interfaz de programación de aplicaciones (API) que permitan analizar la información en tiempo real tomando en cuenta los sistemas de seguridad para el manejo de la información.

El sistema puede fungir como una alternativa de análisis rápido para los centros médicos e incluso en el hogar, ya que cuenta con una infraestructura de fácil uso, lo que permite que este sea reproducible, así como escalable.

## Capítulo 8. Referencias

---

- [1] "IMSS: Triage." [Online]. Available: <http://www.imss.gob.mx/tags/triage>. [Accessed: 05-Dec-2020].
- [2] H. Banaee, M. Ahmed, and A. Loutfi, "Data Mining for Wearable Sensors in Health Monitoring Systems: A Review of Recent Trends and Challenges," *Sensors*, vol. 13, no. 12, pp. 17472–17500, Dec. 2013.
- [3] V. Baljak, A. Ljubovic, J. Michel, M. Montgomery, and R. Salaway, "A scalable realtime analytics pipeline and storage architecture for physiological monitoring big data," *Smart Heal.*, 2018.
- [4] A. Queirós, A. G. Silva, J. Alvarelhão, A. Teixeira, and N. P. Da Rocha, "Ambient assisted living technologies, systems and services: A systematic literature review," *Proc. 2nd Int. Living Usability Lab Work. AAL Latest Solut. Trends Appl. AAL 2012, Conjunction with BIOSTEC 2012*, pp. 14–26, 2012.
- [5] H. Sun, V. De Florio, N. Gui, and C. Blondia, "Promises and challenges of ambient assisted living systems," *ITNG 2009 - 6th Int. Conf. Inf. Technol. New Gener.*, pp. 1201–1207, 2009.
- [6] D. He and S. Zeadally, "Authentication protocol for an ambient assisted living system," *IEEE Commun. Mag.*, vol. 53, no. 1, pp. 71–77, Jan. 2015.
- [7] O. S. Papalia, DE, Feldman RD, *Papalia | Feldman*. 2012.
- [8] G. Ghosh, S. Roy, and A. Merdji, "A proposed health monitoring system using fuzzy inference system," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 234, no. 6, pp. 562–569, 2020.
- [9] J. A. Al-Dmour, A. Sagahyroon, A. R. Al-Ali, and S. Abusnana, "A fuzzy logic–based warning system for patients classification," *Health Informatics J.*, vol. 25, no. 3, pp. 1004–1024, 2019.
- [10] J. Achkoski, S. Koceski, D. Bogatinov, B. Temelkovski, G. Stevanovski, and I. Kocev, "Remote triage support algorithm based on fuzzy logic," *J. R. Army Med. Corps*, vol. 163, no. 3, pp. 164–170, 2017.
- [11] "Secretaria General del Consejo Nacional de Población." [Online]. Available: <https://www.gob.mx/conapo>.
- [12] P. Koleva, K. Tonchev, G. Balabanov, A. Manolova, and V. Poulkov, "Challenges in designing and implementation of an effective Ambient Assisted

- Living system,” in *2015 12th International Conference on Telecommunication in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services (TELSIKS)*, 2015, pp. 305–308.
- [13] M. Alaoui and M. Lewkowicz, “Practical issues related to the implication of elderlies in the design process – The case of a Living Lab approach for designing and evaluating social TV services,” *IRBM*, vol. 36, no. 5, pp. 259–265, Oct. 2015.
- [14] F. Jiang *et al.*, “Artificial intelligence in healthcare: past, present and future,” *Stroke Vasc. Neurol.*, vol. 2, no. 4, pp. 230–243, Dec. 2017.
- [15] H. Nguyen, S. Jang, R. Ivanov, C. P. Bonafide, J. Weimer, and I. Lee, “Reducing pulse oximetry false alarms without missing life-threatening events,” *Smart Heal.*, 2018.
- [16] A. Aliverti, “Wearable technology: Role in respiratory health and disease,” *Breathe*, vol. 13, no. 2, pp. e27–e36, 2017.
- [17] J. W. Severinghaus, “The history of clinical oxygen monitoring,” *Int. Congr. Ser.*, vol. 1242, pp. 115–120, Dec. 2002.
- [18] Y. Pole, “Evolution of the pulse oximeter,” *Int. Congr. Ser.*, vol. 1242, pp. 137–144, Dec. 2002.
- [19] S. A. Mostafa, A. Mustapha, M. A. Mohammed, M. S. Ahmad, and M. A. Mahmoud, “A fuzzy logic control in adjustable autonomy of a multi-agent system for an automated elderly movement monitoring application,” *Int. J. Med. Inform.*, vol. 112, pp. 173–184, 2018.
- [20] F. Başçiftçi and A. Eldem, “Using reduced rule base with Expert System for the diagnosis of disease in hypertension,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 51, no. 12, pp. 1287–1293, 2013.
- [21] M. S. Ibbini and M. A. Masadeh, “A fuzzy logic based closed-loop control system for blood glucose level regulation in diabetics,” *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 29, no. 2, pp. 64–69, 2005.
- [22] L. Nobile *et al.*, “Development of a fuzzy expert system for the control of glycemia in type 1 diabetic patients,” *Comput. Aided Chem. Eng.*, vol. 29, pp. 1568–1572, 2011.

- [23] K. Polat, S. Güneş, and S. Tosun, "Diagnosis of heart disease using artificial immune recognition system and fuzzy weighted pre-processing," *Pattern Recognit.*, vol. 39, no. 11, pp. 2186–2193, 2006.
- [24] L. Yunda, D. Pacheco, and J. Millan, "A Web-based Fuzzy Inference System Based Tool for Cardiovascular Disease Risk Assessment," *Nova*, vol. 13, no. 24, p. 7, 2015.
- [25] M. Nilashi, O. Ibrahim, H. Ahmadi, and L. Shahmoradi, "A knowledge-based system for breast cancer classification using fuzzy logic method," *Telemat. Informatics*, vol. 34, no. 4, pp. 133–144, 2017.
- [26] Y. Rubio, O. Montiel, and R. Sepúlveda, "Microcalcification detection in mammograms based on fuzzy logic and cellular automata," *Stud. Comput. Intell.*, vol. 667, pp. 583–602, 2017.
- [27] F. P. Rice, *Desarrollo humano: estudio del ciclo vital*. PEARSON PRENTICE HALL, 1997.
- [28] M. Darwish, E. Senn, C. Lohr, and Y. Kermarrec, "A comparison between ambient assisted living systems," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 8456, pp. 231–237, 2015.
- [29] Drucker Colin René, *Fisiología médica*. D.R. Manual moderno.
- [30] I. F. Stuart, *Fisiología humana*. McGrawHill, 2003.
- [31] "Pulse Oximeter. American Thoracic Society. Patient Information Series.," 2011.
- [32] H. J. Davies, I. Williams, N. S. Peters, and D. P. Mandic, "In-ear spo2: A tool for wearable, unobtrusive monitoring of core blood oxygen saturation," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 17, pp. 1–12, 2020.
- [33] World Health Organization, *Pulse Oximetry Training Manual*. Lifebox. .
- [34] V. G. Nasr and J. A. DiNardo, "Pulse oximetry," *Pediatr. Rev.*, vol. 40, no. 11, pp. 605–608, 2019.
- [35] D. R. Hess, "Pulse oximetry: Beyond SpO2," *Respir. Care*, vol. 61, no. 12, pp. 1671–1680, 2016.
- [36] A. Jubran, "Pulse oximetry," *Crit. Care*, vol. 19, no. 1, pp. 1–7, 2015.

- [37] E. J. Welsh, K. M. Kew, and R. Carr, "Pulse oximeters to self-monitor oxygen saturation levels, as part of a personalised asthma action plan for people with asthma," *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2015, no. 3, 2015.
- [38] J. W. Lee, J. Ko, C. Ju, and H. K. Eltzschig, "Hypoxia signaling in human diseases and therapeutic targets," *Exp. Mol. Med.*, vol. 51, no. 6, pp. 1–13, 2019.
- [39] M. Sarkar, N. Niranjana, and P. K. Banyal, "Mechanisms of hypoxemia," *Lung India*, vol. 34, no. 1, pp. 47–60, 2017.
- [40] R. Avram *et al.*, "Real-world heart rate norms in the Health eHeart study," *npj Digit. Med.*, vol. 2, no. 1, p. 58, 2019.
- [41] "Texas Heart Institute." [Online]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/categorias-de-arritmias/>.
- [42] S. Okkesim *et al.*, "Comparison of pulse rate variability and heart rate variability for hypoglycemia syndrome," *Methods Inf. Med.*, vol. 55, no. 3, pp. 250–257, 2016.
- [43] Q. Zhu, X. Tian, C. W. Wong, and M. Wu, "Learning your heart actions from pulse: ECG waveform reconstruction from PPG," *bioRxiv*, pp. 1–12, 2019.
- [44] E. Yuda *et al.*, "Pulse rate variability: A new biomarker, not a surrogate for heart rate variability," *Journal of Physiological Anthropology*, vol. 39, no. 1. BioMed Central Ltd, 18-Aug-2020.
- [45] J. Sen Wong, W. A. Lu, K. T. Wu, M. Liu, G. Y. Chen, and C. D. Kuo, "A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects," *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 26, no. 2, pp. 107–114, 2012.
- [46] "Coronavirus." [Online]. Available: <https://coronavirus.gob.mx/informacion-accesible/>. [Accessed: 12-Feb-2021].
- [47] E. Ballinas, O. Montiel, O. Castillo, Y. Rubio, and L. T. Aguilar, "Automatic parallel parking algorithm for a car-like robot using fuzzy pd+i control," *Eng. Lett.*, vol. 26, no. 4, pp. 447–454, 2018.
- [48] S. Anwar and G. Rajamohan, "Improved Image Enhancement Algorithms based on the Switching Median Filtering Technique," *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 45, no. 12, pp. 11103–11114, 2020.

- [49] B. Yang, Z. Li, W. Hu, and E. Cao, "A median filtering forensics approach based on machine learning," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 10603 LNCS, pp. 518–527, 2017.
- [50] A. S. Bhogal and A. R. Mani, "Pattern analysis of oxygen saturation variability in healthy individuals: Entropy of pulse oximetry signals carries information about mean oxygen saturation," *Front. Physiol.*, vol. 8, no. AUG, pp. 1–9, 2017.
- [51] M. E. Waid, "The 'average of normals' method of quality control," vol. 43, no. 2, 1965.
- [52] S. C. Kazmierczak, "Laboratory quality control: Using patient data to assess analytical performance," *Clin. Chem. Lab. Med.*, vol. 41, no. 5, pp. 617–627, 2003.
- [53] J. Novotnak, Z. Szoke, M. Smelko, P. Lipovsky, M. Fil'ko, and M. Kosuda, "Simple Filtering Algorithms for the Needs of Measuring UAV Parameters," *Proc. Int. Conf. New Trends Signal Process. NTSP 2020*, 2020.
- [54] X. Wang, "Moving window-based double haar wavelet transform for image processing," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 15, no. 9, pp. 2771–2779, 2006.
- [55] N. Miljković, N. Popović, O. Djordjević, L. Konstantinović, and T. B. Šekara, "ECG artifact cancellation in surface EMG signals by fractional order calculus application," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 140, pp. 259–264, 2017.
- [56] "Nonin." [Online]. Available: <https://www.nonin.com/products/3231/>. [Accessed: 27-Nov-2019].
- [57] A. Kulkarni, D. Chong, and F. A. Batarseh, *Foundations of data imbalance and solutions for a data democracy*. Elsevier Inc., 2020.