EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA

TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

Instituto Tecnológico de Orizaba

OPCIÓN I.- TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

"SISTEMA INTELIGENTE DE APOYO A LA DECISIÓN CLÍNICA PARA LA CLASIFICACIÓN Y DIAGNÓSTICO DE AFECCIONES CARDÍACAS EN EL ÁREA DE URGENCIAS"

PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRA EN INGENIÉRIA INDUSTRIAL

PRESENTA

I.I. Indra Samantha Fernández Zavala

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Alberto Alfonso Aguilar Lasserre

CODIRECTOR DE TESIS

Dra. Mildred Virginia López Segura

ORIZABA, VERACRUZ, MÉXICO **DICIEMBRE 2024**

Agradecimientos y Dedicatoria

A Dios, por todo lo que es y representa mi vida, por todas las bendiciones y felicidad, por las experiencias y los aprendizajes que me ha brindado, por ser mi fortaleza en los momentos difíciles y gracias por guiarme hasta el término de mi maestría.

A mi madre, por criarme y hacerme la gran mujer que soy ahora, por ser mi compañera y mi mejor amiga y apoyarme en todos mis proyectos y ser un ejemplo para mí, por amarme como soy y por todo el esfuerzo y dedicación para darme lo mejor de ti.

A mi padre, por ser el motivo para ser mejor cada día, para superarme y para hacerte sentir orgulloso donde quiera que estés, te amo siempre.

A mi esposo, por ser el pilar de mi vida, por ser mi compañero de vida y partícipe en todas mis aventuras, por toda la felicidad y el amor que me brindas y por ser el amor de mi vida.

A mi hermano, por todo tu apoyo y tu amor incondicional, por ser el mejor hermano del mundo.

A toda la familia, por ser parte de todos mis proyectos y festejar todos mis triunfos, por amarme y estar conmigo en todo momento, por su maravillosa existencia y por ser como son.

A Eli, Lili, Liz y Anita, por su amistad, amor e incondicionalidad, por siempre escucharme y tener una sonrisa para mí, por todos los buenos y malos momentos y por que sin ustedes no sé qué sería de mí.

A Peluche, por todas las noches en vela y por tanta felicidad y tanto amor.

A Izkalli, Frank y Tomás, por su compañerismo y complicidad total en este proyecto, porque sin su apoyo esta experiencia no hubiera sido posible y tampoco tan divertida, gracias.

A la Dra. Mildred y Dra. Nancy, por ser unas personas excepcionales y compartir todos sus conocimientos, por todas las risas y todo el estrés, este trabajo tan maravilloso es gracias a ustedes.

Al Dr. Alberto Alfonso Aguilar Lasserre, por creer en mí, por guiarme y apoyarme en cada paso.

Resumen

En el campo de la medicina, tal como en muchas otras disciplinas, se han llevado a cabo una gran cantidad de avances gracias a la Ingeniería Industrial en conjunto con la Inteligencia Artificial (IA). En estos últimos años, han surgido tecnologías e innovadoras técnicas que lograron mejorar los diagnósticos de distintas maneras como la resonancia magnética, tomografía computarizada, ultrasonido 3D y 4D o el Doppler a color, así como también el tratamiento de diferentes enfermedades como la diabetes, el Alzheimer, el cáncer, miocardiopatía, entre otras.

El IMSS Hospital General de Orizaba presenta un área de oportunidad en el área de Urgencias, puesto que al área ingresan gran cantidad de pacientes diariamente, muchos de ellos presentan síntomas relacionados con problemas cardíacos, los cuales representan prioridad y, para diagnosticarlos correctamente, se requiere equipo especial y personal que sepa utilizarlo e interpretarlo. Dada la demanda en el área de urgencias y los limitados recursos, la atención se vuelve más lenta y los diagnósticos pueden llegar a ser más tardados y subjetivos de no ser atendidos por el personal experto.

En el área de urgencias es crucial que se realicen diagnósticos de forma rápida, lo que exige que sea necesario la precisión y certeza en dicho diagnóstico para que el paciente sea tratado correctamente y con el menor número de secuelas posibles. Así, se enmarcan en este estudio, las afecciones cardiacas en pacientes que ingresan al área de urgencias con dolor torácico y que son evaluados mediante imágenes por ultrasonido portátil. Por ello, en el presente proyecto se pretende apoyar a la toma de decisiones clínicas para el diagnóstico oportuno de afecciones cardiacas analizando las ecocardiográficas por medio de técnicas de Inteligencia Artificial con la intención

de que pueda suponer una herramienta de apoyo para los profesionales del sector ahorrando tiempo y haciendo el proceso más eficiente.

Por lo tanto, el objetivo principal de este trabajo es mejorar los diagnósticos emitidos a través de un estudio imágenes, mediante el uso de técnicas de inteligencia artificial para el apoyo a la toma de decisiones clínicas.

Índice

Resumen 2

Índice 5

Figuras 8

Capítulo 1. Generalidades 15

1.1 Introducción 15

1.2 Planteamiento del problema 16

1.3 Objetivo general 18

1.4 Objetivos específicos 18

1.5 Hipótesis 19

1.6 Justificación 19

1.7 Antecedentes 21

1.7.1 Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) 21

1.7.2 Misión 23

1.7.3 Visión 24

1.7.4 Localización 24

1.8 Estado del arte 24

1.8.1 Aportaciones mediante procesamiento de imágenes cardiacas. 25

1.8.2 Aportaciones mediante Machine Learning para la evaluación de imágenes cardiacas. 27

1.8.3 Aportaciones mediante *Deep Learning* para la evaluación de imágenes médicas. 31

1.9 Metodología 32

1.10 Conclusiones 40

Capítulo 2. Marco teórico 42
2.1 Introducción 42
2.2 Perspectiva médica 43
2.2.1 Servicio de urgencias hospitalarias 43
2.2.2 Anatomía del corazón 44
2.2.3 Enfermedades cardiovasculares 46
2.2.4 Formación de la imagen ecocardiográfica 47
2.3 Perspectiva bajo el contexto de análisis de decisiones 62
2.3.1 Sistema de apoyo a la decisión médica 62
2.3.2 Toma de decisiones médicas 64
2.4 Inteligencia Artificial y tratamiento de imágenes 64
2.4.1 Lógica difusa 65
2.4.2 Imagen y procesamiento de imagen 73
2.5 Conclusiones 80
Capítulo 3. Desarrollo de la Metodología 81
3.1 Introducción 81
3.2 Desarrollo de la metodología propuesta 83
3.2.1 Fase 1. Revisión y desarrollo del estado del arte 84
3.2.2 Fase 2. Reunión con expertos 84
3.2.3 Fase 4. Recolección de la información 86
3.2.4 Fase 5. Diseño y modelación de módulos de procesamiento de imágenes y datos clínicos 97
3.2.5 Fase 6. Diseño y modelación de módulo de lógica difusa 118
3.3 Conclusiones 136
Capítulo 4. Resultados y validación del sitema 139

4.1 Introducción 139
4.2 Interfaz gráfica del usuario 140
4.3 Validación 145
4.3.1 Validación del modelo de escala de riesgo HEART 145
4.3.2 Validación del modelo de escala de riesgo TIMI 147
4.3.3 Validación del modelo de procesamiento de ecocardiograma 148
4.3.1 Validación del modelo de lógica difusa 153
4.4 Conclusiones 154
Conclusiones del trabajo 156
Recomendaciones para trabajos futuros 159
Productividad 161
Anexos 162
Anexo A. Manual de usuario de Software 162
Sobre el Software del SIADC 163
Hardware 164
Instalación del Software 164
Características de las imágenes 166
Contenido de la ventana de portada del SIADC 169
Barra de Navegación 169
Botón de ayuda 170
Contenido de pestañas 171
Anexo B. Reglas de inferencia 188
Referencias 194

Figuras

Figura 1. Ubicación IMSS General Regional de Orizaba 24

Figura 2. Metodología propuesta 40

Figura 3. Anatomía del corazón (Jorge Luis Jiménez Barragán, 2020) 46

Figura 4. Tipos de infarto de miocardio. Se puede observar como el infarto transmural es más extenso, afectando a toda la pared y, consecuentemente, a su contractilidad (Casillas et al., 2021) 47

Figura 5. Onda de ultrasonido (Rodríguez Padial et al., 2020) 49

Figura 6. Esquema del haz de ultrasonidos 51

Figura 7. Ecocardiograma bidimensional (Villén Villegas et al., 2022) 53

Figura 8. Posición del paciente para toma de ecocardiograma. 54

Figura 9. Ventanas ecocardiográficas señaladas en tórax (Rodríguez Padial et al., 2020). 56

Figura 10. Planos ecocardiográficos (Rodríguez Padial et al., 2020). 57

Figura 11. Planos apicales de 4 cámaras (Rodríguez Padial et al., 2020). 59

Figura 12. Plano apical de 4 cámaras. 60

Figura 13. Plano apical de 2 cámaras. 60

Figura 14. Ecocardiograma del Plano apical de eje largo (PA-EL) 61

Figura 15. Función Gamma (Guzmán, 2020) 67

Figura 16. Función L (Guzmán, 2020) 67

Figura 17. Función Triangular (Guzmán, 2020) 68

Figura 18. Función Trapezoidal (Guzmán, 2020) 69

Figura 19. Función Sigmoidal (Guzmán, 2020) 69

Figura 20. Función Singleton (Guzmán, 2020) 70

Figura 21. Función de Campana (Guzmán, 2020) 71
Figura 22. Pasos de un modelo de lógica difusa (Guzmán, 2020) 72
Figura 23. Imagen en espacio de color diferente 74
Figura 24. Codificación (Taquía Gutiérrez, 2017) 75
Figura 25. Binarización a escala de grises (Taquía Gutiérrez, 2017) 77
Figura 26. Imagen convertida a escala de grises (Taquía Gutiérrez, 2017) 78
Figura 27. Imagen difuminada (Gaussian Blur) (Taquía Gutiérrez, 2017) 79
Figura 28. Sondas portátiles Butterfly y Phillips 87
Figura 29. Evaluación con sonda 88
Figura 30. Cámaras 4, 2 y 3, de interés de estudio sobre motilidad 90
Figura 31. Plano apical 5 cámaras 91
Figura 32. Plano apical 4 cámaras 91
Figura 33. Ecocardiograma normal de 4 cámaras 93
Figura 34. Ecocardiograma normal de 2 cámaras 94
Figura 35. Ecocardiograma normal de 3 cámaras 95
Figura 36. Ecocardiograma con cardiomiopatía 4 cámaras 95
Figura 37. Ecocardiograma 2 con cardiomiopatía vista de 4 cámaras 96
Figura 38. Ecocardiograma 3 con cardiomiopatía vista de 4 cámaras 97
Figura 39. Diagrama de flujo del proceso de diseño de los Módulos de Procesamiento de imágenesy Escalas TIMI y HEART 98
Figura 40. Código de botón para cargar video 99
Figura 41. Código del algoritmo para extraer fotogramas del video 99
Figura 42. Visualización como ejemplo de uno de los fotogramas 100

Figura 43. Programación para encontrar las diferencias entre los fotogramas obtenidos 101
Figura 44. Código para Detección de movimiento 101
Figura 45. Imágenes con los rangos de máxima y mínima diferencia de movimiento..... 102
Figura 46. Ejemplo del Selector de ROI 103
Figura 47. Código para la selección del ROI 104
Figura 48. Corte de Imágenes con los rangos de máxima y mínima diferencia de movimiento a través de ROI 105
Figura 49. Código de la función para calcular las distancias 106
Figura 50. Ejemplo del proceso de dibujar 2 puntos para obtener punto medio 107
Figura 51. Código de la función para calcular las distancias desde el punto medio..... 108
Figura 52. Ejemplo del resultado de la medición de las distancias en píxeles 109
Figura 53. Código de la función para calcular el porcentaje 110
Figura 54. Código de evaluación diagnóstica por función condicional 111
Figura 55. Parámetros en la Escala TIMI 113
Figura 56. Código para la Calculadora TIMI..... 114
Figura 57. Código de puntuación de la Escala TIMI 114
Figura 58. Código para determinar el riesgo en la escala TIMI 115
Figura 59. Código de la Calculadora de la Escala HEART 117
Figura 60. Código de la Evaluación diagnóstica 118
Figura 61. Elementos y procesos del modelo de lógica difusa 119
Figura 62. Variable ecocardio y conjuntos difusos (acinesia, discinesia, aneurisma, normal e hipocinesia). 125
Figura 63. Variable riesgo y conjuntos difusos (bajo, medio y alto) 127

Figura 64. Variable elevación del ST y conjuntos difusos (si y no) 128
Figura 65. Variable dolor torácico y conjuntos difusos (si y no)..... 130
Figura 66. Variable otro cambio y conjuntos difusos (si y no)..... 131
Figura 67. Fragmento de código de módulo de LD 132
Figura 68. Código de las variables de entrada con sus conjuntos difusos 133
Figura 69. Fragmento del código de las reglas de inferencia o difusas 133
Figura 70. Código de la variable de salida con su intervalo 134
Figura 71. Funciones de pertenencia para inferencias difusas..... 135
Figura 72. Ejemplo de funcionamiento del código del pickle 136
Figura 73. Gráfica del ejemplo de variables de salida en el módulo de LD 136
Figura 74. Fragmento del código para crear una aplicación para computadora que muestre las pestañas del sistema 141
Figura 75. Código que muestra las pestañas del sistema en la Interfaz Gráfica 142
Figura 76. Fragmento de Código para añadir Widgets a cada una de las pestañas de la Interfaz 142
Figura 77. Portada de la Interfaz Gráfica 143
Figura 78. Pestaña de la Escala HEART. 143
Figura 79. Pestaña de la Escala TIMI 144
Figura 80. Pestaña de para subir los videos del Ecocardiograma 144
Figura 81. Pestaña de Lógica Difusa 145
Figura 82. Representación de tabla de validación del módulo de la escala HEART..... 146
Figura 83. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 1 en el Módulo de HEART..... 146
Figura 84. Representación de tabla de validación del módulo de la escala TIMI 147

Figura 85. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 9 en el Módulo de TIMI 148
Figura 86. Ejemplo de selección de video desde la interfaz gráfica. 149
Figura 87. Selector de ROI 150
Figura 88. Dibujo de punto intermedio mediante la marcación de las paredes septal y ventricular. 151
Figura 89. Fotogramas de mayor y menor movimiento con la aplicación del selector ROI (recorte) 151
Figura 90. Resultados del procesamiento de imágenes 152
Figura 91. Representación de tabla de validación del módulo de la escala TIMI 152
Figura 92. Representación de tabla de validación del módulo Lógica Difusa..... 153
Figura 93. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 6 en el Módulo de TIMI 154
Figura 94. Diagrama de flujo de proceso del SIADC 157
Figura 95. Portada Journal “Expert Systems with Applications” 161
Figura 96. Carpeta de la aplicación..... 164
Figura 97. Crea un acceso directo del archivo "SIADC_App.exe" 165
Figura 98. Abrir aplicación desde acceso directo. 165
Figura 99. Abrir aplicación de instalada 166
Figura 100. Ejemplo de imágenes no adecuadas 168
Figura 101. Ejemplo de imágenes adecuadas 168
Figura 102. Barra de navegación 169
Figura 103. Botón de ayuda 170
Figura 104. Opción de "Acerca de..." 171
Figura 105. Pestaña HEART desplegando las opciones de antecedentes SCA 172

Figura 106. Pestaña HEART desplegando las opciones de Electrocardiograma (ECG) 172
Figura 107. Pestaña HEART desplegando las opciones de Edad 173
Figura 108. Pestaña HEART desplegando las opciones de los Factores de Riesgo 173
Figura 109. Pestaña HEART desplegando las opciones de Troponina 174
Figura 110. Pestaña HEART cálculo y resultado 174
Figura 111. Mensaje de Advertencia para llenar todos los campos 175
Figura 112. Pestaña TIMI cálculo y resultado 176
Figura 113. Mensaje de Advertencia para llenar todos los campos 176
Figura 114. Pestaña ecocardiograma 177
Figura 115. Selección de video para procesamiento de imágenes 178
Figura 116. Ventana de ROI Selector 179
Figura 117. Proceso de Dibujar punto medio 180
Figura 118. Dibujar punto medio (azul) en imagen de máximo movimiento 181
Figura 119. Dibujar punto medio (azul) en imagen de mínimo movimiento 181
Figura 120. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de máximo movimiento 182
Figura 121. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de mínimo movimiento 182
Figura 122. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de máximo movimiento 183
Figura 123. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de mínimo movimiento 183
Figura 124. Diagnóstico del procesamiento de imágenes. 184

Figura 125. Mensaje de Advertencia para procesar imagen 185

Figura 126. Pestaña LD..... 186

Figura 127. Recomendación del módulo de LD 187

Capítulo 1. Generalidades

1.1 Introducción

En este capítulo se estudia y analiza el problema de la necesidad de una herramienta que sea de apoyo al personal médico para la evaluación de ecocardiogramas. Actualmente, la IA en conjunto con la Ingeniería Industrial es muy importante para el desarrollo del campo de la medicina, sin embargo, la deficiencia de recursos, apoyo gubernamental y conocimientos acerca de la IA ha limitado este desarrollo, haciéndolo aún más lento. A continuación, se describe la problemática, los objetivos, la hipótesis, y la justificación con el enfoque del método de solución propuesto en este trabajo (en el campo de la Inteligencia Artificial).

1.2 Planteamiento del problema

El incremento en el crecimiento poblacional, el envejecimiento de las personas y las tasas de supervivencia hospitalaria han generado un aumento en el ingreso y la saturación de los servicios de urgencias, convirtiéndolo en un desafío global. No obstante, los motivos por los cuales los pacientes acuden a estos servicios son diversos: algunos lo hacen por la gravedad de su condición médica, mientras que otros se ven influenciados por factores estructurales percibidos o por razones personales y motivaciones individuales. Cuando los pacientes vienen a buscar ayuda de emergencia, primero se realiza clasificación de la urgencia a través de Triage (Alvarado, 2019).

Los pacientes que acuden a los servicios de urgencias hospitalarios por dolor torácico representan una importante carga asistencial y plantean importantes retos diagnósticos. Es primordial confirmar o descartar la presencia de un síndrome coronario agudo (Montero-Jimeno, y otros, 2021).

La detección y tratamiento temprano de una enfermedad mejoran significativamente el pronóstico y los resultados en los pacientes, y los Dispositivos de Ultrasonido de Mano (DUM) podrían desempeñar un papel clave en este proceso. El ultrasonido es una de las herramientas de imagen más versátiles en la medicina debido a su accesibilidad, portabilidad, bajo costo y ausencia de efectos secundarios. Sin embargo, los avances tecnológicos en estos equipos han generado la necesidad de reevaluar su utilidad, precisión y limitaciones, así como la capacitación requerida para que el operador pueda obtener resultados confiables. A diferencia de los equipos de alta gama, los DUM actuales se limitan a ofrecer imágenes en 2D, Doppler color y algunos paquetes básicos de medición. Por ello, es esencial destacar las recomendaciones sobre el entrenamiento del operador, que debe incluir no solo conocimientos generales de ultrasonido, sino también

habilidades específicas para el manejo de estos dispositivos portátiles y su aplicación en las patologías a diagnosticar.

El dolor torácico agudo puede ser indicativo de condiciones potencialmente graves. Sin embargo, su evaluación enfrenta desafíos, ya que la interpretación de las sensaciones que el paciente describe puede estar influida por la subjetividad de sus propios sentimientos. Por ello, resulta fundamental aplicar de manera adecuada el método clínico, lo que permite abordar con calma los casos complejos. De no identificarse correctamente, estas afecciones podrían evolucionar de manera desfavorable o presentar un curso clínico adverso (Montero-Jimeno, y otros, 2021).

El IMSS Hospital General de Orizaba, Veracruz, presenta un área de oportunidad dentro del área de urgencias ya que, muchos pacientes que llegan con dolor torácico al área de urgencias, se les toma una imagen del tórax mediante ultrasonido y, muchas veces, el diagnóstico es tardado y puede llegar a ser subjetivo o difícil de diagnosticar, debido a que no cuentan con suficientes equipos portátiles de ultrasonido, ni tampoco con personal que se especialice en la interpretación de las imágenes obtenidas.

La óptima gestión de atención dentro del sistema de urgencias proporcionará un mejor servicio al usuario, así como una asistencia oportuna. Teniendo en cuenta la demanda que existe en el departamento de urgencias y que los recursos que se tienen no son suficientes, se requiere tener un sistema que ayude al personal a tomar decisiones para el diagnóstico de pacientes que tengan posibles complicaciones cardiacas.

Por ello, el presente trabajo busca mejorar el área de oportunidad detectada en el departamento de urgencias por medio del desarrollo de un Sistema Inteligente de Apoyo a las

Decisiones Clínicas para el Departamento de Urgencias integrado por un Sistema Inteligente para el Diagnóstico de afecciones del corazón en pacientes con dolor torácico a partir de imágenes de ultrasonido cardiaco dentro del área de urgencias.

1.3 Objetivo general

Desarrollo de un Sistema Inteligente de Apoyo a las Decisiones Clínicas (SIADC) dentro del área de urgencias del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) de Orizaba que, mediante el Tratamiento de Imágenes y la Lógica Difusa, clasifique y diagnostique afecciones del corazón en imágenes cardiotorácicas con movimiento.

1.4 Objetivos específicos

1. Elaborar el Estado del Arte del proyecto mediante la búsqueda y revisión de la literatura acerca de trabajos relacionados con las problemáticas del diagnóstico de afecciones cardiacas.
2. Realizar reuniones con los médicos urgenciólogos y visitas al área de urgencias para verificar procesos y procedimientos del diagnóstico de afecciones cardiacas.
3. Recolectar información (procedimientos, procesos, imágenes y expedientes de pacientes) en el área de urgencias para obtener datos e imágenes acerca del problema de diagnóstico de afecciones cardiacas.
4. Desarrollar un modelo mediante procesamiento de imágenes y la capitalización de conocimiento que identifique patrones de comportamiento a partir de imágenes cardiotorácicas y datos clínicos del paciente con la finalidad de realizar una valoración objetiva y apoye a la toma de decisiones del experto.

5. Validar el diagnóstico de afecciones cardiacas para verificar la confiabilidad del SIADC.

1.5 Hipótesis

El desarrollo de un Sistema Inteligente de Apoyo a las Decisiones Clínicas dentro del área de urgencias del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) de Orizaba, utilizando imágenes ecocardiográficas con movimiento mediante el uso del Procesamiento de Imágenes y la Lógica Difusa, permitirá mejorar la atención médica, optimizando la atención a los pacientes en cuanto al tiempo de respuesta ya que se podrán procesar y analizar con mayor rapidez ecocardiogramas en tiempo real, mejorando la precisión de la clasificación y el diagnóstico de afecciones cardiacas.

1.6 Justificación

En la industria, los que han logrado automatizar sus procesos, no es que hayan encontrado una forma de hacerlo más rápido, sino que ahora tienen mayor eficiencia y encuentran opciones más certeras a la hora de tomar decisiones que definen el camino a tomar y la estabilidad en el mercado; por ello, muchos someten sus recursos (económicos y humanos) a la obtención, procesamiento, aplicación y proyección de nueva información. Esta última juega un papel decisivo en la organización y se convierte en su principal patrimonio (Villalba, Palacios, Romero, & Patarón, 2019)

Las grandes decisiones, usualmente de gran complejidad, exigen que el decisor acuda a modelos matemáticos para tomar la opción más adecuada y, son tomadas generalmente por directivos de empresas. Estos problemas, a los que se enfrentan, en su mayoría no pueden ser resueltos a través de técnicas mono criterio, siendo necesaria la aplicación de métodos que consideren múltiples criterios, lo cual complica considerablemente la obtención de la mejor

alternativa de solución; ya que la existencia de múltiples factores a conlleva a obtener una solución de compromiso donde evidentemente no se puede satisfacer al máximo cada uno de éstos por estar en conflicto (Pérez & Delgado, 2008).

En los Sistemas Inteligentes de Apoyo a las Decisiones (SIAD), tanto la IA como el Análisis de Decisiones, se estructuran con en el estudio de modelos establecidos del conocimiento humano y de la experiencia, aunque, la primera destaca por querer obtener sistemas más autónomos de solución de problemas, enfatizando en la información más simbólica y menos numérica y el uso de referencias declarativas del conocimiento. La mayoría de los SIAD combinan ambos campos de la ciencia, de manera que la IA no sustituye en ningún momento al experto, sino que le ayuda a tomar mejores decisiones (Pérez & Delgado, 2008).

Por otra parte, el avance en el desarrollo de algoritmos para el procesamiento de imágenes ha ganado relevancia en el ámbito científico, particularmente en el campo de la inteligencia artificial aplicada a la visión por computadora. Este progreso se sustenta en la digitalización de datos capturados por dispositivos como cámaras de video y fotografía, entre otros. En este contexto, las imágenes se convierten en el eje central para representar y describir la realidad. Asimismo, el uso de piezas publicitarias y su digitalización en el mercado retail abren una oportunidad para la aplicación de técnicas de análisis de imágenes en lógicas para identificar oportunidades en los procesos comerciales, operativos y generación de conocimiento (Taquía Gutiérrez, 2017).

La forma de interpretar las imágenes médicas se condiciona a las características del equipo con que se toman y a la experiencia del experto quien las diagnóstica, es por ello que se complica desarrollar un algoritmo estándar de reconocimiento de anomalías. El Sistema de Identificación

Automática (AIS, del inglés Automatic Identification System) se está utilizando recientemente en el procesamiento de imágenes con el propósito de hacer un reconocimiento más objetivo e independiente del profesional que hace el diagnostico (Reyes-Ortiz, Mejía, & Useche-Castelblanco, 2018).

1.7 Antecedentes

En este capítulo se expone brevemente los antecedentes históricos del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), la cual es la institución donde se desarrolla el Sistema de Apoyo a la Decisión Clínica, así como datos generales de la misma, como ubicación geográfica, estructura, etc.

1.7.1 Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS)

El Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) es un organismo público descentralizado, con personalidad jurídica y patrimonio propios, de integración operativa tripartita, al cual la Ley del Seguro Social (LSS) encomienda la organización y administración de la Seguridad Social, teniendo el carácter de organismo fiscal autónomo, tal como se establece en los artículos 4 y 5 de la LSS (IMSS, 2022).

El Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) es la principal institución encargada de brindar atención a la salud y protección social en México desde su fundación en 1943. Combina la investigación y la práctica médica con la administración de los recursos destinados al retiro de los asegurados, ofreciendo seguridad y estabilidad a los trabajadores y sus familias frente a los riesgos establecidos en la Ley del Seguro Social. Actualmente, más de la mitad de la población mexicana está vinculada de alguna manera con el Instituto, consolidándolo como la institución más grande de su tipo en América Latina (México, 2023).

1.6.1.1 Antecedentes históricos del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS)

El 19 de enero de 1943 se promulgó la primera Ley del Seguro Social (LSS), que dio origen al Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS). Desde su creación, el IMSS se constituyó como una institución tripartita, integrada equitativamente por representantes de los trabajadores, los empleadores y el Gobierno Federal. Esta estructura ha permitido que sus integrantes prioricen el bienestar del Seguro Social, garantizando su permanencia y desarrollo institucional (IMSS, 2022).

El 6 de abril de 1943 se fundó el Sindicato Nacional de Trabajadores del Seguro Social (SNTSS), actualmente el sindicato más grande dentro del grupo regulado por el apartado "A" del artículo 123 de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos. En sus inicios, el Seguro Social solo cubría a los trabajadores, pero en 1949 amplió sus beneficios a los familiares, marcando un avance respecto a otras instituciones internacionales, aunque excluyó la atención por contingencias laborales.

Para responder a la creciente demanda de servicios, el Seguro Social tuvo que acreditarse rápidamente, lo que incluyó la contratación de servicios privados y la aceleración de la construcción de clínicas y hospitales propios. En 1950, se inauguró su edificio central en la Avenida Reforma, consolidando su presencia en el país (IMSS, 2022).

En la década de los setenta y acorde con el desarrollo de diversas regiones del país, se fueron creando modernos centros médicos que se sumaron a los ya existentes en la capital, lo que representó un notable avance en la descentralización de la atención médica de alta especialidad para las y los derechohabientes (IMSS, 2022).

1.6.1.2 Antecedentes históricos del IMSS Delegación Regional Veracruz

El 25 de mayo de 1946, un decreto publicado en el Diario Oficial de la Federación permitió al Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) extender su cobertura al estado de Veracruz, iniciando operaciones en Orizaba al año siguiente (Fajardo-Ortiz, 2008).

El 1 de mayo de 1947, el IMSS comenzó a brindar atención hospitalaria en Orizaba, utilizando parte de las instalaciones del Hospital Civil "Ignacio de la Llave", que operaba desde 1866. Este hospital, nombrado en honor a un destacado orizabeño defensor de la libertad y benefactor del nosocomio, se había originado por la fusión de los hospitales San Joseph y de la Concepción. Aunque el edificio tenía una superficie de 500 m² con dos plantas, tres patios y dos claustros, su estado era deplorable: los techos presentaban filtraciones, las paredes perdían yeso, faltaban vidrios y muchas puertas estaban inservibles. El mantenimiento parecía no ser una prioridad en su gestión (Fajardo-Ortiz, 2008).

En 1959, el IMSS inauguró su propio hospital en Orizaba, con capacidad para 280 camas. Sin embargo, este dejó de operar en 1973 debido a los daños causados por un sismo. Tras su reconstrucción en 1975, el hospital retomó sus servicios y fue nombrado "Ignacio García Téllez" en honor a uno de los fundadores del IMSS. Mientras que inicialmente las principales causas de atención eran enfermedades infectocontagiosas y problemas gineco-obstétricos, en la actualidad predominan las enfermedades crónico-degenerativas y los accidentes (Fajardo-Ortiz, 2008).

1.7.2 Misión

La misión del IMSS es ser el instrumento básico de la seguridad social, establecido como un servicio público de carácter nacional, para todos los trabajadores y trabajadoras y sus familias (México, 2023).

1.7.3 Visión

Por un México con más y mejor seguridad social (México, 2023).

1.7.4 Localización

El IMSS está seccionado en Delegaciones dentro de cada estado de la República, estas son unidades activas que funcionan de manera autónoma en todos los estados, brindando servicios institucionales a la población local. Actualmente, hay 35 delegaciones distribuidas por todo el territorio nacional mexicano, el desarrollo de este proyecto se realizó en el Hospital General de Orizaba, perteneciente a la Delegación Veracruz-Sur. La ubicación geográfica del IMSS Hospital General Regional de Orizaba se muestra en la Figura 1.

Figura 1. Ubicación IMSS General Regional de Orizaba



Fuente: Elaboración propia

1.8 Estado del arte

En esta sección se realiza la revisión de la literatura reúne información de artículos científicos en donde se han utilizado procesamiento y evaluación de imágenes clínicas, principalmente imágenes cardiacas), y también, en donde las técnicas de IA se han aplicado como apoyo al análisis de imágenes clínicas. La primera sección comprende artículos del Aportaciones

mediante procesamiento de imágenes cardiacas aplicados en la medicina. En la segunda sección, se analizan trabajados de las técnicas de IA como aportaciones mediante Machine Learning para la evaluación de imágenes cardiacas. En la tercera sección se encuentran las aportaciones mediante Deep Learning para la evaluación de imágenes cardiacas.

1.8.1 Aportaciones mediante procesamiento de imágenes cardiacas.

a) Software de reconstrucción volumétrica de corazón e identificación de pericarditis a partir de imágenes diagnósticas (Acosta Cuéllar et al., 2021).

El objetivo de este trabajo es unificar algunos progresos en informática a través de un software académico y gratuito que permita al usuario realizar un análisis volumétrico del corazón e identificar una enfermedad cardíaca (pericarditis) empleando la inteligencia artificial e imágenes diagnósticas obtenidas de resonancia magnética, segmentación de tejidos, filtros de suavizado, reconstrucción de superficies de Poisson y redes neuronales convolucionales. Esto apoyaría a alumnos y profesionales de la salud en la labor de identificar áreas del corazón mediante modelos 3D e identificar pericarditis, corroborando el diagnóstico con los resultados proporcionados por el modelo de aprendizaje automático aplicado.

Se propone el diseño y la puesta en marcha de un software académico que es capaz de hacer la reconstrucción volumétrica del corazón en 3D e identificar la potencial existencia de pericarditis en un paciente, todo esto mediante el uso de un software de uso académico y validando los diagnósticos por medio de un modelo de aprendizaje automático.

b) Prototipo funcional para apoyar al diagnóstico de infarto agudo de miocardio (Jorge Luis Jiménez Barragán, 2020).

Este trabajo de grado se enfoca en el análisis de los principales desafíos a los que se enfrentan los profesionales de la salud al efectuar un diagnóstico a un paciente, las herramientas empleadas y los tipos de infartos agudos de miocardio con mayor tasa de eventualidad.

El propósito del proyecto es implementar un prototipo para apoyar el diagnóstico de infarto agudo de miocardio, posibilitando un análisis más preciso, ideal y eficiente para el equipo responsable. Se hizo el análisis de datos del 2015 al 2020 y se utilizó Python y Machine Learning, empleando Regresión Logística para predecir diagnósticos. Como resultado, el prototipo emite predicciones más eficaces, centrándose la mejora del proceso en el diagnóstico cardiológico y optimizando el tiempo y los recursos en la toma de decisiones médicas.

c) Comparación de Técnicas de Procesamiento de Video en Diferentes Espacios de Color para la Estimación de la Frecuencia Cardíaca (D. González Uranga et al., 2021).

El objeto de este trabajo es comparar diversas técnicas de análisis para establecer cuál ofrece mejores resultados en estimar la frecuencia cardíaca a través del procesamiento de vídeo evaluando espacios de color. Se presenta la problemática de determinar qué técnica y región del rostro revela los mejores resultados en la estimación de la frecuencia cardiaca y los métodos utilizados son la obtención de señales de variación en la intensidad del color a través del video en una región de interés (ROI) del rostro, para establecer la frecuencia predominante de estas señales dentro de un espectro de frecuencias posible.

En el trabajo se realizaron tres modelos de ROI con diversas partes del rostro (frente, zona cigomática y área poligonal) y cinco espacios de color (RGB, YUV, HSI, HSV, CMY) y se emplearon herramientas como ECG y LabVIEW. El mejor resultado fue con el canal verde del

espacio RGB con un error cuadrático medio de 1,5 latidos por minuto y una correlación de Pearson de 0,993.

A continuación, se muestra un breve concentrado de la información antes vista en la Tabla 1, de las aportaciones mediante procesamiento de imágenes:

Tabla 1. Concentrado del estado del arte de aportaciones mediante procesamiento de imágenes.

Título	Autor	Técnicas	Aportación
Software de reconstrucción volumétrica de corazón e identificación de pericarditis por imágenes diagnósticas	Alejandra Valentina Acosta Cuéllar, Juan Sebastián Bernal Torres	Redes Neuronales Artificiales Redes Neuronales Convolucionales Transfer Learning	Se implementaron dos médicos en cada turno para reducir tiempos de espera de los pacientes.
Prototipo funcional para apoyar al diagnóstico de infarto agudo de miocardio.	Jorge Luis Jiménez Barragán	Python Regresión logística	Prototipo de Python con regresión logística para el apoyo a la predicción de un infarto.
Comparación de técnicas de procesamiento de video en espacios de color para la estimación de la frec. cardíaca	D. González Uranga et al	Método SinMod Herramientas inTag y cvi42 MATLAB	Los modelos analizados permiten diferenciar de manera bastante precisa entre infartos transmurales y no transmurales.

1.8.2 Aportaciones mediante Machine Learning para la evaluación de imágenes cardiacas.

a) Aprendizaje Máquina aplicado a la Evaluación Automática del Grosor Íntima-Media Carotídeo en Imágenes de Ultrasonido (Rosa María mechón Lara et al., 2013).

En este proyecto, se tiene como objetivo la utilización de una técnica de aprendizaje automático para la segmentación de imágenes ecográficas de la arteria carótida común (ACC) para medir el grosor íntima-media (GIM), un marcador de riesgo cardiovascular. La problemática que sigue es querer mejorar la precisión y reproducibilidad de la medición del GIM, reduciendo la

variabilidad y subjetividad de los métodos manuales, para lo cual se emplearon Redes Neuronales Artificiales (RNA) para la clasificación de los píxeles de la imagen y detección de las interfaces Lumen-Íntima (LI) y Media-Adventicia (MA), permitiendo una segmentación automática. Esto mejoró la rapidez y precisión del proceso, logrando un análisis más detallado del GIM en la imagen, crucial para el diagnóstico temprano de aterosclerosis y la prevención de enfermedades cardiovasculares.

b) Desarrollo de un algoritmo basado en técnicas de Machine Learning para estratificación de riesgo de pacientes con dolor torácico y primera determinación de troponina negativa (Fernández Cisnal, 2023).

Se desarrolló un modelo de predicción de riesgo basado en variables clínicas y troponina cardíaca de alta sensibilidad (hs-cTn) usando aprendizaje automático (AA) aplicado en pacientes con dolor torácico (DT) y una primera hs-cTn <p99 en urgencias. Este proyecto argumenta que la estratificación de riesgo en pacientes con DT y hs-cTn normal es un reto, ya que los modelos actuales tienen un rendimiento limitado. Para resolverlo, se entrenaron 4 modelos de AA y uno de regresión logística (RL), para evaluar su rendimiento (4479 pacientes) y validación externa (3609 pacientes). Como resultado, el modelo Gradient Boosting (GBf) obtuvo la mejor discriminación (AUC=0.808) y permitió un alta segura en el 37% de los pacientes, superior a las escalas HEART y GRACE. La hs-cTn indetectable proporcionó valor predictivo, aunque su sensibilidad fue subóptima.

c) Sistema web de reconocimiento y clasificación de patologías a través de imágenes médicas basado en técnicas de aprendizaje de máquina (Arias Trillos, 2019).

La problemática principal presentada se debe a que la interpretación manual de imágenes por radiólogos es lenta y limitada por la escasez de especialistas, por lo que se plantea la necesidad de la automatización. Entonces, el objetivo es optimizar un algoritmo de aprendizaje automático basado en redes neuronales convolucionales (CNN) para automatizar la detección de cáncer de tiroides a través de imágenes de ultrasonido, mejorando así la precisión en la clasificación de nódulos tiroideos según la escala EU-TIRADS.

Se utilizó una base de datos de 2000 imágenes ajustando las variables como el número de capas convolucionales, funciones de activación, neuronas en capas densas y el uso de dropouts. Evaluando el rendimiento a través de precisión, pérdida, matriz de confusión y área bajo la curva ROC y como resultado se obtuvo que el modelo alcanzó una precisión cercana al 65% y una pérdida logarítmica de 0.78.

d) Estudio de la detección y clasificación de la transmuralidad del infarto de miocardio mediante análisis de imágenes de resonancia magnética cardíaca y algoritmos de aprendizaje máquina (Casillas et al., 2021).

La problemática que presenta el proyecto es acerca del gran número de parámetros requiere el uso de algoritmos de aprendizaje automático para clasificar infartos según la presencia y transmuralidad de la escara miocárdica. Teniendo como objetivo detectar, caracterizar y cuantificar la extensión del infarto de miocardio mediante parámetros de la resonancia magnética cardíaca para mejorar la precisión del diagnóstico.

Es por ello que se segmentan las imágenes de LGE (estándar para estudiar infartos), y se aplicaron modelos de aprendizaje automático con datos extraídos de imágenes y etiquetadas para detectar y evaluar infartos con análisis multiclase y binario. Los cuales se evaluaron mediante

AUC, matrices de confusión y rankings de características, facilitando la visualización y extracción de conclusiones.

A continuación, se muestra un concentrado en la Tabla 2 de la información antes vista de las aportaciones mediante Machine Learning para la evaluación de imágenes cardiacas:

Tabla 2. Concentrado del estado del arte de aportaciones mediante Machine Learning para la evaluación de imágenes cardiacas.

Título	Autor	Técnicas	Aportación
Aprendizaje Máquina aplicado a la Evaluación Automática del Grosor Intima-Media Carotídeo en Imágenes de Ultrasonido.	Rosa María Mechón Lara et al	Redes Neuronales Artificiales Machine Learning	Mejoró la rapidez y precisión del del GIM, clave en el diagnóstico de aterosclerosis y prevención de enfermedades cardiovasculares.
Desarrollo algoritmo basado en técnicas de Machine Learning para estratificación de riesgo de pacientes con dolor torácico y troponina negativa.	Fernández Cisnal, Agustín	Machine Learning Regresión Logística	El modelo GBf logró el alta segura en el 37% de los pacientes y podría usarse en la toma de decisiones en pacientes con DT y con hs-cTnT<p99.
Sistema web de reconocimiento y clasificación de patologías a través de imágenes médicas basado en técnicas de aprendizaje de máquina	Yhary Estefania Arias Trillos	Aprendizaje Máquina Redes Convolucionales Deep learning	Un modelo que identifica imágenes con aprendizaje máquina clasificando sus características para un resultado con mayor sensibilidad
Estudio de la detección y clasificación de la transmuralidad del infarto de miocardio mediante análisis de imágenes de resonancia magnética cardíaca y algoritmos de aprendizaje máquina.	Casillas et al	MATLAB Aprendizaje Máquina	Los modelos permitieron clasificar de forma adecuada y con pocos errores los segmentos que contenían infartos, diferenciando entre transmurales y no transmurales.

1.8.3 Aportaciones mediante *Deep Learning* para la evaluación de imágenes médicas.

a) Neurosono-net: deep learning para la detección de anomalías del cerebro fetal mediante ultrasonografía (Rojas-Azabache & Romero-Olórtiga, 2022).

Este trabajo busca implementar una arquitectura de deep learning, basada en Faster R-CNN, para detectar automáticamente anomalías cerebrales en planos estándar de imágenes de ultrasonido fetal. Dado que las malformaciones congénitas cerebrales son una de las anomalías más comunes y muchas no tienen tratamiento disponible, el diagnóstico preciso es esencial para ofrecer un manejo multidisciplinario adecuado. La aplicación de esta tecnología resulta especialmente valiosa en regiones remotas donde no se dispone de especialistas en ecografía, además de ser una herramienta útil para entrenar a profesionales en la realización de este procedimiento.

b) Clasificación de imágenes médicas con técnicas de *Deep Learning* (Jose Carballo Pacheco, 2022).

Este proyecto se centra en la clasificación de imágenes para identificar diferentes tipos de lesiones cutáneas mediante el uso de inteligencia artificial. A lo largo del desarrollo, se ha aplicado una metodología basada en ciencia de datos que incluye varias etapas: la comprensión del problema, la recopilación de los datos necesarios, su procesamiento para que sean adecuados para el análisis, y su clasificación en función de las características relevantes. Posteriormente, se diseña y entrena un modelo que utiliza estos datos como entrada y, finalmente, se evalúan los resultados obtenidos para analizar su precisión y eficacia.

El objetivo principal del proyecto es desarrollar un modelo capaz de emitir diagnósticos con la mayor precisión posible, proporcionando así una herramienta de apoyo para los médicos especialistas. Este modelo no solo busca mejorar la rapidez en el diagnóstico, sino también facilitar la toma de decisiones clínicas, optimizando el tiempo y los recursos en el tratamiento de lesiones cutáneas (Jose Carballo Pacheco, 2022).

A continuación, se muestra un breve concentrado de la información antes vista en la Tabla 3, de las aportaciones mediante Deep Learning para la evaluación de imágenes cardiacas:

Tabla 3. Concentrado del estado del arte de aportaciones mediante Deep Learning para la evaluación de imágenes cardiacas.

Título	Autor	Técnicas	Aportación
Neurosono-net: deep learning para la detección de anomalías del cerebro fetal mediante ultrasonografía	Carlos Rojas-Azabache, Thalía Romero-Olórtiga	Deep Learning	Demostración de la automatización de la evaluación ecográfica mediante un algoritmo de inteligencia artificial.
Clasificación de imágenes médicas con técnicas de Deep Learning	Jose Carballo Pacheco	Deep Learning	Modelo de apoyo a la Decisión Clínica que emite diagnósticos de forma eficiente y precisa

1.9 Metodología

La metodología propuesta está basada en la problemática expuesta anteriormente, la cual refiere a que el Hospital Regional de Orizaba IMSS tiene un área de oportunidad en su departamento que existe sobredemanda y no cuentan con suficientes equipos portátiles (o fijos) para la toma de las ecografías, ni tampoco con el personal suficiente que esté especializado en la interpretación de los ecocardiogramas en específico, lo que genera también subjetividad en los diagnósticos e inexactitud.

Se plantea que la metodología siga un curso multifacético para que la obtención de los resultados sea la esperada, por lo que se propone que inicie por una planeación estratégica al comienzo del proyecto, es decir, se inicia con investigación y documentación de casos similares para tener un antecedente que nos ayude a resolver los cuestionamientos como ¿Qué se realizará? ¿Cómo se realizará? ¿Cuál es el producto que se desea obtener? ¿Qué se necesita para la obtención del mismo? ¿Cuáles son las limitaciones? ¿Cuáles son los alcances? ¿Cuál es la población objeto de estudio?, etcétera, con la finalidad de orientar nuestra investigación hacia el objetivo principal.

Una vez dejando clara la problemática y el objetivo principal que se desean alcanzar, se define el cómo se logrará, por lo que se esclarece que es necesario desarrollar un sistema inteligente que sea de apoyo para el personal médico, pero en este punto sale a relucir la pregunta ¿Qué requiere tener el sistema para ser eficaz y eficiente? ¿Cómo funcionará? ¿Qué datos necesitamos? ¿Qué herramientas se requieren?, entonces, respondemos que el sistema debe reducir tiempos de atención y apoyo para mejorar los diagnósticos en problemas cardiacos con automatización, reduciendo la subjetividad, el error y la inexactitud. El sistema igual debe procesar imágenes ecocardiográficas y ser fácil de utilizar. En conclusión, se propone un Sistema Inteligente que sea de Apoyo a la Decisión Clínica para la detección oportuna de problemas y afecciones cardiacas, que procese imágenes de forma práctica y eficaz y emita un diagnóstico con apoyo de datos clínicos, con la herramienta de Lógica Difusa para que emita diagnósticos acerca del estado del corazón y diga si tiene alguna enfermedad cardiaca o no.

A continuación, se desglosa cada fase de la metodología, para detallar todos los pasos a seguir.

Fase 1. Revisión y desarrollo del estado del arte

En esta primera fase, se elabora el Estado del Arte mediante la investigación y recolección de literaturas, ya sean artículos, tesis o reportes, donde los autores desarrollan trabajos de investigación y/o aplicación del estudio de imágenes clínicas mediante procesamiento de imágenes o con alguna herramienta o técnica de Inteligencia Artificial, que sea de apoyo a la toma de decisiones clínicas como lo son los diagnósticos. En esta etapa se analiza la información recolectada bajo un enfoque más direccionado a ecocardiogramas o imágenes ecográficas, en su defecto, estudio de imágenes del corazón o de algún otro órgano en donde sean, principalmente, imágenes obtenidas con ultrasonido. La finalidad de la revisión de literatura es tomar como referencia trabajos previos que hayan realizado diagnósticos médicos a partir de tratamiento de imágenes en conjunto de técnicas de inteligencia artificial.

Fase 2. Reunión con expertos

Para la segunda fase, se realiza una reunión con los expertos con la finalidad de conocer más a fondo la problemática que presenta el Instituto del Seguro Social (IMSS), qué la genera, cómo plantean que puede resolverse, cuáles son las limitaciones que tienen, a qué información se puede tener acceso, cuáles son los procesos en los que se debe involucrar, qué esperan obtener, cuáles serán los primeros pasos que se deben llevar a cabo, cuál es la población objetivo. Las reuniones con los expertos son de suma importancia, puesto que se debe integrar un plan de acción que lleve a alcanzar el objetivo principal.

Fase 3. Definición del objetivo y el alcance

Durante las reuniones con los expertos se da a conocer la problemática que se pretende resolver y se expresan ideas de qué se puede realizar para alcanzar esta meta, una vez conocidos

los alcances deseados y las limitantes, se presenta una lluvia de ideas de las resoluciones que se aportan para resolver el problema.

Para eso igualmente, se realizan otras reuniones con el jefe de urgencias y con el jefe de Investigaciones del IMSS para determinar algunos otros factores que afectan al diagnóstico oportuno de cardiomiopatías en pacientes que ingresan al área de urgencias con dolor torácico, que fue determinante para definir qué se realizaría, los objetivos y alcances del proyecto. Estos se establecen a través de las preferencias y dentro de las posibilidades de los especialistas involucrados, contemplando los límites y la población de estudio, a fin de que esta sección sea clara y concisa en ambas partes.

Fase 4. Recolección de la información.

Para poder iniciar con esta fase, es de suma importancia contar con los conocimientos básicos acerca del corazón como lo son: su estructura, funcionamiento, las enfermedades que pueden afectar, los diversos estudios que se pueden realizar para detectarlas y/o prevenirlas. También se deben adquirir conocimientos acerca de qué es un ecocardiograma, qué equipos pueden utilizarse para la toma de ecografías, cómo funcionan estos equipos, cuál es la técnica que debe usarse para conseguir las imágenes que se desean del corazón.

Después, se continúa con la obtención de datos que, para el caso de estudio, es la obtención de imágenes de pacientes con problemas cardíacos o dolor torácico y pacientes sin alguna enfermedad que afecte al corazón y que tampoco presenten alguna enfermedad subyacente que afecte de algún modo el buen funcionamiento de este órgano, con el propósito de tener un aprendizaje en la comparación de un corazón sano y sin ninguna complicación que lo afecte contra un corazón con alguna afección. Es importante mencionar que las imágenes que se obtienen se

deben extraer primero de videos, ya que el equipo con el que se hacen los estudios arroja videos cortos del corazón, para ver el movimiento, el tamaño, etc.

De igual manera, es necesario recolectar datos clínicos del paciente que presenta enfermedades cardiacas, dolor torácico o algún otro síntoma que indique que puede sufrir o estar sufriendo un infarto, ya que la encargada del área de urgencias expone que existen diversos factores que afectan a la toma de decisiones en un estudio ecocardiográfico y son importantes para concluir un diagnóstico cuando las imágenes no son concluyentes.

Fase 5. Diseño y modelación de módulos de procesamiento de imágenes y datos clínicos

En consecuencia del desarrollo del SIADC, se requiere realizar tres módulos, uno para el procesamiento de las imágenes, que posibilite la capitalización del conocimiento y apoye a la decisiones complejas, y otro módulo que facilite la introducir datos clínicos del paciente, lo que permite experimentar con los resultados y los procesos para alcanzar los objetivos propuestos, estos módulos son necesarios para complementar todas las áreas que ayuden al sistema a tomar una decisión asertiva y hacerlo más eficiente.

El primer módulo se produce por el procesamiento de un video, ya que, cuando es tomado el ecocardiograma la imagen obtenida sale como un video muy corto, pero para procesarlo, se toma cierta cantidad de fotogramas que colabore para que se analice mejor cada movimiento y se clasifican dependiendo de la amplitud y contracción de cada imagen y se toma la imagen con mayor y menor amplitud y así precisar el recorrido completo de las paredes del corazón. Con ello se logra especificar cuál es el rango de movimiento y la porción del corazón que se mueve, devolviendo un dato numérico y apoyando así, a calcular matemáticamente el resultado final.

El segundo módulo, para introducir los datos clínicos, está conformado por dos tipos de escalas, las cuales son: TIMI y HEART. Lo recomendado en este módulo es elegir la escala que sea más factible de acuerdo con la situación que se presente, dependiendo si se cuenta con el tiempo y los datos suficientes o no. Se tomó la decisión de incluir dos escalas porque la escala TIMI es utilizada cuando los datos son limitados o el tiempo de atención es debe ser lo más corto posible. En el caso de la escala HEART, esta se utiliza cuando se tienen mayor cantidad de datos clínicos o bien, se tiene el tiempo suficiente para obtenerlos. Ambas escalas son eficientes, pero la escala HEART tiene una capacidad mayor de predecir eventos cardiovasculares mayores a 30 días de seguimiento, por lo que recomendable usarla si se tienen los recursos necesarios.

Para el procesamiento de imágenes es importante utilizar una herramienta que sea flexible y sea fácil de manejar, ya que las imágenes se van a obtener a partir de videos cortos, y de estas se obtendrá la información necesaria para hacer el análisis del movimiento para poder detectar alguna afección o anomalía. Por lo que se decide realizar el proyecto como un modelo de programación en Python® con la librería OpenCV®, ya que se pueden usar distintos tipos de funciones para extraer las imágenes de los videos y medir el rango de movimiento. También se puede aplicar para el desarrollo de las escalas e introducción de datos clínicos para el apoyo a la decisión.

Fase 6. Diseño y modelación del módulo de lógica difusa

En el caso del módulo de Lógica Difusa (LD), se utiliza el mismo método de modelación, que para este caso es Python® haciendo uso de la librería OpenCV®. Con este módulo se pretende capitalizar el conocimiento de la experta en cuanto a la toma de decisiones, por lo que se esclarecen como primera instancia cuáles son los datos clínicos y diagnósticos (variables de entrada) que se

requieren para determinar una acción (variable de salida) que, en este caso, la acción sería la decisión que se toma al conocer estado del paciente.

Una vez que se conocen las variables de entrada y salida de nuestro modelo de LD, se procede a convertir estos valores en valores difusos o fuzzificación, donde establecemos los conjuntos difusos y las funciones de pertenencia para convertir estos valores de entrada en valores difusos.

Después, se deben elaborar las reglas de inferencia, donde interviene la capitalización del conocimiento de la experta, realizando una tabla donde contenga todas las combinaciones posibles de los síntomas, datos clínicos y el resultado del procesamiento de las imágenes como datos de entrada, para dar una "acción" como dato de salida, que en el proceso de LD se denomina defuzzificación que funciona evaluando los conjuntos difusos y resulta en todas aquellas acciones que se deberán tomar dependiendo de los resultados del paciente, como por ejemplo, darlo de alta, hacer más estudios, ingresar a cardiología, entre otras opciones que la experta dio a relucir.

Ya que se tienen los valores de entrada, salida, reglas de inferencia y conjuntos difusos, se programan en Python® para ingresarlas a la programación como un módulo aislado pero dependiente de los resultados de los primeros módulos (datos clínicos y procesamiento de imágenes), para que funcione se realizan cierta programación específica con librerías de OpenCV® aplicando funciones de LD realizando un pickle que permite sintetizar las reglas de inferencia y que el código sea más eficiente. Este código involucra los dos módulos anteriores, ya que basa sus reglas de inferencia en datos dados por estos, por lo que primero se requieren datos clínicos y de imagen para convertirlos en diagnósticos que serán las entradas de este módulo.

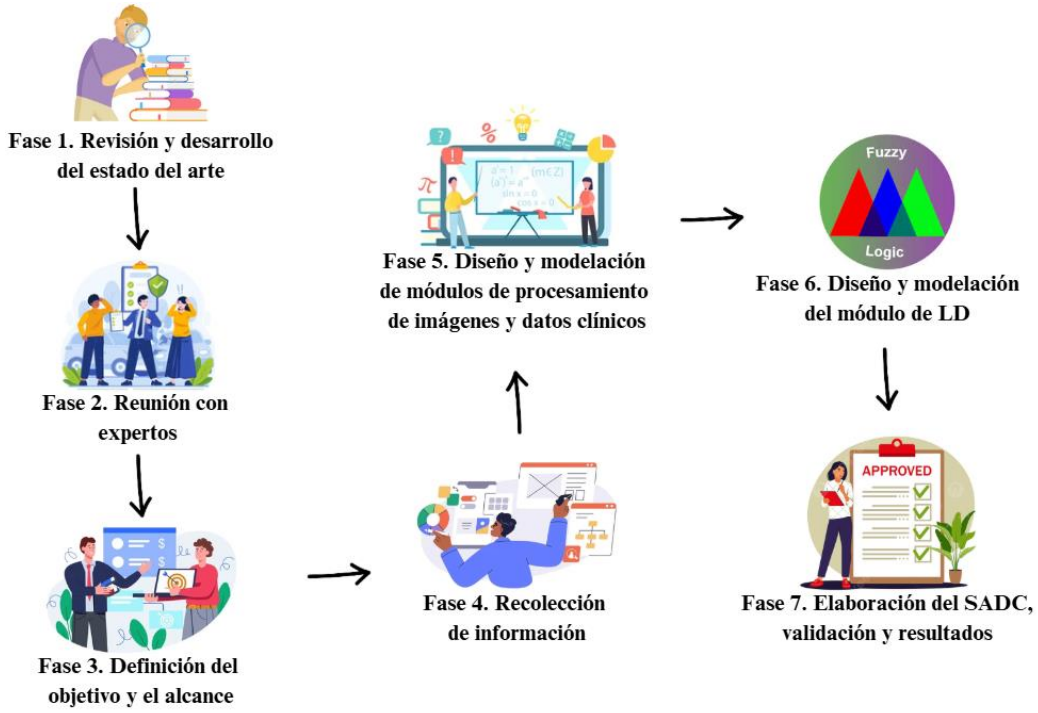
Fase 7. Desarrollo del SADC, validación y resultados

En esta última fase, se realiza el SADC, uniendo todos los módulos en una sola interfaz gráfica para que el usuario pueda acceder a los datos e introducirlos a la interfaz para obtener un diagnóstico que apoye su decisión. Todo el proceso de juntar los módulos (submodelos de programación en Python®), se hace con el fin de programar un modelo completo que sea utilizado en una sola aplicación para computadora, esta aplicación se podrá ejecutar y ser utilizada por el personal médico del hospital.

Para la validación, se solicita a la experta información de pacientes (datos clínicos y de imágenes ecocardiográficas) que no hayan sido utilizadas anteriormente para el sistema y se prueban estos datos con el SADC y, a su vez, se realiza en paralelo la validación de doble ciego, entre la doctora y el sistema para comprobar si ambos resultados tienen el mismo diagnóstico y recomendación en todos los módulos, si ocurre que los dos coinciden, se valora positivamente el SADC, validando su funcionalidad y estos resultados son registrados como evidencia.

Las fases vistas previamente se resumen gráficamente en la Figura 2 que se muestra a continuación, donde comienza en la búsqueda de información (libros, artículos, etc.) y termina en la validación del modelo.

Figura 2. Metodología propuesta



1.10 Conclusiones

En este capítulo se describe la importancia de las imágenes clínicas en la rama de la medicina, así también la necesidad que existe en muchos hospitales de contar con una herramienta que sea de apoyo a la interpretación de imágenes para la toma de decisiones médicas. La información de este capítulo indica que el uso de imágenes es indispensable en el área médica y que existen consecuencias significantes en las áreas donde no se cuenta con el equipo o la educación adecuada.

La integración de herramientas y técnicas basadas en inteligencia artificial que sean de apoyo al personal médico en la actualidad se ha determinado que es necesario para un mejor funcionamiento del área médica, en específico del área de urgencias, debido al poco tiempo de

respuesta que se necesita y a la gran necesidad que existe de recursos que disminuyan el factor del tiempo, aumentando la productividad y, sin mencionar la gran demanda que hay en estas secciones de los hospitales.

Incluir técnicas de IA para la mejora de un sistema hospitalario, no solo se limita a ciertas etapas o partes de los procesos, también pueden ser eficientes para análisis particulares en diferentes procesos dentro de un área médica. Por esta razón, el uso de técnicas de IA podría ayudar a mejorar el estado actual y hacer frente a este problema en particular.

Capítulo 2. Marco teórico

2.1 Introducción

En el contexto de las áreas de urgencias, donde es importante cada segundo transcurrido, la precisión y la rapidez en la toma de decisiones pues puede marcar una diferencia entre la vida y la muerte. En esta área, las afecciones cardiacas presentan un desafío crítico, debido a que su diagnóstico temprano y oportuno requiere no solo de experiencia médica, sino también de herramientas que complementen y potencien la capacidad del personal clínico.

El Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica para la Clasificación y Diagnóstico de Afecciones Cardíacas en el Área de Urgencias surge como una propuesta innovadora que combina el conocimiento médico con la inteligencia artificial. Este marco teórico explora los fundamentos tecnológicos y médicos que sostienen el desarrollo de este sistema, analizando cómo los algoritmos de aprendizaje automático, las bases de datos clínicas y los modelos de diagnóstico computacional convergen para transformar la atención médica.

A continuación, se describen los conceptos técnicos-teóricos utilizados en este trabajo de investigación, incluyendo la descripción de las actividades del área de urgencias, y cómo impacta un buen sistema de apoyo a las decisiones y a las decisiones médicas, además conceptos básicos de la anatomía del corazón, del ultrasonido, de las enfermedades cardiacas y de las imágenes en general y de las imágenes en general de la toma de imágenes ecocardiográficas de la descripción básica de la Inteligencia Artificial

2.2 Perspectiva médica

Día a día, los avances de la medicina proporcionan información valiosa que ayuda al tratamiento y cura de un sin número de afecciones. También es evidente la necesidad de crear grupos multidisciplinarios, grupos que aporten diferentes conocimientos y perspectivas sobre un mismo tema. De este modo, no sólo se encuentra la mejor solución, sino que se comprende desde diferentes ángulos. Para crear herramientas de ayuda para la medicina, es primordial comprender claramente el problema y los efectos de este sobre los afectados (Cantú, 2019).

2.2.1 Servicio de urgencias hospitalarias

Es aquella unidad hospitalaria que atiende situaciones clínicas que entrañan un deterioro o peligro para la salud y que pueden implicar un alto riesgo para la vida del paciente. Dicha situación

de riesgo está en estrecha relación con el tiempo transcurrido entre su aparición y la aplicación de un tratamiento clínico que la contrarreste. En general, los problemas clínicos de mayor gravedad o severidad serán aquellos que generen un mayor grado de urgencia, como es el caso de traumas producidos por accidentes o desastres y que conllevan la pérdida de sangre. De esta manera, la necesidad de proceder rápidamente en una situación clínica más que el grado de enfermedad de un paciente, corresponde al quehacer de una urgencia hospitalaria (Martínez Virto, 2017).

2.2.2 Anatomía del corazón

El corazón, principal órgano del sistema circulatorio, se encuentra ubicado en la cavidad torácica, detrás del esternón y delante de la aorta, el esófago y la columna vertebral. Está situado entre ambos pulmones, ligeramente desplazado hacia la izquierda, y sobre el diafragma, que separa las cavidades torácica y abdominal. Su función es actuar como una bomba que impulsa la sangre hacia los órganos, tejidos y células del cuerpo.

El corazón está protegido por una membrana conocida como pericardio, compuesta por dos capas: una interna, que está en contacto con la superficie del corazón, y una externa, adherida a los vasos sanguíneos que emergen de este. Entre ambas capas hay una fina capa de líquido que evita el roce con otras estructuras durante los movimientos cardíacos.

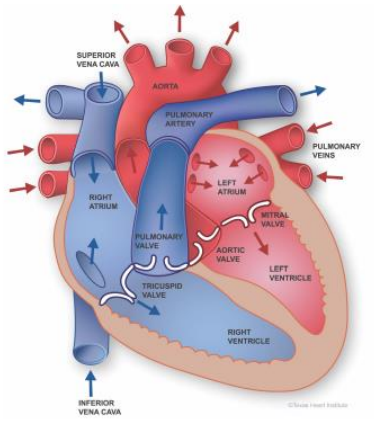
La pared del corazón consta de tres capas: el epicardio, el miocardio y el endocardio. El epicardio, la capa más externa, envuelve el órgano; el endocardio, la capa interna, reviste las cavidades del corazón y está formado por células endoteliales que previenen la coagulación sanguínea. Entre estas dos capas se encuentra el miocardio, compuesto principalmente por tejido muscular y encargado de la contracción que permite el bombeo de la sangre.

Durante el ciclo cardíaco, la sangre oxigenada es expulsada del corazón a través de la aorta y la arteria pulmonar, distribuyéndose por el cuerpo mediante una red de arterias, arteriolas y capilares. Una vez desoxigenada, regresa al corazón a través de las venas cavas superior e inferior y las venas pulmonares. Estos vasos se conectan con las cavidades del corazón: las venas cavas llegan a la aurícula derecha, mientras que las venas pulmonares desembocan en la aurícula izquierda. Por su parte, los ventrículos derecho e izquierdo están conectados con la arteria pulmonar y la aorta, respectivamente (Casillas et al., 2021).

El corazón se divide en cuatro cavidades separadas por una pared muscular: las aurículas, situadas en la parte superior, y los ventrículos, en la inferior. La aurícula derecha recibe sangre venosa a través de la válvula tricúspide, que pasa al ventrículo derecho y, mediante la válvula pulmonar, llega a la arteria pulmonar para ser transportada a los pulmones. De manera similar, la aurícula izquierda recibe sangre oxigenada desde los pulmones por medio de las cuatro venas pulmonares, y a través de la válvula mitral, la sangre pasa al ventrículo izquierdo, desde donde se distribuye al resto del cuerpo mediante la aorta, atravesando la válvula aórtica.

Aunque los ventrículos tienen estructuras similares, el ventrículo izquierdo posee una pared muscular más gruesa, ya que es responsable de expulsar la sangre al cuerpo durante la sístole, alcanzando más del doble del grosor que el ventrículo derecho (Casillas et al., 2021).

Figura 3. Anatomía del corazón (Jorge Luis Jiménez Barragán, 2020)



2.2.3 Enfermedades cardiovasculares

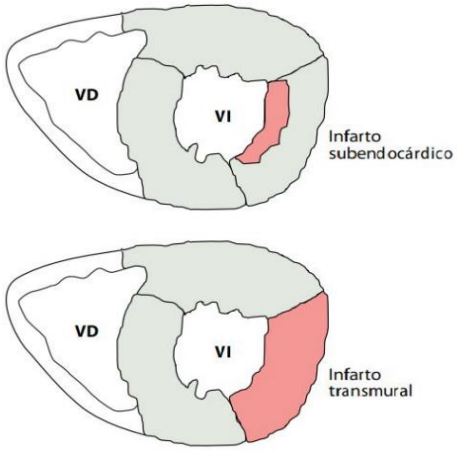
Según Jiménez Barragán (2020), las enfermedades cardiovasculares comprenden un conjunto de trastornos que afectan tanto al corazón como a los vasos sanguíneos. Estas incluyen hipertensión arterial, cardiopatía coronaria, enfermedad cerebrovascular, insuficiencia cardíaca y miocardiopatías, entre otras. Cada año, las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte a nivel mundial. Entre ellas, el infarto de miocardio es una de las patologías cardíacas más comunes. Este ocurre cuando se produce daño o destrucción del tejido cardíaco debido a la interrupción del flujo sanguíneo en una zona del corazón. La causa más frecuente es la obstrucción de una arteria coronaria provocada por una placa de ateroma o un coágulo sanguíneo. Estas arterias son responsables de llevar sangre al corazón, por lo que su bloqueo causa una disminución en el suministro de oxígeno, lo que conduce a la muerte o daño irreversible de las células del tejido afectado.

Para diagnosticar y evaluar un infarto de miocardio, se consideran factores como las características clínicas del tejido cardíaco, la señal de electrocardiografía (ECG) y los biomarcadores cardíacos. Una vez detectado el infarto, se emplean diversas técnicas de imagen para analizar la perfusión miocárdica, la viabilidad del tejido, el grosor, el movimiento y el

engrosamiento del miocardio. Además, se examina el efecto de la pérdida de células cardíacas en la cinética de los agentes de contraste, lo que puede revelar fibrosis o cicatrices en el miocardio.

Dependiendo de la extensión del tejido afectado, los infartos de miocardio pueden clasificarse en transmurales y no transmurales, como se muestra en la Figura 4. Los infartos transmurales ocurren cuando la obstrucción coronaria es prolongada y el daño abarca todo el grosor de la pared miocárdica. Estos suelen ser más graves y afectan significativamente la capacidad de contracción del corazón. Por otro lado, los infartos no transmurales, también llamados subendocárdicos, se producen cuando la oclusión es de corta duración. En estos casos, el daño es limitado y afecta solo las capas internas de la pared miocárdica, mientras que el epicardio generalmente conserva su función y viabilidad. (Casillas et al., 2021).

Figura 4. Tipos de infarto de miocardio. Se puede observar como el infarto transmural es más extenso, afectando a toda la pared y, consecuentemente, a su contractilidad (Casillas et al., 2021)



2.2.4 Formación de la imagen ecocardiográfica

La onda de sonido es producida por un cristal piezoeléctrico, el cual tiene la propiedad de vibrar cuando se le aplica una energía eléctrica o de producir energía eléctrica cuando se le somete a presión (efecto piezoeléctrico o de presión-electricidad). Las modificaciones en la forma del

cristal sometido a la electricidad producen áreas alternantes de compresión y rarefacción en el medio que le rodea, lo que da lugar a la onda del sonido (Rodríguez Padial et al., 2020).

Para determinar la distancia entre el transductor y la superficie donde se refleja el sonido, se mide el tiempo que tarda una onda ultrasónica en viajar desde su emisión en el cristal piezoeléctrico, reflejarse y regresar al punto de origen. Este cálculo requiere conocer la velocidad de propagación del sonido en el medio (V) y multiplicarla por el tiempo total del recorrido (T). Sin embargo, dado que el tiempo medido incluye tanto el trayecto de ida como el de vuelta, la distancia real (D) corresponde a la mitad de este producto. Este principio se expresa en la Ecuación 1 (Rodríguez Padial et al., 2020),

Ecuación 1

$$D = \frac{V \cdot T}{2}$$

2.2.4.1 El sonido

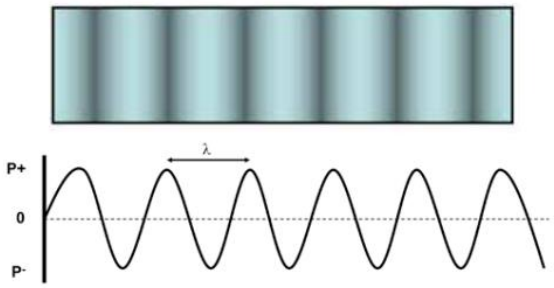
El sonido es una vibración mecánica en un medio como el aire o el agua. Puede ser clasificado como sonido audible (20-20.000 ciclos por segundo), infrasonido y ultrasonido, lo cual depende de la frecuencia de este; aquellos sonidos que tienen una frecuencia superior a 20.000 ciclos por segundo (cps) no son detectados por el oído humano y se denominan ultrasonido (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.1.1 Onda de sonido

Una onda sonora transporta energía que induce vibraciones en las partículas del medio donde se propaga, lo cual en algunos casos puede manifestarse como calor. Esta onda se compone de áreas donde las partículas del medio se agrupan (compresión) y otras donde se separan (rarefacción), lo que refleja los cambios en la presión del tejido provocados por el sonido. Se puede

representar como una onda sinusoidal, como se observa en la Figura 5, donde los picos sobre la línea base representan zonas de compresión y los valles, zonas de rarefacción. La longitud de onda (λ\lambdaλ) es la distancia entre dos puntos equivalentes en la onda y está inversamente relacionada con su frecuencia.

Figura 5. Onda de ultrasonido (Rodríguez Padial et al., 2020)



2.2.4.1.2 Longitud de onda

La longitud de onda (l), ecuación 3, es la distancia entre dos áreas similares en la onda (zona de máxima compresión o rarefacción). En las ondas de sonido, la frecuencia es igual al producto de número de longitudes de onda por unidad de tiempo; esta se puede expresar en ciclos por segundo o en hercios (Hz), de forma que 1 Hz es igual a 1 ciclo por segundo. Y de este modo, un millón de ciclos por segundo es igual a un megahercio (MHz), unidad en la que se mide la longitud de onda de los transductores del ecocardiógrafo. Puede observarse, en la Ecuación 2, que la frecuencia y la longitud de onda se relacionan a la inversa, de forma que la disminución en la longitud de onda crea un incremento de la frecuencia, y viceversa.

Ecuación 2

$$Longitud\ de\ onda\ (l) = \frac{1}{Frecuencia}$$

La onda de sonidos, en el transductor de ultrasonidos, se crea al superponer energía eléctrica sobre un cristal piezoeléctrico, lo que le genera vibración. La energía de la corriente eléctrica aplicada al cristal determina la amplitud de la vibración de este, y, con ello, la intensidad del pulso de sonido transmitido o la presión generada por el mismo (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.2 El ultrasonido

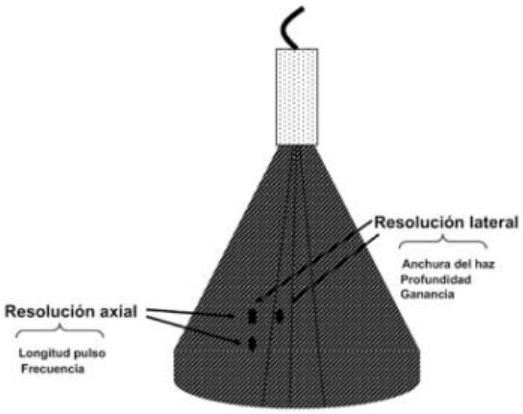
En el área médica se emplean ultrasonidos que van de 1 a 20 o 30 MHz. Además de las propiedades tomadas en cuenta en los sonidos de baja frecuencia, los ultrasonidos conservan algunas características que los convierte en especialmente útiles para su uso en la exploración ecocardiográfica. Pueden dirigirse en modo de haz por una dirección determinada, obedeciendo a las leyes ópticas acerca de refracción, reflexión y transmisión, y, dada una máxima frecuencia, estos pueden ser reflejados por partículas más pequeñas y próximas. La forma del haz de ultrasonidos es de suma importancia debido a que determina aquellas zonas del corazón que pueden ser exploradas y, también, la intensidad de las señales obtenidas. En la ecocardiografía se opta por haces más estrechos ya que permiten estudiar zonas más pequeñas del corazón y producen señales más intensas, con mejor resolución lateral (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.2.1 Resolución del sistema

En un estudio ecocardiográfico del corazón, es fundamental identificar con precisión estructuras de apenas unos milímetros que se desplazan rápidamente y están separadas por 1 o 2 mm. Esta capacidad está determinada por la resolución del sistema empleado, la cual se refiere a la distancia mínima entre dos puntos que el sistema puede distinguir como entidades separadas. En el caso de los ultrasonidos, es importante diferenciar entre la resolución axial y la resolución lateral, dependiendo de si los puntos a distinguir se encuentran a lo largo del eje principal del haz de ultrasonido o en su parte lateral, como se ilustra en la Figura 6. Además, es necesario considerar

la resolución en elevación, que está relacionada con el grosor del corte tomográfico obtenido (Villén Villegas et al., 2022).

Figura 6. Esquema del haz de ultrasonidos



En este esquema del haz de ultrasonidos de la Figura 19, se puede ver gráficamente la resolución axial y lateral. La resolución axial es la capacidad que se tiene de diferenciar dos puntos situados con proximidad hacia la misma dirección del haz de ultrasonidos; esto depende de la longitud del pulso y de la frecuencia del haz de ultrasonidos. La resolución lateral, que depende de la anchura del haz, de la profundidad y de la ganancia, es la capacidad para distinguir entre dos puntos situados lado a lado (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.2.2 Segundo armónico

La señal de ultrasonido se distorsiona al atravesar el tejido, generando frecuencias adicionales llamadas armónicos, los cuales son múltiplos exactos (doble, triple, cuádruple, etc.) de la frecuencia fundamental original. Un transductor que emite a una frecuencia específica y recibe únicamente al doble de esa frecuencia capta el segundo armónico del haz de ultrasonido. Este proceso elimina ecos no deseados que generan ruido en la imagen, funcionando como un filtro que mejora la calidad visual. De este modo, se resaltan los ecos provenientes del endocardio,

permitiendo una visualización más clara del tejido o contraste. La imagen armónica de tejido ofrece una representación bidimensional más precisa y de mayor calidad (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.2.3 Doppler

En la ecocardiografía en modo M o 2D, los ultrasonidos se emplean para generar imágenes morfológicas del corazón en una o dos dimensiones, respectivamente. En cambio, la técnica Doppler utiliza los ultrasonidos para evaluar el flujo sanguíneo dentro del corazón y los vasos. Para obtener una imagen morfológica óptima, el haz de ultrasonido debe incidir de manera perpendicular sobre la estructura analizada, ya que esto maximiza la reflexión de la señal. Por esta razón, en un estudio ecocardiográfico con Doppler, es necesario equilibrar ambas técnicas, aprovechando las ventajas de cada una en diferentes ventanas ecocardiográficas para obtener la mejor información posible (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.3 El ecocardiógrafo

El ecocardiógrafo contiene todos los circuitos electrónicos necesarios para transmitir, recibir, amplificar y representar gráficamente todos los ultrasonidos utilizados en el estudio del corazón. En los ecocardiógrafos se encuentran, también, elementos para registrar la imagen formada, como videos, cámaras fotográficas o sistemas de registro digital (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.3.1 Transductor

El transductor es un elemento esencial en el estudio ecocardiográfico. Es la pequeña sonda que transmite la energía hacia el corazón y que recibe los ecos reflejados por el mismo. Su tamaño

permite que la mano lo sitúe sobre las distintas ventanas ecocardiográficas para realizar la exploración cardiaca (Villén Villegas et al., 2022).

Los transductores suelen tener una marca (punto de color, muesca, pequeña luz) en uno de sus extremos para ayudarnos a obtener la orientación correcta de la imagen ecocardiográfica. Para ello, durante la exploración la marca debe mirar hacia la cabeza del paciente en los planos longitudinales (representación de la aorta en la derecha de la pantalla) y hacia la izquierda de este en los planos transversales (ventrículo izquierdo en la derecha de la pantalla) (Villén Villegas et al., 2022).

2.2.4.3.2 Ecocardiograma bidimensional

En el ecocardiograma bidimensional o 2D la imagen se forma con transductores que tienen numerosos cristales piezoeléctricos, los cuales son desplazados mecánica o electrónicamente a través de un plano de estudio para darnos una imagen bidimensional del corazón como se muestra en la Figura 7 (Rodríguez Padial et al., 2020).

Figura 7. Ecocardiograma bidimensional (Villén Villegas et al., 2022)



En el ecocardiograma bidimensional de la Figura 7, muestra un eje largo paraesternal en el que pueden observarse ambos ventrículos, la raíz aórtica, la válvula mitral y la aurícula izquierda. AI= aurícula izquierda. Ao = aorta. VD = ventrículo derecho. VI = ventrículo.

2.2.4.4 Técnica de exploración

Durante una exploración de ecocardiograma transtorácico (ETT) convencional se realiza el ecocardiograma bidimensional acompañado de cortes en modo M por algunas estructuras de interés y del estudio Doppler (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.4.1 Posición del paciente

Para realizar el ecocardiograma transtorácico (ETT), se le solicita al paciente que se acueste en decúbito lateral izquierdo, en una posición semi-incorporada con la cabeza ligeramente elevada. El brazo izquierdo debe colocarse doblado debajo de la cabeza, mientras que el brazo derecho se mantiene extendido a lo largo del costado derecho del cuerpo, como se ilustra en la Figura 8. Dado que las costillas y los pulmones bloquean gran parte del corazón del haz de ultrasonido, esta posición acerca el corazón a la pared torácica y separa las costillas, lo que mejora las "ventanas" para realizar el ecocardiograma. Las mejores imágenes suelen obtenerse durante la espiración, cuando la interfase aire-tejido es mínima (Villén Villegas et al., 2022).

Figura 8. Posición del paciente para toma de ecocardiograma.



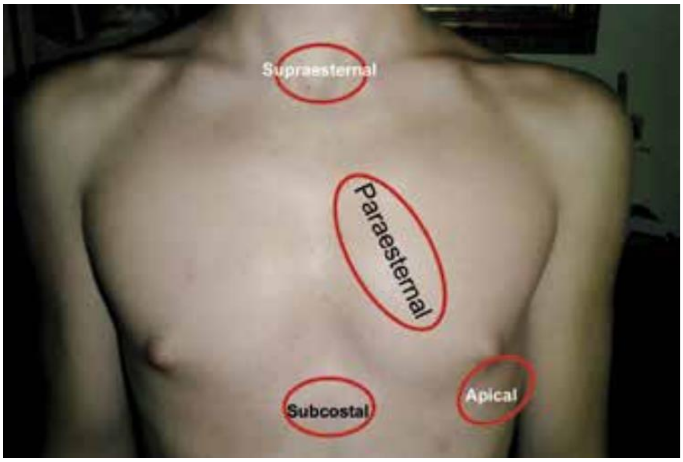
2.2.4.4.2 Posición del transductor

Se aplica gel de ultrasonido tanto en el transductor como en la zona de la pared torácica correspondiente a la "ventana" ecocardiográfica para eliminar el aire en la superficie de contacto y facilitar la transmisión de la señal. El transductor cuenta con una marca (línea o punto índice) que ayuda a orientarlo correctamente para capturar los diferentes planos ecocardiográficos. Para obtener las imágenes del ecocardiograma transtorácico (ETT), el transductor se posiciona de manera variable, se angula para enfocar la estructura deseada y se rota para optimizar la calidad de la imagen. Es fundamental explorar las regiones de interés con el haz central del transductor para lograr la mejor resolución posible. Las ventanas más comúnmente utilizadas en el estudio ecocardiográfico son la paraesternal izquierda y la apical (Rodríguez Padial et al., 2020).

2.2.4.4.3 Ventanas ecocardiográficas

Se utilizan posiciones estándar en la pared torácica para colocar el transductor, conocidas como "ventanas" ecocardiográficas, las cuales se muestran en la Figura 9. En estas áreas no hay tejido pulmonar interpuesto entre la pared torácica y el corazón, lo que facilita la transmisión del ultrasonido y permite visualizar correctamente las estructuras cardíacas. Además, estas ventanas ofrecen imágenes estándar que son consistentes independientemente del lugar donde se realice el estudio, lo que facilita la comparación de exploraciones efectuadas en diferentes centros o momentos.

Figura 9. Ventanas ecocardiográficas señaladas en tórax (Rodríguez Padial et al., 2020).



La calidad de la imagen no siempre es uniforme. Algunas patologías pueden dificultar la transmisión de los ultrasonidos y, en consecuencia, reducir la calidad de las imágenes en ciertas o todas las ventanas ecocardiográficas. El ecocardiograma transtorácico (ETT) puede ser técnicamente complejo en casos como obesidad severa, deformidades de la pared torácica, fibrosis pulmonar o enfisema. Las ventanas ecocardiográficas son (Rodríguez Padial et al., 2020):

- Paraesternal izquierda
- Apical
- Subcostal
- Paraesternal derecha
- Supraesternal

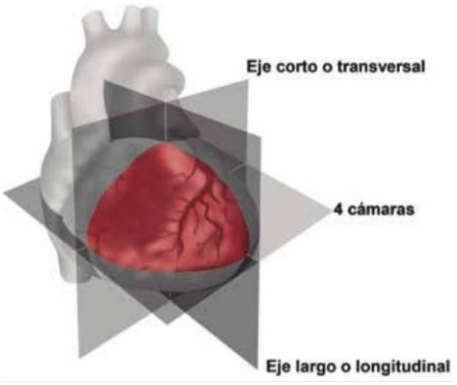
2.2.4.4.4 Orientación general de los planos ecocardiográficos

El corazón puede ser estudiado a lo largo de su eje largo, de su eje corto o del denominado plano de 4 cámaras como se explica en la Tabla 4 y se ilustra en la Figura 10. Estos planos se diferencian por la distinta orientación del plano de ultrasonidos con respecto al corazón, y, en función de ello, por las distintas estructuras visualizadas (Rodríguez Padial et al., 2020).

Tabla 4. Posiciones del transductor y planos visualizados en un estudio ecocardiográfico transtorácico estándar (Rodríguez Padial et al., 2020).

POSICIÓN PARAESTERNAL
Eje largo
Eje largo del VI Tracto de entrada del VD Tracto de salida del VD
Eje corto
A nivel de la pulmonar A nivel de la aorta A nivel de la válvula mitral (base) A nivel de los músculos papilares (medio) A nivel del ápex
POSICIÓN APICAL
4-cámaras 4-cámaras para VD 5-cámaras 2-cámaras Eje largo
POSICIÓN SUBCOSTAL
Cuatro cámaras
Eje corto
A nivel de vena cava inferior y venas hepáticas A nivel la aorta y tracto de salida del VD A nivel de la válvula mitral (base) A nivel de los músculos papilares (medio) A nivel del ápex
POSICIÓN SUPRAESTERNAL
Eje largo
Eje corto

Figura 10. Planos ecocardiográficos (Rodríguez Padial et al., 2020).



En la Tabla 5, las abreviaciones se refieren a: Ao=aorta; AP=arteria pulmonar; Ap=apical; C=cámaras; EC= eje corto; EL=eje largo; PE=paraesternal; S=subcostal; SE=supraesternal; vm=válvula mitral; mp=músculos papilares; VA=válvula aórtica; VM=válvula mitral; VP= válvula pulmonar: VC= vena cava; VCI: vena cava inferior.

Tabla 5. Estructuras visualizadas en los distintos planos ecocardiográficos (Rodríguez Padial et al., 2020).

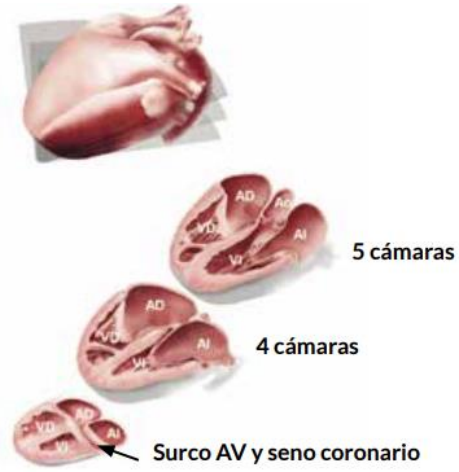
	AD	VD	AI	VI	VM	VA	VT	VP	Ao	AP	VC
PE-EL		+	+	+	+	+			+		
PE-EC gv	+	+	+			+	+	+		+	
PE-EC vm	+	+		+	+		+				
PE-EC mp		+		+							
PE-EC ápex		+		+							
Ap-4C	+	+	+	+	+	+	+				
Ap-2C			+	+	+						
Ap-EL		+	+	+	+	+			+		
S-4C	+	+	+	+	+	+	+				
S-EC mp		+		+							
S-VCI	+	+	+				+				+
S-Ao									+		
SE-EL			+						+	+	
SE-EC			+						+	+	+

2.2.4.4.5 Planos apicales

La obtención de estos planes es desde el ápex del corazón. El paciente debe permanecer en decúbito lateral izquierdo con el brazo izquierdo colocado por debajo de la cabeza para este estudio; sin embargo, en ciertos casos con desplazamiento lateral del ápex cardiaco a veces es requerido que el individuo pase de la posición en decúbito lateral izquierdo a la posición de decúbito supino, o mantenerse en una posición intermedia entre ambas. Puede ser de ayuda palpar la punta del corazón y colocar el transductor directamente sobre la zona del latido apical (Rodríguez Padial et al., 2020).

- **Plano apical 4-cámaras (Plano AP-4C).** El transductor se sitúa en el ápex del corazón, con el punto de marca apuntando hacia la parte izquierda del paciente. Si el transductor no está situado en el ápex auténtico del corazón, el VI aparecerá acortado y con un "falso ápex" que corresponderá a la cara anterolateral situada por encima del auténtico ápex. Con el transductor colocado en el ápex cardiaco pueden obtenerse distintos cortes de 4 cámaras según se posicione el ángulo del transductor superior o inferiormente mostrado en la Figura 11 (Rodríguez Padial et al., 2020).

Figura 11. Planos apicales de 4 cámaras (Rodríguez Padial et al., 2020).

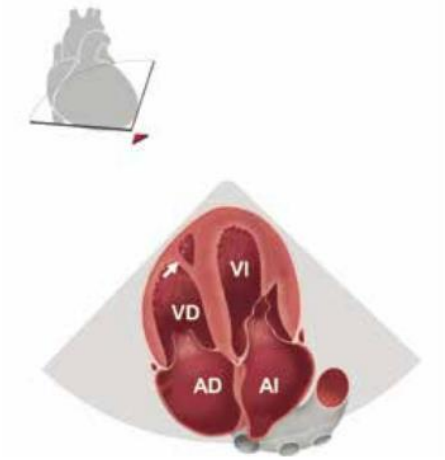


Si a partir de la posición del plano de 4 cámaras se coloca el ángulo del transductor superiormente puede ser observado el tracto de salida del VI y la válvula aórtica. Si, contrariamente, el transductor se angula de forma que quede inferior, se podrá visualizar el surco auriculoventricular y el seno coronario (flecha). AD: aurícula derecha; AI: aurícula izquierda; Ao: aorta; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo (Rodríguez Padial et al., 2020).

Si se coloca el transductor en el ápex cardíaco pueden obtenerse distintos cortes de 4 cámaras según como se acomode el ángulo del transductor superior o

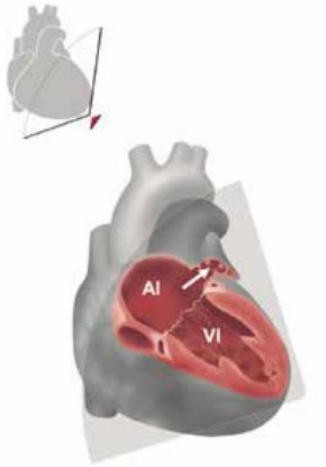
inferiormente. En la Figura 12 puede observarse la banda moderadora (flecha) en el ápex del ventrículo derecho. AD: Aurícula derecha; AI: aurícula izquierda; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo (Rodríguez Padial et al., 2020).

Figura 12. Plano apical de 4 cámaras.



- **Plano apical de 2-cámaras (Plano AP-2C).** En la Figura 13, el transductor se sitúa en el ápex del corazón, con el punto de marca apuntando hacia el lado izquierdo del cuello (rotación antihoraria de 45º-60º desde el plano AP-4C).

Figura 13. Plano apical de 2 cámaras.



Las estructuras visualizadas son la aurícula y el ventrículo izquierdos. En concreto, se visualizan las paredes anterior e inferior del VI. El VD no se visualiza en este plano. Es un plano aproximadamente ortogonal al plano apical de 4 cámaras, por lo que se utiliza junto a este para obtener volúmenes del corazón y calcular la fracción de eyección del VI con técnica biplana (Rodríguez Padial et al., 2020).

- **Plano apical de eje largo (PA-EL).** El transductor se coloca en el ápex del corazón, como se muestra en la Figura 14, con la marca índice apuntando hacia el lado derecho del cuello (rotación antihoraria de 90º-120º desde el plano AP-4C). Las estructuras visualizadas en este plano son similares a las observadas en el eje largo paraesternal: aorta ascendente, válvula aórtica, aurícula izquierda, válvula mitral, ventrículo izquierdo, tabique interventricular, pared posterior del ventrículo izquierdo (VI) y ventrículo derecho. Este plano permite una buena visualización del septo anterior y la pared posterior del VI. Además, el ápex del VI suele apreciarse con claridad en esta proyección.

Figura 14. Ecocardiograma del Plano apical de eje largo (PA-EL)



2.3 Perspectiva bajo el contexto de análisis de decisiones

El concepto de toma de decisiones ha sido abordado históricamente desde diversas perspectivas. Anderson, Sweeney y Williams (1999) definen el término "decidir" como un proceso estructurado que resulta de un proceso mental (cognoscitivo), de la selección de una acción entre varias alternativas o, simplemente, de manifestar una opinión. Kovacs (1990) señala que muchos investigadores dentro del área de la administración se han enfocado en la teoría y la práctica de la toma de decisiones organizacionales, mientras que Mintzberg, Raisinghani y Théoret (1976) han definido decisión como un compromiso de recursos para la acción y señalan que el proceso de decidir no es fácilmente identificable. Mintzberg et al. Analizan el proceso y aporta las rutinas de identificar, diagnosticar, investigar, diseñar, proyectar, evaluar/elegir y autorizar, y lo define como "un proceso que está razonablemente bien definido (en diagramas, con notación matemática, en papel o computadora)".

2.3.1 Sistema de apoyo a la decisión médica

Los sistemas de apoyo a la toma de decisiones clínicas (SADC) son fundamentales para que las organizaciones de salud brinden una atención más segura y de mayor calidad. Estos sistemas representan un elemento crucial en la transformación digital del sector sanitario (Guzmán, 2020).

La implementación efectiva de los SADC, integrados e interoperables con la Historia Clínica Electrónica (HCE), es clave para mejorar la práctica clínica. Su objetivo principal es respaldar a los profesionales de la salud en la toma de decisiones, facilitando la interacción entre la evidencia científica y la información del paciente. Los datos se presentan de forma organizada

y accesible para el personal médico y de enfermería, en el momento y formato adecuados, lo que mejora la calidad asistencial, la seguridad del paciente y la eficiencia de los procesos hospitalarios.

Aunque los beneficios son claros, el desafío actual para los sistemas de salud no es simplemente disponer de estas herramientas, ya que muchas organizaciones ya las tienen, sino asegurar que se adopten, se utilicen de manera efectiva y realmente contribuyan a optimizar la práctica clínica (Guzmán, 2020).

Los sistemas de apoyo a la toma de decisiones clínicas cuentan con los elementos mostrados a continuación (Guzmán, 2020):

a) Información adecuada. La información debe ser con base en conocimientos clínicos contrastados y ser correspondiente con una necesidad real.
b) Persona adecuada. El destinatario de esta información puede ser cualquier integrante del equipo médico, incluyendo el propio paciente, a quien en muchos casos se descuida como participante activo de los procesos de atención sanitaria.
c) Canales adecuados. Los medios mediante los cuales se deriva la asistencia deberán ajustarse a las necesidades del usuario. P.ej. portal del paciente, dispositivos móviles, EHR, etc.
d) Formato de intervención adecuada. La ayuda se presentará en el formato más útil y comprensible posible. P.ej. protocolos de actuación, hojas asistenciales, cuadros de mando, listas de pacientes, etc.
e) Punto de flujo de trabajo adecuado. Se aportará la información en el momento adecuado del flujo de trabajo, es decir, cuando sea necesario tomar una decisión o acometer una acción.

2.3.2 Toma de decisiones médicas

Se conoce como tomar decisiones al proceso intelectual que lleva a una elección entre varias posibilidades y que es común a varias situaciones. A partir de este concepto, el proceso de solución de los problemas de salud de individuos enfermos puede ser considerado como un proceso continuo de toma de decisiones médicas, de las cuales depende, invariablemente, el éxito o el fracaso de la gestión que el médico realiza (Martínez, 2007)

2.4 Inteligencia Artificial y tratamiento de imágenes

El nombre de Inteligencia Artificial (IA) como tal, surgió en la conferencia de John McCarthy en 1956 en el Dartmouth College, New Hamspshire. En el foro, Marvin Minsky, Claude Shannon y N. Rochester entre otros, discutieron acerca de cómo simular la inteligencia humana a través de las máquinas. Ahora bien, según (Gutiérrez, 2006) la inteligencia artificial es una de las áreas más fascinantes y con más retos de las ciencias de la Computación ya que ha tomado a la inteligencia como la característica universalmente aceptada para diferenciar a los humanos de otras criaturas ya sean vivas o inanimadas, para construir programas o computadoras inteligentes.

Por otro lado (Bourcier, 2003) dice que la inteligencia artificial es una rama de la informática que intenta reproducir las funciones cognitivas humanas como el razonamiento, la memoria, el juicio o la decisión y, después, confiar una parte de esas facultades, que se consideramos signos de inteligencia, a los ordenadores. Manteniendo el enfoque de los autores anteriores, se puede entender que la Inteligencia Artificial es una disciplina evidentemente tecnológica que persigue la construcción y desarrollo de máquinas y programas capaces de elaborar tareas complejas con una facilidad, habilidad y eficiencia iguales o superiores a las que llega a alcanzar el ser humano.

Se puede decir de manera general que la inteligencia artificial es aquella disciplina que tiene como principal objeto el estudio de la conducta de los seres humanos, por medio del análisis del comportamiento deductivo e inteligente del ser humano, mismo que se puede referir como análisis de los procesos cognoscitivos, ya que estos se enfocan en el estudio de los procesos internos neuronales que conducen al aprendizaje.

Las técnicas IA más utilizadas en las últimas décadas para el procesamiento de imágenes según (Ali et al. 2015) son las redes neuronales, los sistemas difusos y los algoritmos evolutivos en donde se destacan los sistemas inmunes artificiales y la inteligencia de enjambre.

2.4.1 Lógica difusa

La lógica difusa es una rama de la inteligencia artificial la cual permite que una computadora analice la información del mundo real como si fuese una escala entre lo falso y verdadero. La lógica difusa moldea los conceptos vagos permitiendo analizar información difícil de definir. El lenguaje natural maneja conceptos no precisos cuando estos son traducidos al contexto de la lógica clásica se pierde la riqueza del significado, dicha pérdida puede ser significativa si se está diseñando un sistema experto (Guzmán, 2020).

El concepto de lógica difusa fue concebido en 1965 por Lofti Zadeh quien en su artículo titulado “Fuzzy Sets” da a conocer por primera vez los conceptos de esta técnica. La lógica difusa modela conocimiento y experticia de los expertos, es muy versátil en sus aplicaciones ya que puede ser utilizada en el área de control de procesos, medicina, electrónica, etc (Zadeh, 1965).

A continuación, se describen los elementos que conforman a la lógica difusa.

2.4.1.1 Conjuntos difusos

Son como una clase de objetos con continuos grados de pertenencia. Este conjunto se caracteriza por una tener función de pertenencia en la que asigna a cada objeto un grado de pertenencia entre el cero y uno [0,1]. Los conjuntos difusos se componen de dos partes, Ecuación 3: sus elementos y su función de pertenencia (Zadeh, 1965).

Ecuación 3

$$A = \{\chi\ \alpha\ X\ \ddot{A}\mu A(\chi) \rightarrow [0,1]\}$$

2.4.1.2 Funciones de pertenencia

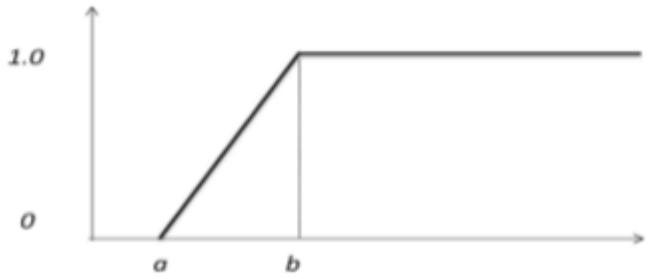
Las funciones de pertenencia indican en qué medida un elemento pertenece a un conjunto difuso, todo esto se establece mediante una ecuación y también suele representarse mediante una gráfica. Las gráficas utilizadas en las funciones de pertenencia son muy parecidas a algunas distribuciones de probabilidad. Las funciones de pertenencia más comunes son: función L, gamma, triangulares, trapezoidales, singleton, gaussiana y sigmoidales (Zadeh, 1965).

2.4.1.3 Tipos de funciones de pertenencia

- **Función Gamma**

  La función Gamma Figura 15, es la más sencilla de las funciones de pertenencia, tiene un valor de 0 hasta cierto punto y después crece con pendiente constante hasta alcanzar el valor 1, en donde se estaciona. Este tipo de funciones es muy útil al describir situaciones donde se alcanza un nivel máximo a partir de cierto punto. Por ejemplo, representar la altura de las personas (Zadeh, 1965).

Figura 15. Función Gamma (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como la Ecuación 4 (Guzmán, 2020):

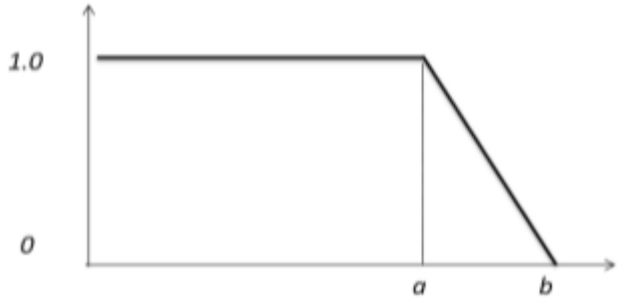
Ecuación 4

$$f(x)\{x \leq a \ \rightarrow \ 1 \ \ a \leq x \leq b \rightarrow \left(\frac{x-b}{a-b}\right) \ b \leq x \rightarrow 0$$

- **Función L**

La función L Figura 6, es la contraparte de la función gamma; en este tipo de función se inicia en un valor unitario y se desciende con constante pendiente hasta alcanzar el valor de 0. Este tipo de funciones ocurre cuando el grado de pertenencia es total en valores pequeños y decae conforme el valor de la variable aumenta (Zadeh, 1965).

Figura 16. Función L (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como la Ecuación 5 (Guzmán, 2020):

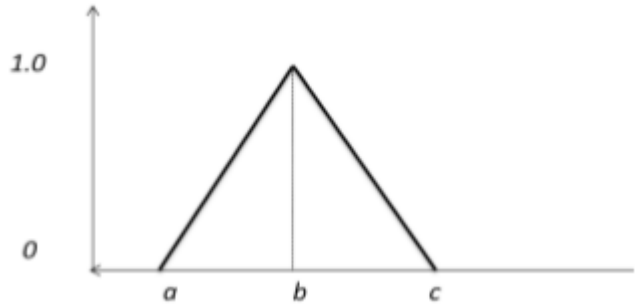
Ecuación 5

$$f(x)\{x \leq a \ \rightarrow \ 0 \ \ a \leq x \leq b \rightarrow \left(\frac{x-a}{b-a}\right) \ b \leq x \rightarrow 1$$

- **Función Triangular**

Su forma consta de un aparte de pendiente positiva constante hasta alcanzar la unidad, y una vez que lo ha logrado desciende de manera uniforme. La función triangular es muy adecuada para definir situaciones en las que se tiene un valor óptimo central, el cual se va perdiendo conforme se va alejando de él en la Figura 17 (Zadeh, 1965).

Figura 17. Función Triangular (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define en la Ecuación 6 (Guzmán, 2020):

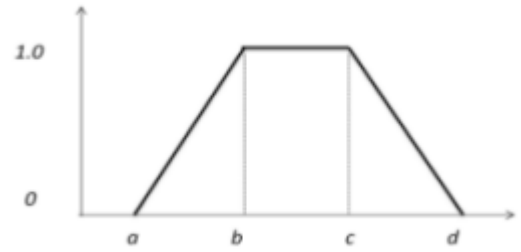
Ecuación 6

$$f(x)\{0;\ x \leq a \quad \left(\frac{x-a}{b-a}\right); a \leq x \leq b\ \left(\frac{c-a}{c-b}\right); a \leq x \leq c\ 0;\ x \leq c$$

- **Función Trapezoidal**

Es una generalización de la función triangular, debido a que en este tipo de funciones no solo se tiene un valor para el cual la pertenencia es unitaria, sino toda una franja que varía su ancho dependiendo del fenómeno observado, es decir, existe un rango de valores óptimos, alrededor de los cuales las condiciones no son adecuadas. Esta función se puede ver en la Figura 18. (Zadeh, 1965).

Figura 18. Función Trapezoidal (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como la Ecuación 7 (Guzmán, 2020):

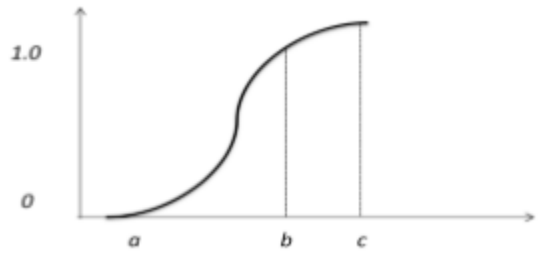
Ecuación 7

$$f(x)\{0;\ x \leq a \quad \left(\frac{x-a}{b-a}\right); a \leq x \leq b\ 1, b \leq x \leq c \quad \left(\frac{d-x}{d-c}\right); a \leq x \leq b\ 0;\ x \geq d$$

- **Función Sigmoidal o tipo S**

Esta función es similar a la función gamma; sin embargo, como su nombre lo indica, el segmento de subida no es una línea recta, sino una curva de segundo orden, la cual cambia de concavidad en un punto dado, y una vez que llega a 1 se mantiene en este valor. Esta función también se puede utilizar para definir fenómenos parecidos a los de la función gamma, la principal diferencia trata precisamente de que en los cambios de pertenencia a determinado conjunto no son tan agresivos, por lo que se acerca más a la realidad. Esta función puede ser observada en la Figura 19. (Zadeh, 1965)

Figura 19. Función Sigmoidal (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como Ecuación 8 (Guzmán, 2020):

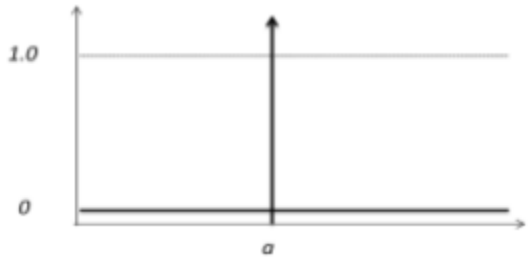
Ecuación 8

$$f(x)\{0;\ x \leq a\ \ 2\left(\frac{x-a}{c-a}\right)^2;a \leq x \leq b\ 1-2\left(\frac{c-a}{c-b}\right)^2;a \leq x \leq c\ 1;\ x > c$$

- **Función Singleton**

Este tipo de función tiene un valor de 1 solo para un punto “a” y 0 para el resto de los valores. Por lo general se aplica en sistemas difusos poco elaborados para determinar conjuntos difusos de las colaboraciones de las variables de salida, ya que da paso a simplificar los cálculos y utiliza menos memoria de almacenamiento la base de reglas. Esta función se puede ver en la Figura 20. (Zadeh, 1965)

Figura 20. Función Singleton (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como la Ecuación 9 (Guzmán, 2020):

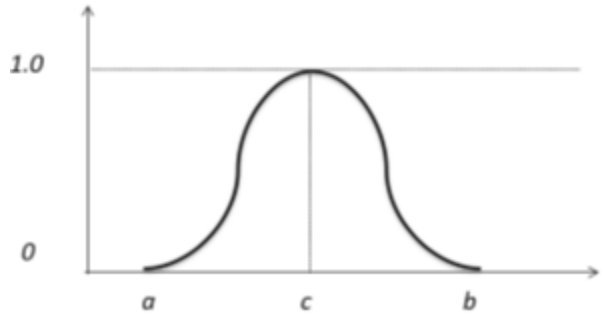
Ecuación 9

$$f(x) = \{1, x = a\ 0, x \neq a$$

- **Función de Campana**

Como su nombre lo indica, esta función tiene forma de campana, lo cual resulta adecuado para los conjuntos definidos en torno a un valor “c”, como medio, normal, cero, etc. Esta función puede definirse también empleando funciones analíticas, exponenciales o cuadráticas, como la campana de Gauss. Esta función se puede ver en la Figura 21. (Zadeh, 1965)

Figura 21. Función de Campana (Guzmán, 2020)



Su ecuación se define como la Ecuación 10 (Guzmán, 2020):

Ecuación 10

$$f(x) = \{S\left(x, c - b.c - \left(\frac{b}{2}\right), c\right), u \leq c\ 1 - S\left(x, c - b.c - \left(\frac{b}{2}\right), c\right), u \geq c$$

2.4.1.4 Variables Lingüísticas

Variable lingüística es el nombre que se le da a un conjunto difuso. Si se tiene un conjunto llamado “frío”, este nombre es una variable lingüística y puede ser empleada como una regla-base en un sistema. Esto reduce la aparente complejidad de describir un sistema que debe concordar con su semántica. Una variable lingüística representa un espacio difuso (Zadeh, 1965).

Las variables lingüísticas pueden clasificarse en dos categorías y se definen de la siguiente forma (Zadeh, 1965):

- Tipo I: pueden presentarse como operadores que actúan en un conjunto difuso: “muy”, “más o menos”, “mucho”, “bastante”, etc.
- Tipo II: requieren una descripción de cómo actúan en los componentes del conjunto difuso: “esencialmente”” técnicamente”,” estrictamente”,” prácticamente”,” virtualmente”, etc.

2.4.1.5 Reglas de Inferencia

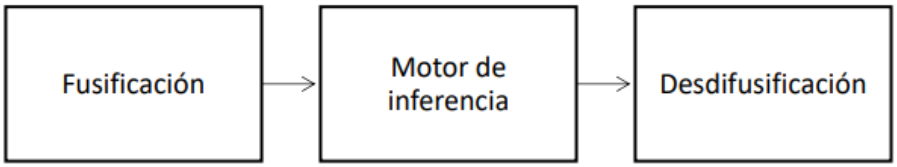
Las reglas de inferencia difusa son de naturaleza semántica, donde la conclusión R (variable de salida), depende del significado o valor de A y B (variables de entrada). Es por lo anterior que se dice que los procesos de inferencia difusos son en gran medida aproximados más que exactos, por lo que los elementos de la lógica clásica pasan a estar en segundo plano en la lógica difusa (Zadeh, 1965).

- IF condition A^1 AND/OR B^1 THEN restriction R^1
- IF condition A^2 AND/OR B^1 THEN restriction R^2

2.4.1.6 Metodología de la lógica difusa

La lógica difusa consiste en 3 pasos principales, como se muestra a continuación (Figura 22). (Zadeh, 1965)

Figura 22. Pasos de un modelo de lógica difusa (Guzmán, 2020)



Fusificación: La traducción de valores de entrada del sistema, al ambiente difuso mediante el uso de funciones de membresía (Zadeh, 1965).

Motor/mecanismo de inferencia: Etapa en la que se definen las reglas de inferencia mediante las cuales se llevará a cabo la toma de decisiones que decidirán la forma en que debe actuar el sistema, es decir, es la parte de la lógica difusa que contiene el razonamiento de los expertos (Zadeh, 1965).

Desfusificación: Realiza el proceso de adecuar los valores difusos generados en la inferencia en valores que estén en las mismas unidades que las variables de entrada antes de entrar al sistema, dado que la variable de salida también es un conjunto difuso. En la desfusificación se utilizan métodos matemáticos simples como el método del centroide, método del promedio ponderado y método de membresía del medio del máximo (Zadeh, 1965).

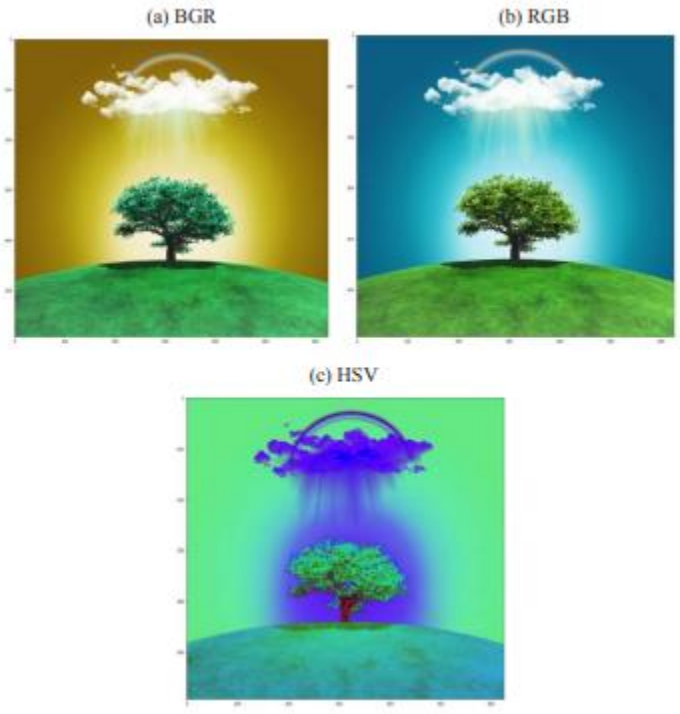
2.4.2 Imagen y procesamiento de imagen

Una imagen puede ser definida como una función de dos dimensiones, f (x, y), donde x e y son las coordenadas espaciales (plano), y la amplitud de f en cualquier par de coordenadas (x, y) se llama la intensidad o nivel de gris de la imagen en ese punto. Cuando x, y, los valores de amplitud de f son todas las cantidades finitas, cantidades discretas, llamamos a la imagen una imagen digital (González & Woods, 2018).

2.4.2.1 Espacios de color

Los espacios de color más utilizados en el procesamiento de imágenes son el rojo, el verde y el azul (RGB). Según la Comisión Internacional de Iluminación, el color en su norma técnica CIE 1931-RGB consta de tres dimensiones monocromáticas que pueden percibirse a través del campo visual. Sin embargo, estos no son los únicos espacios de color, incluyen el espacio HSV (valor de saturación de tono) y el espacio L*a*b, que están más destinados a describir la percepción del color en términos de cambios en una dimensión de imagen determinada; la elección del espacio de color depende del uso deseado de la imagen, si es necesario analizar la superficie sobre la que se utiliza. Estas aplicaciones utilizan una combinación de CMyK (cian, magenta y colores primarios) que resulta útil para comparar patrones impresos. El espacio de color RGB se utiliza especialmente en el campo del procesamiento y análisis de píxeles de imágenes. La Figura 23 muestra diferentes aplicaciones de espacio de color de la misma imagen (Taquía Gutiérrez, 2017).

Figura 23. Imagen en espacio de color diferente



2.4.2.2 Píxel

Cada imagen consta de un grupo de píxeles. Los píxeles son la unidad básica de análisis de imágenes. No hay elementos más pequeños y finos en una imagen que los píxeles. Esto suele estar relacionado con el "color" o la "intensidad". Si pensamos en una imagen como una cuadrícula, cada cuadrado de la cuadrícula contiene un píxel. Por ejemplo, una imagen con una resolución de 500 × 300 significa que la imagen consta de una matriz de píxeles de 500 filas y 300 columnas. La mayoría de los píxeles se representan de dos formas: escala de grises y color. En una imagen en escala de grises, cada píxel tiene un valor entre 0 y 255, donde 0 corresponde al negro y 255 corresponde al blanco. Los valores entre 0 y 255 representan cambios en la escala de grises, siendo los valores cercanos a 0 más oscuros y los valores cercanos a 255 más claros (Taquía Gutiérrez, 2017).

Los píxeles de color generalmente se representan en un espacio de color, el más común de los cuales es el llamado RGB, que consta de un valor de componente rojo, un valor de componente verde y un valor de componente azul. Cada uno de los tres colores está representado por un número entero en el rango de 0 a 255. Dado que los valores de píxeles solo deben estar en el rango [0, 255], cada intensidad de color generalmente se representa mediante un entero sin signo de 8 bits. Como referencia, a continuación, en la Figura 24, se muestran ejemplos de colores y su vector RGB (Taquía Gutiérrez, 2017):

Figura 24. Codificación (Taquía Gutiérrez, 2017)

Color	Vector RGB
Negro	(0, 0, 0)
Rojo	(255, 0, 0)
Azul	(0, 0, 255)
Marrón	(128, 0, 0)
Amarillo	(255, 255, 0)
Blanco	(255, 255, 255)
Verde	(0, 255, 0)
Fucsia	(255, 0, 255)
Morado	(128, 0, 128)
Azul marino	(0, 0, 128)

Al formar un vector RGB (rojo, verde, azul), este vector representa al color; así, para construir un color blanco, un vector tendría cada uno de los colores rojo, verde y azul, quedando: (255, 255, 255) y luego, para un color negro, se tendría el vector (0, 0, 0) (Taquía Gutiérrez, 2017).

Así, cada píxel se define en toda la cuadrícula de la imagen. Esta cuadrícula se convierte en un sistema de coordenadas que siempre comienza desde la esquina superior izquierda en (0, 0), Ecuación 11. Partiendo de este punto, los valores de los ejes x e y configuran las regiones y las diversas operaciones numéricas que se pueden aplicar a la imagen.

Ecuación 11

$$f(x,y) = [f(0,0)\ f(0,1) \dots\ f(0,n-1)\ f(1,0)\ f(1,1) \dots]$$

2.4.2.3 Procesamiento de imagen

El procesamiento de imágenes es el conjunto de técnicas que se aplican a ciertas imágenes con el objetivo de destacar detalles de la imagen que se quieren medir o bien, eliminar aquellos que otros en los que se dificulte o enmascaran elementos más esenciales (González & Woods, 2018)

2.4.2.4 Etapas del procesamiento de imagen

La etapa de procesamiento comienza con una serie de adquisición y preprocesamiento de imágenes. Cuando se analizan los procesos de aprendizaje continuo orientado a imágenes (como en el caso del vídeo), los métodos de enfoque fijo y nitidez se vuelven aún más relevantes para los métodos de aprendizaje de IA (Kaur, 2016). En cualquier caso, se requiere un preprocesamiento y el objetivo de este paso es reducir el "ruido" reescalando la imagen y limitando la intensidad de cada píxel en el área correspondiente a un valor superior o inferior. Comúnmente se utilizan el desenfoque y la binarización, pero si se quieren identificar características de la imagen, se requiere preprocesamiento para encontrar y extraer detectores o listas de características, que son áreas de píxeles con valores que corresponden a una función de umbral y son parte de un algoritmo. que puede variar, cuando se busca alta similitud (homografía geométrica) o similitud cercana, como los detectores que realizan "matching ajustado" (Christian, Jimmy Alexander y José Andrés, 2014). Para normalizar los efectos de contraste y brillo, un método muy común es restar el valor medio de la intensidad de la imagen y luego dividirlo por las desviaciones estándar correspondientes. Las imágenes en color generalmente se someten a una transformación binaria para convertir la imagen a escala de grises y evitar procesamiento adicional utilizando los tres

canales de color básicos (rojo, verde y azul) presentes en cada imagen en color, como se muestra en la Figura 25. Esta binarización es siempre un preprocesamiento de la imagen que la convierte en una representación de píxeles. Dependiendo del propósito del procesamiento (ya sea transformar la imagen, clasificar la imagen o usarla para identificar otra imagen), el analista debe decidir si es apropiado cambiar el espacio de color, cambiar a escala de grises o cambiar la vectorización de la imagen. la imagen. parámetros. Probando, fallando y repitiendo esta lógica hasta lograr el resultado deseado. Si el análisis consiste en comparar dos imágenes, es necesario recortar o segmentar la imagen o el vídeo. Los métodos de preprocesamiento más utilizados son la binarización y el desenfoque, que se describen con más detalle a continuación (Taquía Gutiérrez, 2017).

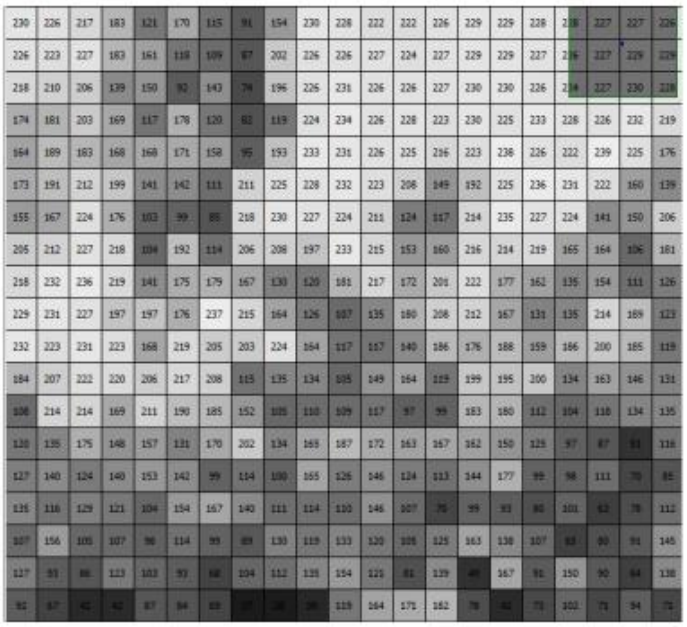
Figura 25. Binarización a escala de grises (Taquía Gutiérrez, 2017)



2.4.2.4.1 Binarización

Antes de procesar una imagen, habitualmente se buscan regiones dentro de ella que puedan ser consideradas como un pico, o comportamientos en la secuencia de píxeles, para ser clasificados como integrantes o no de un mismo patrón y región. Una de estas técnicas de preparación es la binarización, que ocurre al transformar la imagen a una escala de grises, como en la Figura 26, donde cada píxel recibe un valor entre 0 y 255 (Taquía Gutiérrez, 2017).

Figura 26. Imagen convertida a escala de grises (Taquía Gutiérrez, 2017)



2.4.2.4.2 Difuminado

Una de las técnicas de procesamiento es la de “blurring” o difuminado, la cual consiste en promediar el valor de un píxel con los valores de intensidad de los píxeles circundantes. Esta mezcla de intensidades genera una imagen borrosa. A diferencia de una foto que se desea que luzca lo más nítida posible, la técnica de difuminado ayuda en el procesamiento de imágenes en tareas como acotamiento de regiones en una imagen y detección de bordes. Entre los diversos métodos de blurring se puede mencionar el método gaussiano, que utiliza la media de distancia entre los píxeles circundantes a un píxel central, haciendo que aquellos más cercanos a este centro tengan mayor ponderación, tal como en la Figura 27 (Taquía Gutiérrez, 2017).

Figura 27. Imagen difuminada (Gaussian Blur) (Taquía Gutiérrez, 2017)



2.4.2.4.3 Histogramas de gradientes

Por lo general, las imágenes de entrada contienen demasiada información adicional que no es necesaria para la clasificación y el análisis posterior. Por lo tanto, el primer paso en la clasificación de imágenes es simplificar la imagen extrayendo la información importante presente en la imagen y reteniendo la información restante. Esta operación se llama extracción de características. En las técnicas tradicionales de visión por computadora, el diseño de estas características es fundamental para el rendimiento del algoritmo. Algunas de las técnicas utilizadas en visión por computadora son el detector de características de Haar, el histograma de gradientes orientados (HOG), la transformación de token invariante (SIFT), las características robustas aceleradas (SURF), etc. Un histograma representa la distribución de intensidades de píxeles (color o escala de grises) en una imagen. Los niveles de intensidad del color (valores de píxeles) se pueden mostrar en un histograma. En el espacio de color RGB, los valores de píxeles oscilan entre 0 y 255. Al trazar un histograma (con 256 contenedores en el eje x), podemos contar efectivamente la cantidad de veces que cada píxel produjo ese valor. Si, en cambio, utiliza solo dos segmentos (equivalentemente espaciados), cuenta el número de veces que un píxel está en el rango [0, 128] o

[128, 255]. Un simple examen del histograma de una imagen puede proporcionar una comprensión general del contraste, el brillo y la distribución de intensidad (Taquía Gutiérrez, 2017). Los algoritmos de procesamiento intentan obtener características convirtiendo imágenes de tamaño fijo en vectores. Esta transformación se utiliza para determinar el modelo.

2.5 Conclusiones

En este capítulo se describieron los conceptos básicos del área de urgencias, de la importancia de tener un Sistema de Apoyo a las Decisiones Médicas. Por otra parte, también se incluye la descripción de todos los pasos para realizar la toma de imágenes ecocardiográficas (y de los conceptos básicos de la anatomía del corazón, para entrar en contexto de lo que se verá al estudiar una ecografía cardiaca y cuáles son las posibles enfermedades cardiovasculares que se pueden desarrollar. También se incluye el procesamiento de imágenes

Capítulo 3. Desarrollo de la Metodología

3.1 Introducción

El desarrollo de un sistema inteligente capaz de apoyar las decisiones complejas y críticas en el ámbito médico va más allá de un desafío tecnológico; se trata de un proceso que comprende la ciencia, la ingeniería y el compromiso humano. En la ejecución de este proyecto, la metodología es una parte vital, ya que conecta el sistema abstracto y complejo de los diagnósticos médicos eficientes y precisos, con la realidad de su implementación en el ajetreado entorno de urgencias.

El diseño de la metodología para el Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica para la Clasificación y Diagnóstico de Afecciones Cardíacas se ha elaborado cuidadosamente, integrando componentes clave como la recopilación de datos clínicos reales, la capitalización de conocimiento experto, el uso de softwares y herramientas que apoyen a la aplicación del procesamiento de imágenes y lógica difusa, así como la validación médica exhaustiva. Cada paso ha sido estratégicamente planeado, buscando siempre la confiabilidad de que el sistema sea funcional, ético y seguro para los pacientes.

A continuación, se explica cómo esta metodología se crea con base en un enfoque multidisciplinario, a partir de la selección de datos confiables hasta la creación de los modelos de programación que logren capitalizar el conocimiento experto. A lo largo de este capítulo se destaca y se describe cómo cada decisión metodológica es un paso hacia el objetivo para ofrecer un sistema que, en los momentos más críticos del área de urgencias, actúe como una extensión del conocimiento médico de los expertos, reduciendo incertidumbres y ambigüedades y salvando vidas.

3.2 Desarrollo de la metodología propuesta

La metodología propuesta está basada en el procesamiento de imágenes cardiacas obtenidas a través de un ultrasonido portátil, el cual pertenece a la encargada del área de urgencias del IMSS Hospital General Regional de Orizaba, e integra la Lógica Difusa con el objetivo de desarrollar un Sistema Inteligente que sea de Apoyo a la Decisión Clínica para la detección oportuna de problemas y afecciones cardiacas. En la literatura actual, existen trabajos relacionados con el procesamiento de imágenes clínicas y cardiacas, también están aquellos que aplican técnicas de IA como Deep Learning, Machine Learning, Redes Neuronales, entre otros, que son de apoyo para la evaluación y diagnóstico de imágenes clínicas (de cáncer, fetales, etc.) y cardiacas, pero su aplicación se limita al análisis de imágenes estáticas, de otro tipo de enfermedades o afecciones diferentes a las cardiacas, o bien, con imágenes cardiacas obtenidas mediante otros métodos por ejemplo una resonancia magnética, radiografías, entre otros. Por lo que existe la necesidad actual de la realización de un Sistema Producto que analice el movimiento de ecocardiogramas tomados por un ultrasonido portátil.

En la actualidad, las técnicas de IA han incursionado en el procesamiento de imágenes clínicas aportando un resultado óptimo al momento de diagnosticar anomalías o afecciones en las imágenes, considerando patrones en sesgos dentro de un parámetro “normal” y reduciendo la incertidumbre y subjetividad en el análisis, sin embargo, hay limitaciones que no se consideran al momento de realizar un estudio de imágenes cardiacas y es que no todos los hospitales en México y en el mundo cuentan con un área de urgencias debidamente equipada, ni con la capacitación adecuada para los integrantes de los equipos de emergencia, muchos de los cuales no conocen acerca de la metodología para la toma e interpretación de ecocardiogramas, por lo que, en la llegada de pacientes que presentan dolor torácico a emergencias se traduce en tiempos de espera largos y

diagnósticos que pueden omitir algún signo poco evidente o pueden contener subjetividad por parte del médico, por esta razón, se aborda esta problemática con el diseño metodológico propuesto.

Es por lo que, a partir de los antecedentes presentados de forma previa, se despliega el diseño de la metodología propuesta para este estudio. Esta propuesta tiene como objetivo Desarrollar un SADC, a través del procesamiento de imágenes con movimiento, reducir la subjetividad presente en la toma de decisiones con respecto a las afecciones cardiacas a causa de un infarto, o bien, detectar el infarto mismo, esto mediante la implementación de un modelo delimitado en estudios de pacientes, hombres y mujeres, con edades de entre 20 a 87.5, de los cuales se tienen ecocardiográficas con afecciones cardiacas y a los que denominamos “normales”, para realizar la evaluación contra los que presentan problemas, con lo cual SADC logre procesar las imágenes e identifique cuál es la afección específica y determine un nivel de riesgo de mortalidad según sus síntomas y la afección presentada, para culminar con recomendaciones médicas del proceso que se tiene que seguir a continuación de la obtención de los resultados.

3.2.1 Fase 1. Revisión y desarrollo del estado del arte

Como se observa en el apartado 1.8 Estado del arte, a partir de la problemática planteada se revisa la literatura y se crea el estado del arte, concentrando información que sirva como guía posteriormente.

3.2.2 Fase 2. Reunión con expertos

En la segunda fase de la metodología propuesta se expone a continuación y, considerando lo planteado anteriormente, se explican los puntos tratados con los expertos para el desarrollo del proyecto en relación con el punto de vista médico y el punto de vista ingenieril para determinar un plan de ejecución:

- Como primer punto, se plantean los objetivos, se delimita el campo de investigación y el área en que se aplica el proceso, para este caso en específico, se delimita que la población de estudio son los pacientes, tanto hombres como mujeres, que ingresen a urgencias del IMSS Hospital General Regional de Orizaba presentando dolor torácico o angina de pecho, el estudio también limita la edad de los pacientes involucrados en un rango de 20 a 87.5 años, ya que la Doctora urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt esclarece que, según su experiencia y su conocimiento, este rango de edad es en el que se tiene mayor probabilidad de presentar problemas cardiacos, dolor torácico o angina de pecho.
- El segundo punto que se trata, con la finalidad de saber cuáles son los parámetros que tienen prioridad en el ingreso de un paciente con dolor torácico o angina de pecho, la Doctora Nancy Virginia Ortega Betancourt comenta que a los pacientes que presentan alteraciones cardiacas se les aplica baremo que permite estratificar, este baremo se trata de una escala validada por el Registro Nacional de Infarto Agudo de Miocardio (IAM) estadounidense. Dentro de las escalas más ocupadas por en el departamento de la Dra. Urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt, se encuentran las escalas GRACE, TIMI Risk Score y HEART Score, El objetivo es ayudar a determinar si algunos pacientes que acuden al departamento de urgencias con dolor en el pecho o síntomas relacionados pueden ser evaluados sin exámenes o pruebas menos útiles porque es posible que no los necesiten.
- Otro punto muy importante para tratar es, cuáles datos son los que se requieren para realizar el estudio, tanto datos clínicos como datos de imagenología, cómo se obtienen estos datos y cuántos de estos se necesitan. Por lo que se acuerda que se

toman cursos con expertos médicos para aprender más acerca de las técnicas para la obtención de ecografías, aplicaciones y usos del ultrasonido, así como su funcionamiento y el equipo a ocupar. Después, se reúnen los datos en los primeros meses del proyecto, hasta obtener la cantidad de datos necesaria para empezar con el procesamiento de las imágenes, por lo que igual se requiere determinar el área de interés de estudio en las imágenes, que en este caso serán las ventanas cardiacas.

- Una vez que se tienen todas las perspectivas médicas y requisiciones, se realizan reuniones con expertos para determinar qué herramientas tecnológicas y técnicas de ingeniería industrial e IA son las mejores para este proyecto en particular, tanto para el procesamiento de imágenes como para las limitaciones, condicionantes y manejo de datos de este. También se planteó la oportunidad de generar un SADC capaz de emular las decisiones de la Doctora urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt, ya que, por los mismos requerimientos del problema, es la mejor opción.

3.2.3 Fase 4. Recolección de la información

Las imágenes utilizadas en este estudio pertenecen a pacientes del IMSS Hospital General Regional de Orizaba, las cuales fueron tomadas con el apoyo de la Doctora urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt dentro de las instalaciones del área de urgencias, utilizando en todos los casos un dispositivo de ultrasonido portátil que no cuenta con pantalla o controles, sino que es compatible con un dispositivo móvil, como se muestra en la Figura 28, este equipo es propiedad del experto y pertenece a la marca de butterfly®, la otra sonda que se utiliza es la de la marca Phillips®. Ambos equipos se han utilizado para obtener información de distintos pacientes,

guardando sus datos dentro de un dispositivo móvil, ya sea Tablet o Celular, donde se suben a la nube para poder tener acceso.

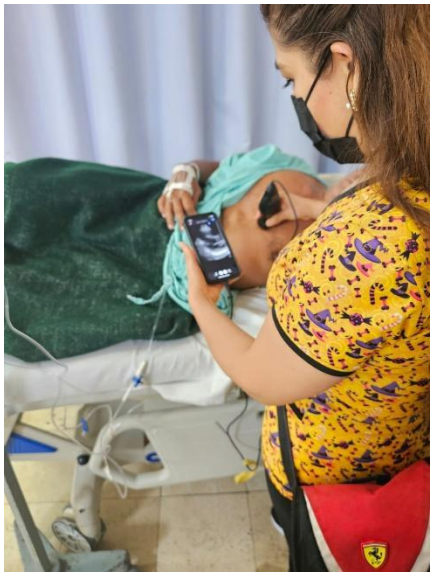
Figura 28. Sondas portátiles Butterfly y Phillips



3.2.3.1 Procedimiento para recopilación de imágenes

Como se puede observar en la Figura 29, en la evaluación del paciente con la sonda, la imagen se transmite directamente al dispositivo móvil del experto, lo que hace más fácil su uso y más rápido el diagnóstico y toma de decisiones.

Figura 29. Evaluación con sonda



En este caso, el dispositivo se colocará en el pecho de la persona y se realizará un ecocardiograma transtorácico (ETT), que es el tipo más común en el que el transductor es portátil y se coloca en el pecho sobre el corazón. El examinador aplica un gel en la piel debajo del transductor para ayudar a transmitir las ondas sonoras. Durante la ETT, el paciente se coloca en la cama lateral izquierda, en posición semivertical con la cabeza ligeramente elevada. Doble el brazo izquierdo debajo de la cabeza y sostenga el brazo derecho a lo largo del lado derecho de su cuerpo como se muestra arriba. Debido a que las costillas y los pulmones ocultan gran parte del corazón del haz de ultrasonido, esta posición permite que el corazón esté más cerca de la pared torácica y que las costillas se separen, lo que aumenta la "ventana" en la que se puede realizar el procedimiento. Las mejores imágenes suelen obtenerse al final de su vida útil, cuando la interfaz aire-tejido es mínima (Rodríguez Padial et al., 2020). Se aplica gel de ultrasonido en el área del transductor y la pared torácica correspondiente a la "ventana" del ecocardiograma para eliminar el aire de la interfaz y permitir la transmisión del ultrasonido.

El transductor tiene una línea o punto (marca de índice) para ayudar a colocarlo en la posición correcta para diferentes planos ecocardiográficos. Este marcador indica el área del plano de la imagen que se muestra en el lado derecho de la pantalla. Al examinar al paciente, esta marca siempre debe apuntar hacia arriba o hacia la izquierda del paciente para garantizar que el plano esté orientado correctamente (Rodríguez Padial et al., 2020).

3.2.3.2 Criterios de aceptación de las imágenes

Para realizar este trabajo se han utilizado muchas imágenes con diversos enfoques los cuales se refieren a las cámaras que se visualizan a partir de la posición en donde nos encontremos, esto es importante para obtener una imagen muy clara y precisa del corazón, lo que permite determinar cuáles son las características y especificaciones con que deben cumplir las imágenes que se van a procesar para que sea óptimo el procesamiento del sistema inteligente, a continuación se menciona cómo debe ser la imagen para que todo funcione adecuadamente.

Específicamente para este sistema se recomienda que la imagen sea tomada con un dispositivo portátil para mantener las propiedades de dichas imágenes en paralelo con las que se realizó el estudio y se hicieron las pruebas, así mismo, el formato del archivo debe ser MP4, ya que las imágenes se obtienen a través de un video o de imágenes en movimiento, del cual se extrae fotogramas y este no debe tener una duración mayor a 30 segundos.

Para el estudio realizado, se visualizan las ventanas Apical, girando la línea a 45° en sentido de las manecillas del reloj, obteniendo así una imagen en eje largo, logrando ver 4 cámaras como en la Figura 30, 5 cámaras y 2 cámaras (girando la línea hacia las 12 en sentido antihorario con relación a las manecillas del reloj).

De donde nos interesa estudiar la motilidad del ventrículo izquierdo (VI), que se puede observar a partir de las 4, 2 y 3 cámaras, para conseguir la imagen de las 3 cámaras, partiendo desde las 12, en dirección antihoraria giramos la línea un poco hasta ver la válvula aórtica en conjunto con el ventrículo y la aurícula izquierda.

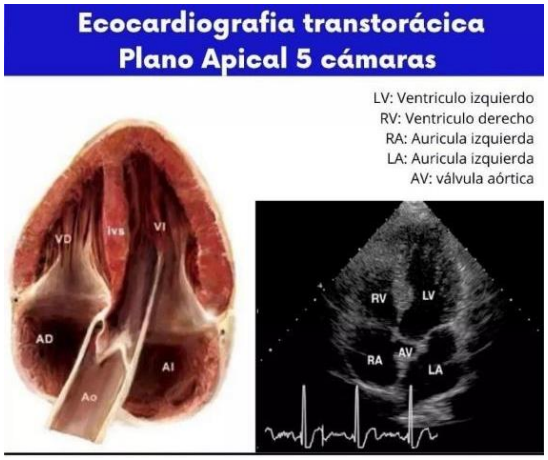
En la figura 30, visualizamos la anatomía del corazón seccionado, dependiendo de las cámaras que vayamos transmitiendo en la sonda, donde encontramos cada una de las partes cuando vemos, por ejemplo, la ecografía del plano apical con viste de 4 cámaras nos mostrará las paredes del septum y lateral.

Figura 30. Cámaras 4, 2 y 3, de interés de estudio sobre motilidad



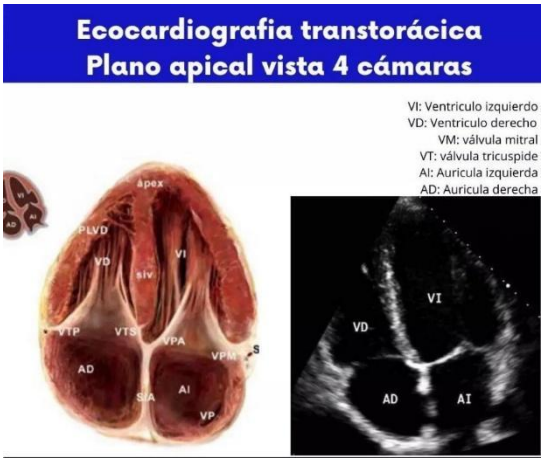
Como se muestra en la Figura 31, el corazón se compone de 5 cámaras, las cuales, cómo se explica, pertenecen a los ventrículos izquierdo y derecho, aurículas izquierda y derecha, y la válvula aórtica.

Figura 31. Plano apical 5 cámaras



Esto es de apoyo para comprender el video de los ecocardiogramas estudiados más adelante, donde, por el ultrasonido, el corazón se observa de abajo hacia arriba, empezando por el Ápex o la punta, tal cual como en la Figura 32, donde también podemos observar que en una imagen 4 cámaras visualizamos la válvula mitral, que es la que va de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

Figura 32. Plano apical 4 cámaras



3.2.3.3 Diagnósticos mediante imágenes

Un ecocardiograma puede ayudar a los expertos a descubrir si el músculo cardíaco está funcionando correctamente y cuánta sangre se bombea con cada latido. Este procedimiento

también puede detectar anomalías en la estructura del corazón, como defectos de las válvulas cardíacas, anomalías congénitas como agujeros en las paredes entre las diferentes cámaras del corazón y aumento del grosor de las paredes o cámaras del corazón, como en pacientes con presión arterial alta, insuficiencia cardíaca o personas con enfermedad del músculo cardíaco (miocardiopatía). También se puede utilizar un ecocardiograma para detectar derrame pericárdico (que ocurre cuando se acumula líquido entre las dos capas del corazón (el pericardio)) y pericarditis constrictiva (cuando se forma tejido cicatricial en todo el pericardio). También puede detectar disección aórtica, un desgarro en las capas de la pared aórtica.

Dentro de lo que se busca cuando se evalúa la motilidad del corazón es asignar un valor de acuerdo con esta donde podría ser:

- Normal: cuando el engrosamiento es mayor o igual al 40% del grosor diastólico.
- Hipocinesia: ocurre cuando hay un engrosamiento menor del 30% o engrosamiento menor de 5mm.
- Acinesia: es cuando el engrosamiento es menor del 10% o engrosamiento menor a 2mm.
- Discinesia: movimiento sistólico que se aleja del centro de la cavidad.
- Aneurisma: deformidad diastólica de la pared ventricular.

3.2.3.3.1 Ecocardiograma normal

En la Figura 33 se puede observar un ecocardiograma normal de una imagen de 4 cámaras del corazón, donde podemos ver un movimiento normal, con una buena contracción del músculo.

Figura 33. Ecocardiograma normal de 4 cámaras



En una imagen de ecografía cardiaca de 4 cámaras, se puede observar los ventrículos izquierdo y derecho, y las aurículas izquierda y derecha en donde nos interesa el estudio de la motilidad principalmente del ventrículo izquierdo y la contracción de las paredes de este.

En tanto, en la Figura 34, podemos ver que solo se visualizan 2 cámaras las cuales son el ventrículo y la aurícula izquierdas, esto para observar a detalle el movimiento del ventrículo izquierdo y determinar que no tenga alteraciones en la movilidad desde este ángulo, así como analizar el grosor de las paredes del corazón.

Figura 34. Ecocardiograma normal de 2 cámaras



De igual manera, se muestra una imagen de 2 cámaras en la que se puede ver que el ventrículo izquierdo está moviéndose de manera adecuada, con una buena contracción de las paredes Apical, Mid y Basal anterior e interior.

En la Figura 35, observamos un eco de 3 cámaras donde analizamos igualmente el buen funcionamiento del músculo y se puede ver que el apical lateral y anterior tienen buena contractilidad, así como el mid y basal antero septal e inferolateral.

Figura 35. Ecocardiograma normal de 3 cámaras



3.2.3.3.2 Ecocardiograma con cardiomiopatía

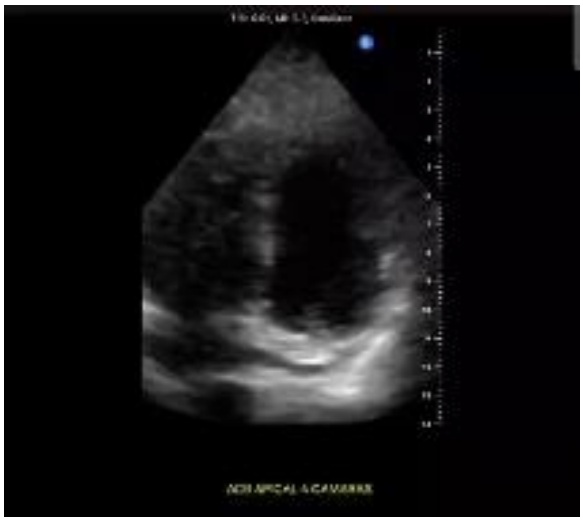
En la Figura 36, se tiene un ecocardiograma de un paciente con cardiomiopatía, como se puede observar en el ventrículo izquierdo, en la sección de apical anterior se muestra un aneurisma, que es una deformidad diastólica en la pared del ventrículo, esta deformidad se extiende a una porción del mid anterior.

Figura 36. Ecocardiograma con cardiomiopatía 4 cámaras



En lo que se refiere a las cardiomiopatías o afecciones que puede tener un paciente, se encuentra la acinesia, que describe la poca movilidad que existe en el músculo, como se puede observar claramente en la Figura 37, donde la imagen nos muestra que el corazón tiene un pequeño movimiento casi forzado, donde solo involucra el movimiento de la apical lateral y septal y el resto de todo el músculo se encuentra inmóvil prácticamente.

Figura 37. Ecocardiograma 2 con cardiomiopatía vista de 4 cámaras



Otra cardiomiopatía que podemos encontrar es la discinesia, que trata del movimiento diastólico del músculo del corazón, es decir, la pared apical lateral y mid anterolateral se aleja del punto medio del ventrículo izquierdo en lugar de contraerse, como si tuviera un movimiento de expansión que hace que no se puede observar en la imagen la pared ventricular, tal como se muestra en la Figura 38.

Figura 38. Ecocardiograma 3 con cardiomiopatía vista de 4 cámaras



3.2.3.4 Elección de software para procesamiento

El lenguaje en el cual se desarrolló el sistema es Python® haciendo uso de la librería OpenCV® y Skyfuzzy® para el procesamiento de imágenes y lógica difusa, respectivamente. Python ofrece la ventaja de ser un lenguaje libre, se realizará el sistema de Lógica Difusa y en conjunto con el procesamiento de las imágenes los parámetros extraídos en el procesamiento de imágenes.

3.2.4 Fase 5. Diseño y modelación de módulos de procesamiento de imágenes y datos clínicos

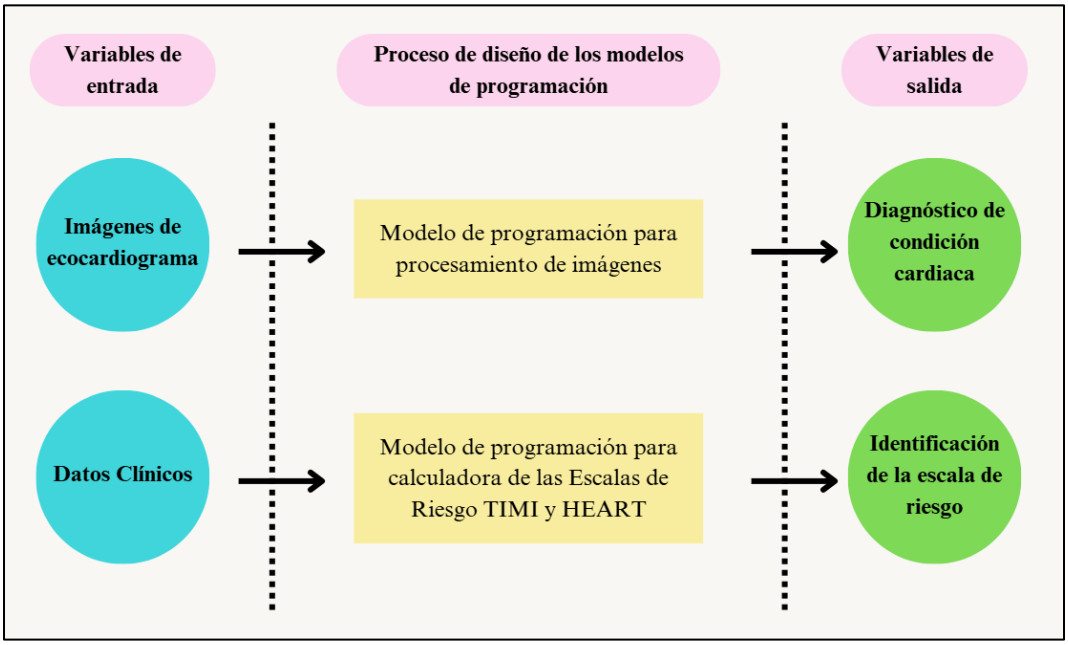
El desarrollo de módulos específicos para el procesamiento de imágenes y datos clínicos dentro del SADC es muy importante para este proyecto. Estos módulos son creados como procesos principales que transforman datos complejos, como imágenes de ecocardiografía, registros médicos y conocimiento de la Dra. Urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt, en información procesable por algoritmos de inteligencia artificial.

El diseño de estos módulos no solo implica técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes, sino también la capacidad de modelar sistemas de programación que integren de manera

coherente patrones visuales, tendencias numéricas y correlaciones médicas. Esta fase aborda cómo se concibieron y desarrollaron estos módulos, destacando las herramientas, enfoques y tecnologías que permiten un análisis eficiente y certero, contribuyendo al objetivo de mejorar el flujo de trabajo médico y, en última instancia, salvar vidas.

En esta sección se irá mostrando detalladamente el diseño y desarrollo del modelo de programación que se desarrolló para los módulos de procesamiento de las imágenes y datos clínicos, tal como se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 39.

Figura 39. Diagrama de flujo del proceso de diseño de los Módulos de Procesamiento de imágenes y Escalas TIMI y HEART



3.2.4.1 Módulo de procesamiento de imágenes

3.2.4.1.1 Selección de imagen y obtención de fotogramas

Durante el desarrollo del código, que obtiene de la imagen con movimiento los fotogramas para después procesarlos, se determinó que sería una mejor opción brindarle al usuario un sistema

más afable que permita cargar el video o la imagen con formato MP4 con movimiento directamente de su computadora mediante un botón tal como en la Figura 40.

Figura 40. Código de botón para cargar video

```
self.etiqueta_4_camaras = ttk.Label(self.pestana_ecocardiograma, text="Seleccione el video de 4 cámaras")
self.etiqueta_4_camaras.pack(pady=5)

# Botón para subir video de 4 cámaras
self.boton_subir_video_4_camaras = ttk.Button(self.pestana_ecocardiograma, text="Subir Video",
                                              command=self.cargar_video_4_camaras)
self.boton_subir_video_4_camaras.pack(pady=5)
```

Y, de manera automática al subir el archivo, se obtengan 40 fotogramas por video, como se muestra en la Figura 41 donde se describe el código para obtener los fotogramas. Por lo general, un video de una ecografía del dispositivo portátil tiene una duración de aproximadamente 5 segundos, por lo que 40 fotogramas son suficientes para obtener una buena secuencia del seguimiento del movimiento. Lo que se busca es que, con los fotogramas, se logre captar en las imágenes los rangos de movimientos y se encuentren las imágenes con mayor y menor movimiento.

Figura 41. Código del algoritmo para extraer fotogramas del video

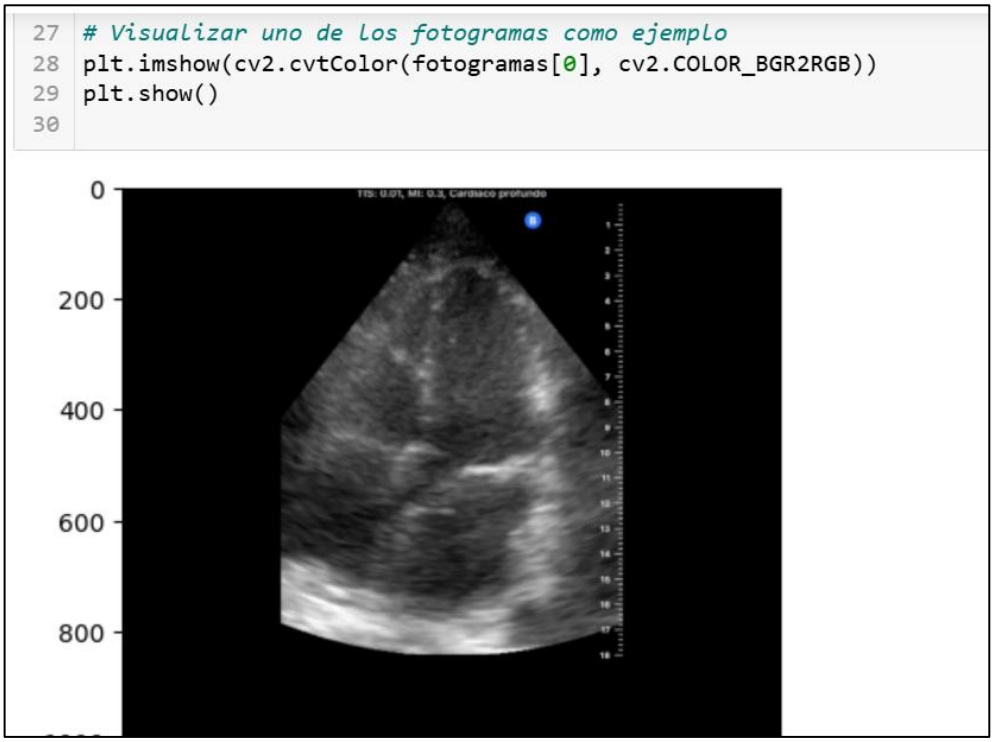
```
# Parámetros para extraer fotogramas
total_frames = int(cap.get(cv2.CAP_PROP_FRAME_COUNT))
step = total_frames // 40  # Asumiendo que queremos 40 fotogramas uniformemente espaciados
fotogramas = []

count = 0
while True:
    ret, frame = cap.read()
    if not ret:
        break
    if count % step == 0:
        fotogramas.append(frame)
    count += 1
    if len(fotogramas) >= 40:
        break

cap.release()
```

En la Figura 42, mostrada en seguida, se ejemplifica uno de los 40 fotogramas obtenidos a través del código mostrado en la Figura 41, esta visualización durante las pruebas fue de basto apoyo para obtener información de la calidad de las imágenes obtenidas del video y, sobre todo, para saber si estaba funcionando correctamente el código y si estaba haciendo lo que se buscaba.

Figura 42. Visualización como ejemplo de uno de los fotogramas



3.2.4.1.2 Estudio de fotogramas y determinación de ROI

Al tener muchos fotogramas permite al SADC que logre estudiar los pequeños y grandes movimientos del corazón y así selecciona solo dos fotogramas de los 40, calculando la diferencia entre los fotogramas con el código cv2.absdiff el cual se utiliza para calcular la diferencia absoluta entre dos imágenes, píxel por píxel y pasando los fotogramas por un proceso con la función cv2.cvtColor en OpenCV se utiliza para convertir una imagen de un espacio de color a otro y con la función cv2.COLOR_BGR2GRAY facilita la conversión de imágenes a escala de grises, que es

un paso clave en muchos flujos de trabajo de visión por computadora, tal como se muestra en la Figura 43.

Figura 43. Programación para encontrar las diferencias entre los fotogramas obtenidos

```
#Detección de movimientos simple
diferencias = []
for i in range(1, len(fotogramas)):
    # Calcular diferencia entre fotogramas recortados consecutivos
    dif = cv2.absdiff(cv2.cvtColor(fotogramas[i-1], cv2.COLOR_BGR2GRAY),
                      cv2.cvtColor(fotogramas[i], cv2.COLOR_BGR2GRAY))
    diferencias.append(np.sum(dif))
```

Estos dos fotogramas representan el mayor, que es la parte del código donde dice “np.argmax(diferencias)”, y el menor rango de movimiento, que es la parte de código donde dice “np.argmin(diferencias)”, del video con la finalidad de que, posteriormente, se logre obtener la medida de ambas distancias, ya que la Doctora Nancy Virginia Ortega Betancourt explica que, existe una forma de saber cuándo hay una afección cardiaca con el rango de movimiento. En la Figura 44 se describe el código de este algoritmo.

Figura 44. Código para Detección de movimiento

```
#Detección de movimientos simple
diferencias = []
for i in range(1, len(fotogramas)):
    # Calcular diferencia entre fotogramas recortados consecutivos
    dif = cv2.absdiff(cv2.cvtColor(fotogramas[i-1], cv2.COLOR_BGR2GRAY),
                      cv2.cvtColor(fotogramas[i], cv2.COLOR_BGR2GRAY))
    diferencias.append(np.sum(dif))

# Identificar los índices de las diferencias máxima y mínima
max_idx = np.argmax(diferencias)
min_idx = np.argmin(diferencias)

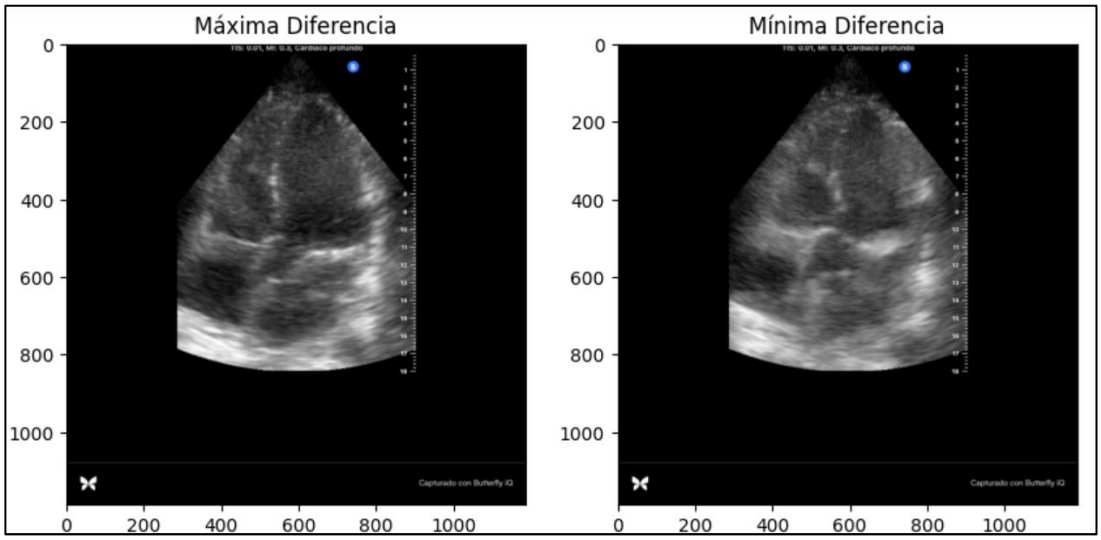
# Visualizar fotogramas con máxima y mínima diferencia
plt.figure(figsize=(10, 5))

plt.subplot(1, 2, 1)
plt.imshow(cv2.cvtColor(fotogramas[max_idx], cv2.COLOR_BGR2RGB))
plt.title('Máxima Diferencia')

plt.subplot(1, 2, 2)
plt.imshow(cv2.cvtColor(fotogramas[min_idx], cv2.COLOR_BGR2RGB))
plt.title('Mínima Diferencia')
```

En la Figura 45, se puede observar el ejemplo de la obtención de las dos imágenes que el sistema experto logró detectar como las que tienen el mayor y menor rango de movimiento, así como se aprecia que existe una diferencia de movimiento entre ambas

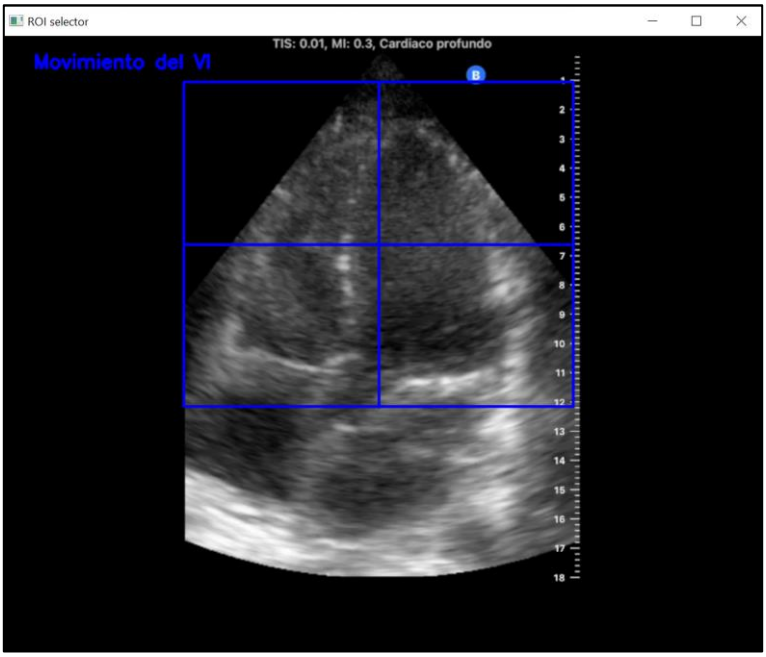
Figura 45. Imágenes con los rangos de máxima y mínima diferencia de movimiento



Encontrando la primera en un estado de diástole (es el estado en el cual el corazón se llena de sangre) y, en el fotograma siguiente, se observa un estado de sístole (que es cuando el corazón bombea la sangre).

Para proseguir con el tratamiento de la imagen, se determinó que sería más conveniente para el sistema poder hacer la selección manual de la Región de Interés (ROI) directamente de la computadora con apoyo del mouse o mouse pad, con lo que el usuario selecciona una sección específica de la imagen, como se distingue en la Figura 46, donde se aprecie mejor solo la sección de los ventrículos cardíacos y permitiendo que el sistema experto identifique mejor el movimiento en las imágenes y se enfoque solamente en el área que estamos seleccionando.

Figura 46. Ejemplo del Selector de ROI



En la Figura 47, que se muestra a continuación, se desglosa el código para la selección del ROI, donde se muestra que se ponen dos códigos de selectROI para que se seleccione el ROI de las 2 imágenes obtenidas con el código anterior, con el código resized se muestra la imagen en el monitor al tamaño de los pixeles definidos en las variables width y height declaradas al principio del código, y se mandan a llamar las dos imágenes obtenidas con el mayor y el menor rango de movimiento. Una vez hecha la selección manual con cv2.selectROI, resulta un imCrop que es la imagen recortada por el usuario.

Figura 47. Código para la selección del ROI

```
width=800
height=800

#con open cv
img1 = imagen_max
img2 = imagen_min

        #redimension de la imagen original
resized1 = cv2.resize(img1, (width, height))
resized2 = cv2.resize(img2, (width, height))

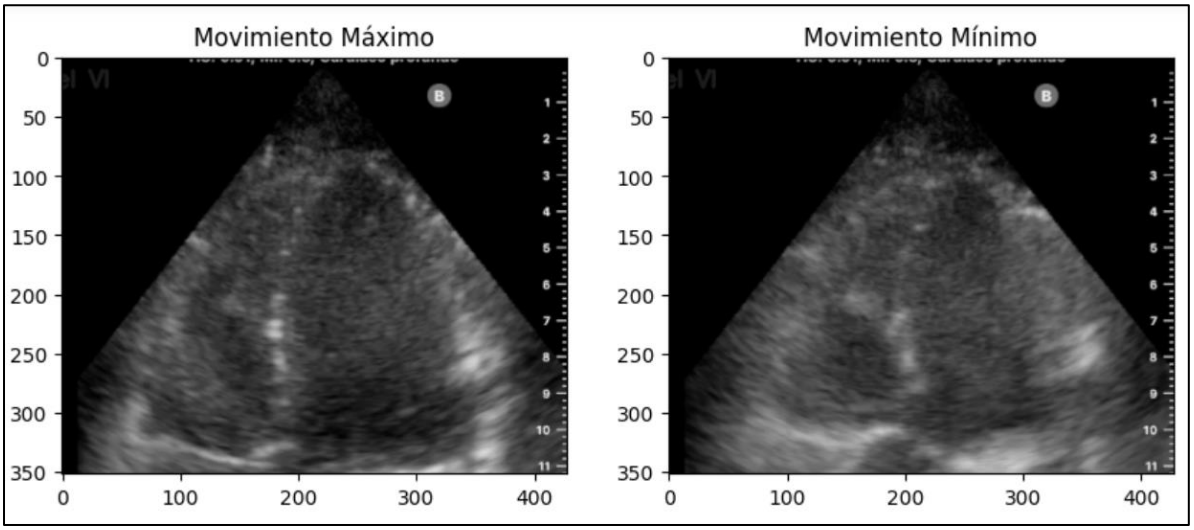
        # Seleccionamos el área de interes ROI

r = cv2.selectROI(resized1)
r = cv2.selectROI(resized2)

        # Corte de la imagen en forma rectangular, esta será la imágen ORIGINAL
imCrop = resized1[int(r[1]):int(r[1]+r[3]), int(r[0]):int(r[0]+r[2])]
imCrop2 = resized2[int(r[1]):int(r[1]+r[3]), int(r[0]):int(r[0]+r[2])]
global salida
global salida2
salida= []#nuevo
salida2= []#nuevo
```

La Figura 48 muestra el ejemplo de las imágenes recortadas mediante el selector del ROI, como se aprecia, la imagen es cortada manualmente justo en el área donde pueden enfocar perfectamente ambos ventrículos en los dos rangos de movimiento, pero esta selección es elegida por el usuario y su objetivo es que el código aplicado a la imagen solo mida las distancias entre los ventrículos y que su visualización sea más clara y precisa.

Figura 48. Corte de Imágenes con los rangos de máxima y mínima diferencia de movimiento a través de ROI



3.2.4.1.3 Cálculo de distancias del ventrículo izquierdo

Como se mencionó anteriormente, se buscó hacer la selección del ROI sobre los ventrículos para poder enfocar al sistema en el estudio de ellos, específicamente el ventrículo izquierdo donde, menciona el experto, se determinará el tipo de movimiento que se denote para establecer un diagnóstico. En esta parte, lo que se realiza es un código que permita que el usuario seleccione la distancia que existe entre el septum (que es la pared central que divide los dos ventrículos) y la pared ventricular izquierda (que es la pared que se puede apreciar en la parte derecha de la imagen como se menciona en los ejemplos anteriores) mediante dos puntos que marca en las secciones mencionadas, de las dos imágenes resultantes de la detección de movimiento, es decir, de las imágenes que tienen el mayor y menor rango de movimiento.

Como se puede ver en la Figura 49, aparece un apartado que se llama calcular punto medio, esta sección tiene como objeto tomar la medida de la distancia que hay entre los dos puntos marcados por el usuario, con la función dibujarPM y definiendo las variables de la función en continuidad debajo de esta función (las variables son eventPM1) , y dibuja un punto justo a la

mitad automáticamente con la función cv2.circle (dibujando el punto en formato de color BGR (Blue, Green, Red) como azul, denominado por el número 255 y con un tamaño de pixel de 1 para que no ocupe espacio en pixeles cuando calcule la distancia, que es ideal en pixeles), dividiendo así la distancia entre los dos puntos rojos marcados con el mismo formato (mandando a llamar al color azul con 255, que significa azul puro).

Figura 49. Código de la función para calcular las distancias

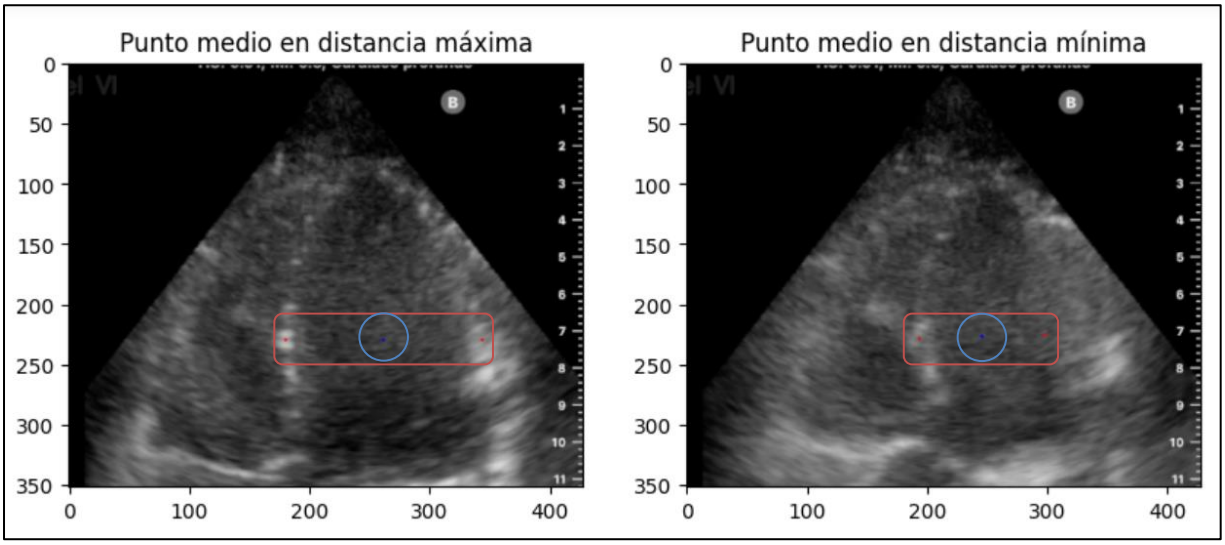
```
# Definimos las funciones para calcular distancias
def calcular_distancia(p1, p2):
    return np.sqrt((p2[0] - p1[0])**2 + (p2[1] - p1[1])**2)

def calcular_punto_medio(p1, p2):
    return ((p1[0] + p2[0]) // 2, (p1[1] + p2[1]) // 2)

# Definimos la función de dibujo
def dibujarPM(eventPM1, x, y, etiquetas, parametros):
    if eventPM1 == cv2.EVENT_LBUTTONDOWN:
        if len(puntos1) < 2:
            puntos1.append((x, y))
            cv2.circle(imagenPM, (x, y), 0, (0, 0, 255), -1)
            cv2.imshow('Dibuja punto medio MAX', imagenPM)
            if len(puntos1) == 2:
                global distanciaMax
                distanciaMax = calcular_distancia(puntos1[0], puntos1[1])
                punto_medio = calcular_punto_medio(puntos1[0], puntos1[1])
                print("punto medio en distancia máxima :", distanciaMax)
                print("Punto medio:", punto_medio)
                cv2.circle(imagenPM, punto_medio, 1, (255, 0, 0), -1)
                cv2.imshow('Dibuja punto medio MAX', imagenPM)
```

A manera de ejemplo se tiene la Figura 50, donde se visualizan dos pequeños puntos color rojo en cada una de las paredes del ventrículo izquierdo en ambas imágenes y, entre esos dos puntos, automáticamente se dibuja un punto medio en color azul justo en el centro. La razón por la que los puntos se dibujan tan pequeños es porque las distancias se determinan en pixeles, y si los puntos son más grandes que 0, quiere decir que puede afectar el tamaño de la distancia total.

Figura 50. Ejemplo del proceso de dibujar 2 puntos para obtener punto medio



Lo anterior es debido a que la experta mencionó que, para poder obtener un diagnóstico certero, lo correcto era evaluar al paciente como se muestra en la Tabla 6, que se elaboró para este estudio, donde se realiza el diagnóstico con el rango de movimiento establecido en porción de porcentaje, este movimiento debe medirse, según la experta, desde un "punto medio dentro del ventrículo", el cual se calcula matemáticamente para evitar disponer de un dato ambiguo.

Tabla 6. Problemas detectados en ecocardiograma

Normal	Cuando el engrosamiento es mayor a 30% o igual al 40% del grosor diastólico.
Hipocinesia	Ocurre cuando hay un engrosamiento menor del 30% y mayor a 10% o engrosamiento menor de 5mm.
Acinesia	Es cuando el engrosamiento es menor del 10% o engrosamiento menor a 2mm.
Discinesia	Movimiento sistólico que se aleja del centro de la cavidad, es decir el movimiento es negativo.
Aneurisma	Deformidad diastólica de la pared ventricular movimiento negativo completo.

Este punto medio funciona para dos acciones de suma importancia, la primera es que se establece como parámetro de la distancia media exacta entre centro del ventrículo y las dos paredes

que nos interesa estudiar y, la segunda acción es que sirve como guía para, después, marcar los puntos del centro a ambas paredes.

El código de la Figura 49, vista anteriormente, se repite en dos ocasiones para poder obtener las distancias de las dos imágenes de los rangos de movimiento máximo y mínimo, es importante este proceso ya que se requiere hacer una comparación entre estos dos rangos de movimiento para obtener el porcentaje de movimiento total del ventrículo.

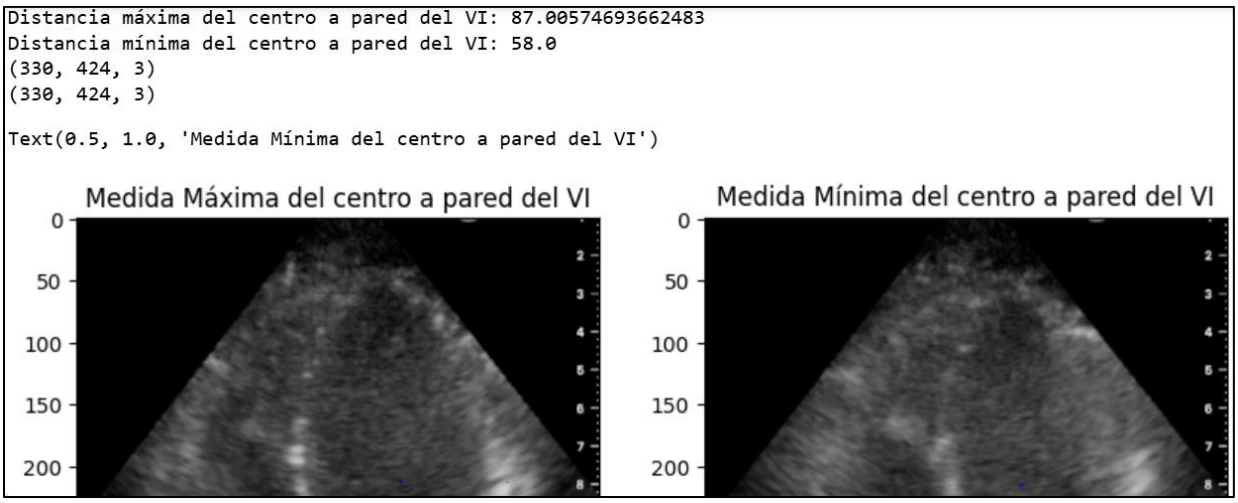
En la Figura 51, se muestra un código semejante al anterior, este código se realizó con la finalidad de poder dibujar los puntos que midan la distancia entre el centro del ventrículo (utilizando el punto medio) y las dos paredes ventriculares. Cabe destacar que, en este código y el código de la Figura 49, se utiliza un evento denominado “dibujar”, el cual nos ayuda a que el usuario pueda seleccionar libremente el espacio o lugar donde desea plasmar los puntos que sean necesarios, en este caso solo se solicita que solo se marquen 2 puntos como referencia para calcular las distancias, ya que si se marcan más de dos puntos se puede incurrir en un error.

Figura 51. Código de la función para calcular las distancias desde el punto medio

```
12
13 def calcular_distanciaMaxCP(p1VI1, p1VI2):
14     return np.sqrt((p1VI2[0] - p1VI1[0])**2 + (p1VI2[1] - p1VI1[1])**2)
15
16
17 def dibujar(event, x, y, etiquetas, parametros):
18     if event==cv2.EVENT_LBUTTONDOWN:
19         if len(puntos1VI) < 2:
20             puntos1VI.append((x, y))
21             cv2.circle(imagen, (x,y), 0, (0,0,255), -1)
22             cv2.imshow('Centro a Pared Ventricular Max',imagen)
23             if len(puntos1VI) == 2:
24                 global distanciaMaxCP
25                 distanciaMaxCP = calcular_distanciaMaxCP(puntos1VI[0], puntos1VI[1])
26                 print("Distancia máxima del centro a pared del VI:", distanciaMaxCP)
27
28 cv2.imshow('Centro a Pared Ventricular Max',imagen)
29 puntos1VI = []
30
31 cv2.namedWindow(winname= 'Centro a Pared Ventricular Max')
32 cv2.setMouseCallback('Centro a Pared Ventricular Max', dibujar)
33
```

Tal como en el caso anterior, en esta programación se repite el código para calcular las distancias máximas y mínimas, pero en esta ocasión se repite el mismo procedimiento para ambas distancias, en la toma de la medida del centro a la pared ventricular y del centro a la pared septal, así como se muestra en la Figura 52, donde se puede apreciar que sistema está funcionando correctamente, ya que si hay una diferencia de menos de 30 píxeles entre ambas distancias.

Figura 52. Ejemplo del resultado de la medición de las distancias en píxeles



3.2.4.1.4 Obtención de diagnóstico mediante el porcentaje

Para poder construir el modelo del sistema con el que se obtiene un prediagnóstico (llamado así ya que un diagnóstico final será la decisión del experto con apoyo de este sistema), se presenta un código que, en primera instancia, realiza un cálculo mediante una función que toma las distancias obtenidas anteriormente y las convierte en porcentaje con una regla de tres, multiplicando la distancia total mínima por cien y dividiéndola entre la distancia máxima para encontrar la porción total de movimiento y así poder dar un diagnóstico al ser interpretado.

En la Figura 53 se observa el código de la función para calcular el porcentaje de la proporción que se mueve, donde obtenemos un resultado de 34% y 33% para la pared ventricular y septal, respectivamente.

Figura 53. Código de la función para calcular el porcentaje

```
#Función para calcular el porcentaje

#CP = Centro a pared ventricular
#CS = Centro a pared septal

DCP1= distanciaMaxCP
DCS1= distanciaMaxCS
DCS2= distanciaMinCS
DCP2= distanciaMinCP

difdistCP = ((DCP2*100) // DCP1 )
difdistCS = ((DCS2*100) // DCS1 )

ProporciónTotalCP = (100-difdistCP)
ProporciónTotalCS = (100-difdistCS)

print(f"Proporción Distancia centro a pared ventricular: {ProporciónTotalCP:.2f} %")
print(f"Proporción Distancia centro a pared septal: {ProporciónTotalCS} %")
```

```
Proporción Distancia centro a pared ventricular: 34.00 %
Proporción Distancia centro a pared septal: 33.0 %
```

Posterior a este resultado, se desarrolló el código, mostrado en la Figura 54, para el algoritmo de diagnóstico basado en la Tabla 6, que es donde se determinan los diagnósticos de acuerdo con los porcentajes de movimiento determinados por la Dra. Urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt, estos funcionan dependiendo de la proporción de distancia que se obtuvo en el código aplicado anteriormente y en los porcentajes obtenidos.

En el modelo de programación de la Figura 54, se muestra como es aplicada una función condicional, donde encuentra el diagnóstico de acuerdo con los cumplimientos de estas condiciones que son basadas en las proporciones de las distancias y te regresa el nombre de la

afección cardiaca que padece, en caso de tener una afección, y si no solo regresa el resultado de normalidad cardiaca y lo imprime.

Figura 54. Código de evaluación diagnóstica por función condicional

```
1
2  def determinar_categoria2(proporcion_total2):
3      if 30 <= proporcion_total2 <= 45:
4          return "Normal"
5      elif 11 <= proporcion_total2 <= 29:
6          return "Hipocinesia"
7      elif 0 < proporcion_total2 <= 10:
8          return "Acinesia"
9      else:
10         return "Discinesia o Aneurisma"
11
12
13     global categoria_CP
14     global categoria_CS
15
16 categoria_CP = determinar_categoria2(ProporciónTotalCP)
17 categoria_CS = determinar_categoria2(ProporciónTotalCS)
18
19 print(f"Categoría para Distancia centro a pared ventricular: {categoria_CP}")
20 print(f"Categoría para Distancia centro a pared septal: {categoria_CS}")
```

```
Categoría para Distancia centro a pared ventricular: Normal
Categoría para Distancia centro a pared septal: Normal
```

Tomando como referencia la Tabla 6 y los porcentajes anteriores, podemos concluir que la obtención de resultados es óptima y que el sistema funciona correctamente hasta este punto.

El proceso anterior se repite completamente para la evaluación de un video donde muestren 2 o 3 cámaras según sea el caso o la disponibilidad de imágenes, ya que la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt solicita que se evalúen 2 enfoques distintos para corroborar el diagnóstico y aumentar el índice de eficiencia del sistema.

3.2.4.2 Módulo de las escalas de riesgo

Debido a que los factores de padecer un ataque al corazón son cuantiosos, es necesario obtener más información, aparte de que nos brindan imágenes, para proceder con el paciente de forma oportuna y eficiente.

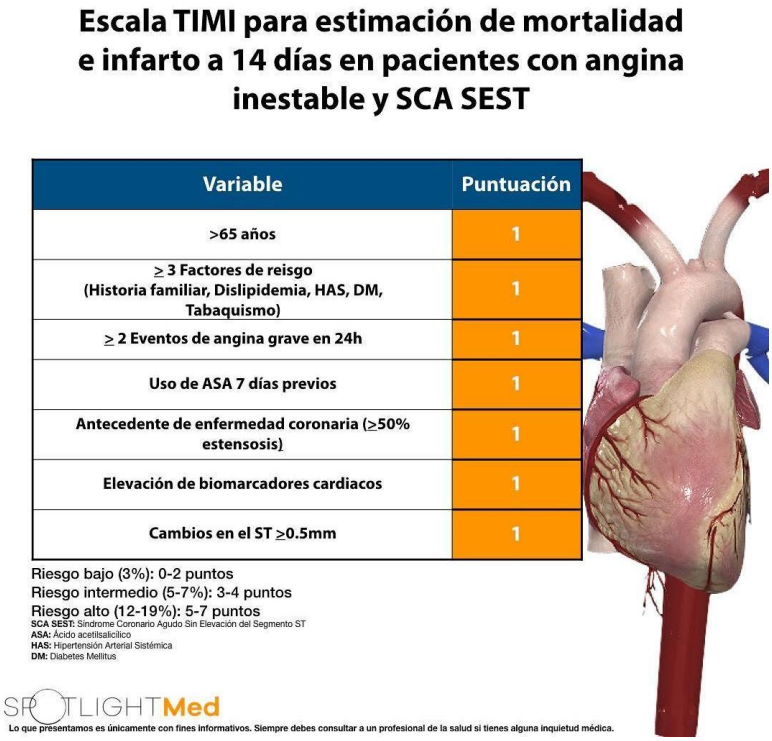
En el proceso de obtener información valiosa que sea de apoyo a la toma de decisiones cuando un paciente ingresa con un dolor agudo o signos de un infarto o preinfarto, se obtuvo que en la mayoría de los procesos hospitalarios de esta índole se aplican herramientas de apoyo para obtener la información correspondiente, en este caso, la experta hizo hincapié en que se utilicen 2 formatos de escalas certificadas que ella ocupa para diagnosticar no sólo el riesgo de infarto, sino el riesgo de mortalidad post infarto.

3.2.4.2.1 Escala TIMI

La primera escala considerada fue la escala TIMI, que es adecuada para síndromes coronarios no ST. Resultados del análisis multivariado utilizando las siete variables utilizadas en la cohorte. Es ampliamente aceptado porque es fácil de usar, puede evaluar aspectos clínicos y factores de riesgo y permite homogeneizar los resultados entre pacientes, pero sacrifica el poder predictivo en aras de la simplicidad. La escala se aplica sumando un punto a cada variable indicadora en función de la información del paciente.

Según su resultado se clasifican los pacientes en tres grupos de riesgo de acuerdo con el riesgo de presentar un desenlace compuesto: riesgo bajo de 0-2 puntos con probabilidad de 4.7-8.3%; intermedio de 3-4 puntos con un riesgo entre 13.2 y 19.9% y alto de 5-7 puntos, lo cual nos indica un riesgo entre 26.2 y 40.9% (Aristizábal et al., 2014), tal como se muestra en la Figura 55.

Figura 55. Parámetros en la Escala TIMI



3.2.4.2.2 Modelación de calculadora de Escala TIMI

Se desarrolló un modelo de calculadora basada en la Figura 55, a petición de la experta, en código, como se muestra en seguida en la Figura 56, para obtener el nivel de riesgo bajo los criterios de esta escala, ya que comenta la Doctora urgencióloga Nancy que es un sistema amigable con el área de urgencias porque no requiere pruebas muy laboriosas o que tardadas en el proceso de obtención de resultados, lo que es un factor de gran importancia debido a la rapidez con la que se deben procesar los pacientes con estos padecimientos.

El código descrito en la Figura 56, se explica de manera en que se ingresan los datos de las diversas variables a evaluar para la escala TIMI, donde se dividen prácticamente en datos de historial familiar y datos clínicos. Estos datos son introducidos manualmente por el usuario y se

presiona un botón para calcular el resultado, donde se obtendrá el nivel de riesgo que presenta el paciente de sufrir un infarto o de mortandad.

Figura 56. Código para la Calculadora TIMI

```
    # Calcular la puntuación TIMI
    edad = int(self.edad_entry.get())
    historial_familiar = self.historial_familiar_var.get()
    dislipidemia = self.dislipidemia_var.get()
    eventos_angina = int(self.eventos_angina_var.get()) if self.eventos_angina_var.get().isdigit()
    else 2 if self.eventos_angina_var.get() == "Más" else 0
    antecedentes_coronaria = self.antecedentes_coronaria_var.get() == "Mayor al 50%"
    uso_ASA = self.uso_ASA_var.get()
    cambios_ST = self.cambios_ST_var.get() == "Mayor a 0.5mm"

    # Parámetros de género y valores clínicos
    genero = self.genero_var.get()
    troponina = float(self.troponina_entry.get())
    ck = float(self.ck_entry.get())
    ckmb = float(self.ckmb_entry.get())
    mioglobina = float(self.mioglobina_entry.get())
```

En la Figura 57 se muestra el modelo de puntuación en código donde, dependiendo de la selección de las respuestas basadas en los datos personales del paciente, se determina si equivale a 1 o a 0, según corresponda, también aplica en los datos clínicos.

Figura 57. Código de puntuación de la Escala TIMI

```
    # Sumar los puntos
    puntuacion = 0
    puntuacion += 1 if edad > 65 else 0
    puntuacion += 1 if historial_familiar else 0
    puntuacion += 1 if dislipidemia else 0
    puntuacion += 1 if eventos_angina >= 2 else 0
    puntuacion += 1 if antecedentes_coronaria else 0
    puntuacion += 1 if uso_ASA else 0
    puntuacion += 1 if cambios_ST else 0

    # Verificar valores clínicos
    if troponina >= 14:
        puntuacion += 1
    if genero == "Hombre":
        if ck >= 174 or ckmb > 200:
            puntuacion += 1
    elif genero == "Mujer":
        if ck >= 140 or ckmb > 168:
            puntuacion += 1
    if mioglobina < 25 or mioglobina > 72:
        puntuacion += 1
```

Y, en la Figura 58, se realiza el cálculo de la puntuación final para determinar el riesgo, donde el resultado se mostrará en la interfaz gráfica.

Figura 58. Código para determinar el riesgo en la escala TIMI

```
    # Determinar el riesgo basado en la puntuación
    if puntuacion <= 2:
        riesgo = "Riesgo bajo - 3%"
    elif 3 <= puntuacion <= 4:
        riesgo = "Riesgo intermedio - 5 a 7%"
    else:
        riesgo = "Riesgo alto - 12 a 19%"

    # Mostrar el resultado en la etiqueta
    self.resultado_label.config(text=f"Puntuación TIMI: {puntuacion}\n{riesgo}")

    pass

```

3.2.4.2.3 Escala HEART

La puntuación HEART es una prueba sencilla diseñada para estratificar a los pacientes que acuden al servicio de urgencias con dolor en el pecho en función de su riesgo a corto plazo de desarrollar un síndrome coronario agudo. Inicialmente se estableció con troponinas de cuarta generación, pero la aparición de troponinas altamente sensibles obligó a incluirlas en la evaluación y reevaluación de su comportamiento (Cortés et al., 2018). La puntuación HEART se calcula incluyendo datos sobre el informe del paciente, la edad, los factores de riesgo coronario, el electrocardiograma (ECG) y la troponina al ingreso. El Cardiac Score clasifica el riesgo de un paciente de sufrir un evento cardiovascular dentro de los 30 días posteriores a la presentación en riesgo bajo (0-3 puntos), riesgo intermedio (4-6 puntos) y riesgo alto (7-7) 10 puntos. (Cortés et al., 2018).

A continuación, en la Tabla 7 se muestran los parámetros de la escala HEART, los cuales fueron plasmados en código para poder obtener la calculadora de dicha escala.

Tabla 7. Parámetros de la Escala HEART

SCORE HEART	SCORE
Historia	
Alta sospecha	2
Moderada sospecha	1
Leve sospecha	0
Electrocardiograma	
Depresión ST	2
Alteración	1
Normal	0
Edad	
>65 años	2
45-65 años	1
<45 años	0
Factores de Riesgo	
Tres o más factores	2
Uno o dos factores	1
Sin factores	0
Troponina I	
>3 veces el límite	2
1-3 veces el límite	1
<1x límite normal	0

3.2.4.2.4 Modelación de calculadora de escala HEART

Se elaboró un modelo en código para una calculadora de la escala HEART con base en la Tabla 7, dicho código se presenta en la siguiente Figura 59, en el cual, al igual que en la calculadora anterior, se solicitan los datos personales del paciente o se obtienen, según sea el caso, por ejemplo, en datos de historial familiar o en datos clínicos de pruebas realizadas al momento del ingreso a la sala de urgencias.

La Figura 59 muestra la evaluación de los datos introducidos en la interfaz y los delimita con líneas de código condicionales para obtener los parámetros deseados dentro del sistema experto.

Figura 59. Código de la Calculadora de la Escala HEART

```
    def calcular_heart_score(self):
        heart_score = 0

        historia = self.historia_combo.get()
        if historia == "Altamente sospechosa":
            heart_score += 2
        elif historia == "Sospecha moderada":
            heart_score += 1

        ecg = self.ecg_combo.get()
        if ecg == "Desviación ST significativa":
            heart_score += 2
        elif ecg == "Alteraciones inespecíficas de la repolarización":
            heart_score += 1

        edad = int(self.edad_combo.get())
        if edad >= 65:
            heart_score += 2
        elif 45 <= edad < 65:
            heart_score += 1

        factores = self.factores_combo.get()
        if factores == ">= 3 factores de riesgo o enfermedad aterosclerótica":
            heart_score += 2
```

La Evaluación se desarrolla como se muestra en la Figura 60, donde escriben las reglas condicionales y al final te muestra la evaluación en el color predeterminado según la gravedad del riesgo, en este ejemplo el color cuando se obtiene un “Alto Riesgo” es el color rojo, pero si es riesgo moderado o riesgo bajo se muestra el texto en color negro.

Figura 60. Código de la Evaluación diagnóstica

```
        troponina = self.troponina_combo.get()
        if troponina == ">= 3 veces el límite normal":
            heart_score += 2
        elif troponina == "1-3 veces el límite normal":
            heart_score += 1

        if heart_score > 6:
            riesgo = "Alto riesgo"
            color = "red"
        elif 4 <= heart_score <= 6:
            riesgo = "Riesgo moderado"
            color = "black"
        else:
            riesgo = "Bajo riesgo"
            color = "black"

        self.heart_score_resultado.config(text=f"Puntaje HEART: {heart_score}\nRiesgo: {riesgo}", fg=color)

        pass
```

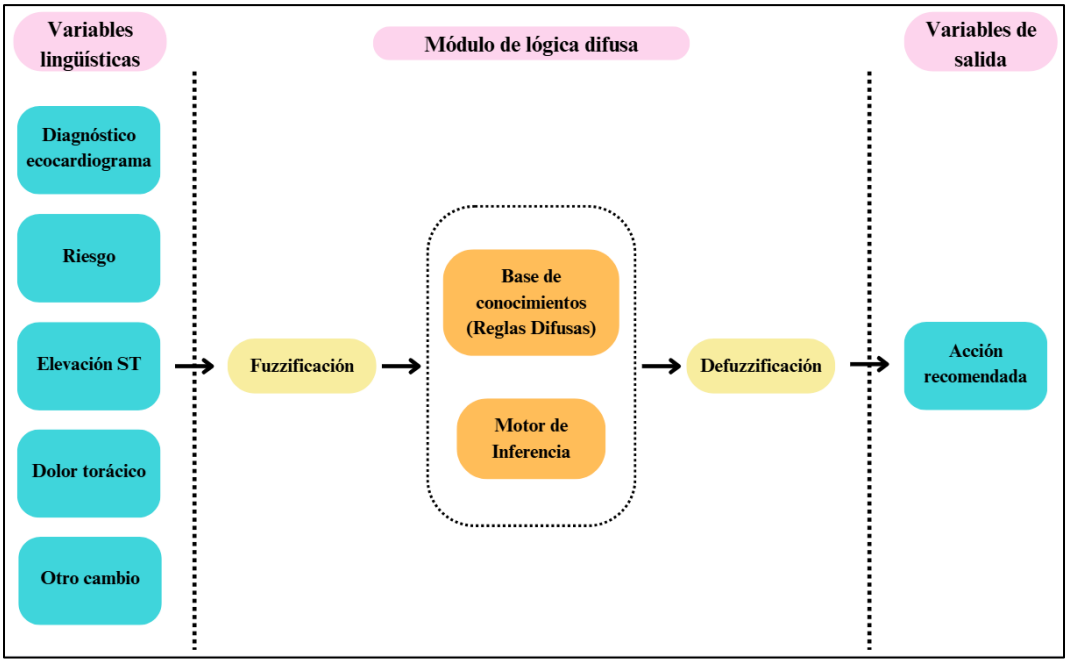
3.2.5 Fase 6. Diseño y modelación de módulo de lógica difusa

En un entorno como el de urgencias médicas, la incertidumbre es una variable constante. Las decisiones se toman en base a datos que, muy a menudo, son más subjetivos y menos determinísticos. Es en este momento donde la lógica difusa se deriva en una herramienta esencial para el área de urgencias, ya que permite modelar razonamientos humanos que actúan como valores de imprecisión y subjetividad, pero que son indispensables para la toma de decisiones clínicas.

En el SADC, la lógica difusa se desarrolla como el último módulo del sistema, estableciéndose como parte imprescindible. Este componente actúa como un módulo conciliador de los resultados generados por los módulos previos: el procesamiento de imágenes y las escalas de riesgo. La lógica difusa convierte las salidas de estos datos en información clara y práctica, presentando sugerencias al personal médico en forma de planes de acción fundamentados en la experiencia y el conocimiento especializado del sistema dado por la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt.

El diseño de este módulo basado en lógica difusa se puede representar tal como se muestra en la Figura 61:

Figura 61. Elementos y procesos del modelo de lógica difusa



Y se conforma de una serie de pasos que garantizan su robustez y efectividad, los cuales se explican a continuación:

3.2.5.1 Definición de variables lingüísticas:

Esta es la sección donde se identifican y modelan las variables clave del sistema de LD, que en este caso se comprenden por parámetros clínicos (ejemplo: "nivel de riesgo cardíaco", "anomalías detectadas en imágenes"), en términos comprensibles como bajo, moderado o alto, para el caso del riesgo.

Para este proyecto se han identificado cinco variables de impacto, las cuales son determinadas por la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt, para la modelación del Módulo de lógica difusa que complementa al SADC, las cuales son:

- Diagnóstico del ecocardiograma
- Riesgo
- Elevación del ST
- Dolor torácico
- Otro cambio

Las dos primeras variables son obtenidas mediante los dos módulos del SADC (el procesamiento de imágenes y las escalas de riesgo), la elevación del ST y otro cambio son obtenidas del electrocardiograma y el dolor torácico es el síntoma con el que el paciente puede o no llegar al área de urgencias. Al combinar todas estas variables con el conocimiento de la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt, se obtiene la variable de salida:

- Acción recomendada

Esta variable emula el conocimiento experto, realizando un análisis de las variables dentro del sistema de LD y dando una sugerencia médica que sea congruente con las acciones que tomaría un experto, en este caso la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt. Al procesarse dentro del módulo de LD, las variables pueden tomar diversos valores, estableciendo con estas variables 105 reglas de inferencia.

Para la modelación del módulo de lógica difusa del SADC se manejan cinco variables lingüísticas con sus respectivos conjuntos difusos, a los cuales se les ha asignado un valor, el cual se muestra a continuación en la Tabla 8, donde expone el concentrado de las variables lingüísticas, su etiqueta, la forma del conjunto y el intervalo al que corresponde, para la programación en Python®:

Tabla 8. Variables y conjuntos difusos del módulo de lógica difusa

Variables	Etiqueta	Forma del conjunto	Intervalo
Diagnóstico Ecocardiograma	Acinesia	Triangular	[-1,0,0.5]
	Aneurisma	Triangular	[1.6,2,2.5]
	Discinesia	Triangular	[0.6,1,1.5]
	Hipocinesia	Triangular	[3.6,4,4.5]
	Normal	Triangular	[2.6,3,3.5]
Riesgo	Bajo	Triangular	[-1,0,0.5]
	Medio	Triangular	[0.6,1,1.5]
	Alto	Triangular	[1.6,2,2.5]
Elevación ST en electrocardiograma	Si	Triangular	[-1,0,0.5]
	No	Triangular	[0.6,1,1.5]
Dolor torácico	Si	Triangular	[-1,0,0.5]
	No	Triangular	[0.6,1,1.5]
Otro cambio en electrocardiograma	Si	Triangular	[-1,0,0.5]
	No	Triangular	[0.6,1,1.5]

3.2.5.2 Establecimiento de reglas difusas o de inferencia

Una parte fundamental de este módulo es la creación de un conjunto de reglas lógicas con base en el conocimiento médico experto, que en este caso estaría capitalizando el conocimiento de la Dra. Urgencióloga Nancy Virginia Ortega Betancourt, de la clase de “si-entonces”, para relacionar variables de entrada con posibles acciones de recomendación

Se propone que el sistema contenga lo esencial para obtener un óptimo resultado y que este sea de apoyo para el usuario, el SADC será tan preciso y experto como lo sean los datos introducidos en el mismo. Las reglas de inferencia deben realizarse con todas las combinaciones posibles que puedan presentarse, y empezamos haciéndolas en una hoja de Excel, como se muestra a continuación un fragmento en la Tabla 9, las reglas de inferencia totales se encuentran en el ANEXO B.

Tabla 9. Ejemplo de tabla de reglas de inferencia

			Electrocardio-grama			
Regla #	**Ecocardiografía**	**Riesgo**	**Elevación ST**	**Otro cambio**	**Dolor torácico**	**Acción**
Rule 1	Normal	Bajo	no'	no'	no'	Alta
Rule 2	Normal	Bajo	si'	no'	no'	Observación y estudio de control
Rule 3	Normal	Bajo	no'	si'	no'	Observación y estudio de control
Rule 4	Normal	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 5	Normal	Bajo	si'	si'	no'	Observación y estudio de control
Rule 6	Normal	Bajo	no'	si'	si'	Observación y estudio de control
Rule 7	Normal	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 8	Normal	Medio	no'	no'	no'	Consulta Cardiología
Rule 9	Normal	Medio	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 10	Normal	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 11	Normal	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis

De la Tabla 9 se ocupan los parámetros de “Ecocardiograma” donde se van a considerar los resultados de las imágenes obtenidas, estos resultados pueden ser: normal, hipocinesia, discinesia, acinesia o aneurisma; esto será determinado en el módulo de procesamiento de imágenes. También se tiene el parámetro de “Riesgo”, donde se determina basado en el módulo de escalas de riesgo y las variables que se pueden obtener son: bajo, medio y alto; refiriéndose al nivel de riesgo que se tiene de acuerdo con sus análisis clínicos. De ahí se considera el parámetro de “Electrocardiograma” el que se dividirá en dos secciones: elevación del ST y otro cambio en el electro; estos son interpretados por el usuario y se ingresan al SADC y por último se determina el dolor torácico, puesto que es un síntoma de suma importancia en el diagnóstico de cualquier

afección cardíaca, este solo varía en sí y no; y se determina hablando con el paciente o con sus familiares si el paciente está imposibilitado.

3.2.5.3 Fuzzificación

En esta sección se convierten los datos precisos de las variables de salida de los módulos previos (módulos de procesamiento de imágenes y escalas de riesgo) en valores difusos para la representación de la incertidumbre inherente. Aquí se asigna el valor de pertenencia a cada conjunto difuso de cada variable, a continuación, se presenta la modelación de las variables lingüísticas presentadas anteriormente, esta modelación está hecha con el modelo Mamdani programada en Python®.

3.2.5.3.1 Diagnóstico del ecocardiograma

El diagnóstico del ecocardiograma es una variable lingüística obtenida a través del módulo de procesamiento de imágenes. Para esta variable se consideran cinco casos, y cada uno de ellos define a un conjunto difuso y las ecuaciones que explican los grados de pertenencia de cada uno de los conjuntos de esta variable se muestran a continuación:

- **Acinesia**: es la variable que describe la falta de movimiento o contracción de alguna parte del miocardio y su ecuación se representa:

Ecuación 12

$$\boldsymbol{\mu_{Acinesia}: \{1;\ X = 1}$$

- **Discinesia:** que sucede una región del miocardio se contrae y se mueve de manera anormal, generalmente se detecta porque se mueve hacia afuera, en lugar de hacer la contracción normal hacia adentro y su ecuación se expresa:

Ecuación 13

$$\boldsymbol{\mu_{Discinesia}: \{1;\ X = 2}$$

- **Aneurisma:** esta variable se presenta cuando el corazón presenta un abultamiento que se encuentra en la pared del ventrículo y su ecuación se expresa:

Ecuación 14

$$\boldsymbol{\mu_{Aneurisma}: \{1;\ X = 3}$$

- **Normal:** que es cuando el movimiento del miocardio no tiene ninguna alteración y se ve, valga la redundancia, normal y su ecuación se expresa:

Ecuación 15

$$\boldsymbol{\mu_{Normal}: \{1;\ X = 4}$$

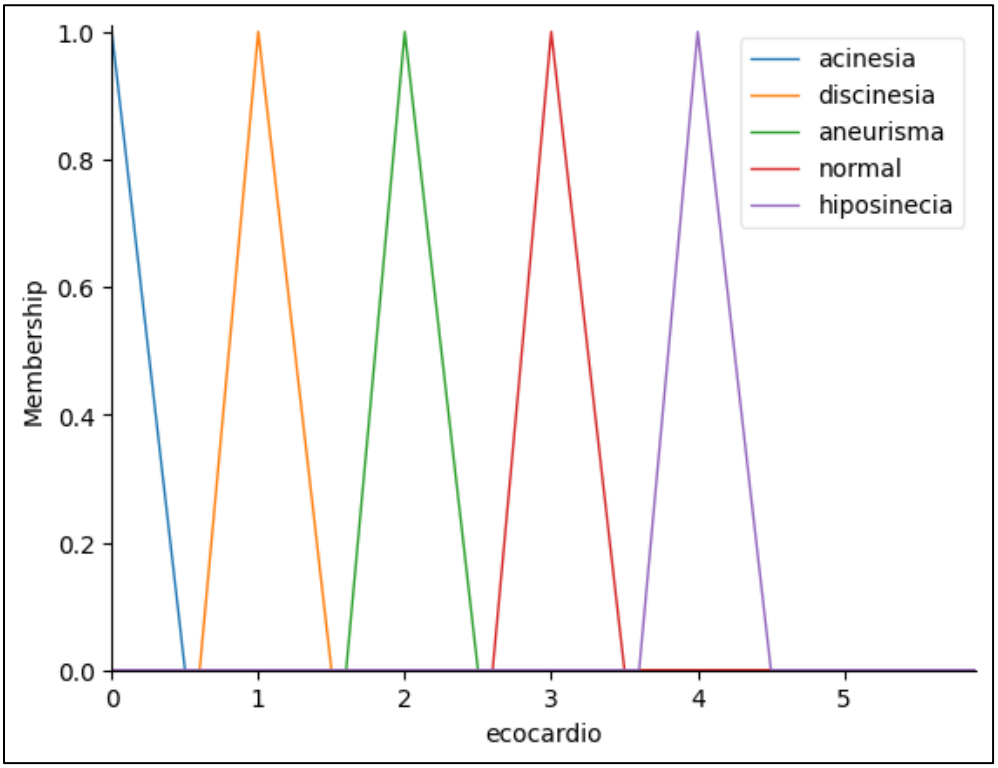
- **Hipocinesia:** se da cuando el miocardio tiene un movimiento disminuido en alguna región cuando este se contrae y su ecuación se expresa:

Ecuación 16

$$\boldsymbol{\mu_{Hipocinesia}: \{1;\ X = 5}$$

Como se observa en la Figura 62, se presentan los conjuntos difusos explicados anteriormente para esta variable lingüística (diagnóstico del ecocardiograma), si esta variable representara a alguno de los conjuntos difusos (acinesia, discinesia, aneurisma, normal o hipocinesia), tendría un grado de pertenencia de 1 en cualquiera de los datos.

Figura 62. Variable ecocardio y conjuntos difusos (acinesia, discinesia, aneurisma, normal e hipocinesia).



3.2.5.3.2 Riesgo

El diagnóstico del riesgo es una variable lingüística obtenida a través del módulo de calculadora de escala de riesgo, este se puede obtener por la escala TIMI o la escala HEART y determina la probabilidad de tener eventos cardiovasculares adversos ante la sospecha de un síndrome coronario agudo (SCA) y ayuda a determinar qué tipo de atención requiere un paciente. Para esta variable se consideran tres casos de riesgo, y cada uno de ellos define a un conjunto difuso con su respectiva ecuación que explican los grados de pertenencia de los conjuntos difusos, los cuales son:

- **Bajo:** los pacientes de **riesgo bajo** pueden ser observados brevemente o dados de alta con menor intervención y su ecuación se expresa:

Ecuación 17

$$\boldsymbol{\mu_{Bajo}}:\{\mathbf{1};\ \boldsymbol{X}=\mathbf{1}$$

- **Medio:** si los pacientes presentan **riesgo medio** requieren más atenciones como monitoreo y pruebas diagnósticas adicionales y su ecuación se expresa:

Ecuación 18

$$\boldsymbol{\mu_{Medio}}:\{\mathbf{1};\ \boldsymbol{X}=\mathbf{2}$$

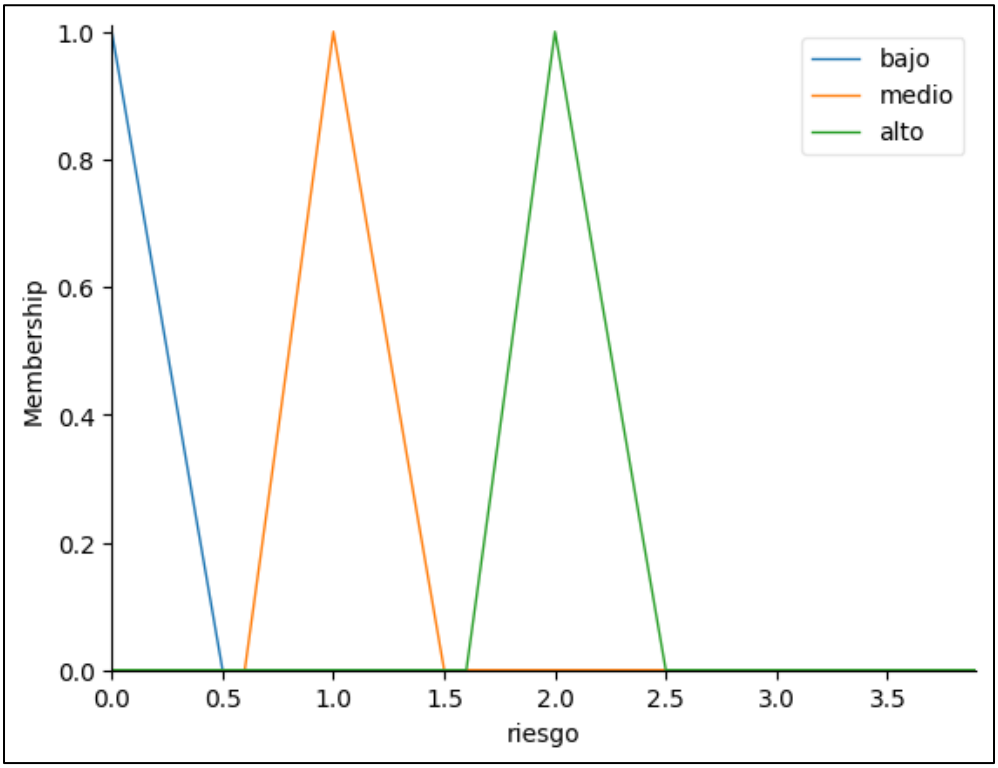
- **Alto:** y los pacientes de **riesgo alto** requieren una acción rápida para prevenir complicaciones mayores después, generalmente de carácter intervención quirúrgica o tratamientos más invasivos y su ecuación se expresa:

Ecuación 19

$$\boldsymbol{\mu_{Medio}}:\{\mathbf{1};\ \boldsymbol{X}=\mathbf{3}$$

Como se observa en la Figura 63, se grafican los conjuntos difusos explicados anteriormente para esta variable lingüística nombrada Riesgo, si esta variable representara a alguno de los conjuntos difusos que son bajo, medio y alto, tendría un grado de pertenencia de 1 en cualquiera de los datos.

Figura 63. Variable riesgo y conjuntos difusos (bajo, medio y alto)



3.2.5.3.3 Elevación ST en electrocardiograma

La elevación de ST es una variable lingüística obtenida a través de un electrocardiograma ya que con esta prueba se detectan anomalías del ritmo (cambios específicos en los segmentos ST), conducción y estructura del corazón, si es que existe una elevación del segmento ST, significa que el corazón puede estar sufriendo alguna alteración como un infarto Para esta variable se consideran dos casos, y cada uno de ellos define a un conjunto difuso y las ecuaciones que explican los grados de pertenencia de cada uno de los conjuntos de esta variable se muestran a continuación:

- **Si:** el paciente requiere tratamiento urgente (angioplastia o trombólisis) para restaurar el flujo sanguíneo y prevenir daño permanente al corazón y su ecuación se expresa:

Ecuación 20

$$\mu_{Si}: \{1;\ X = 1$$

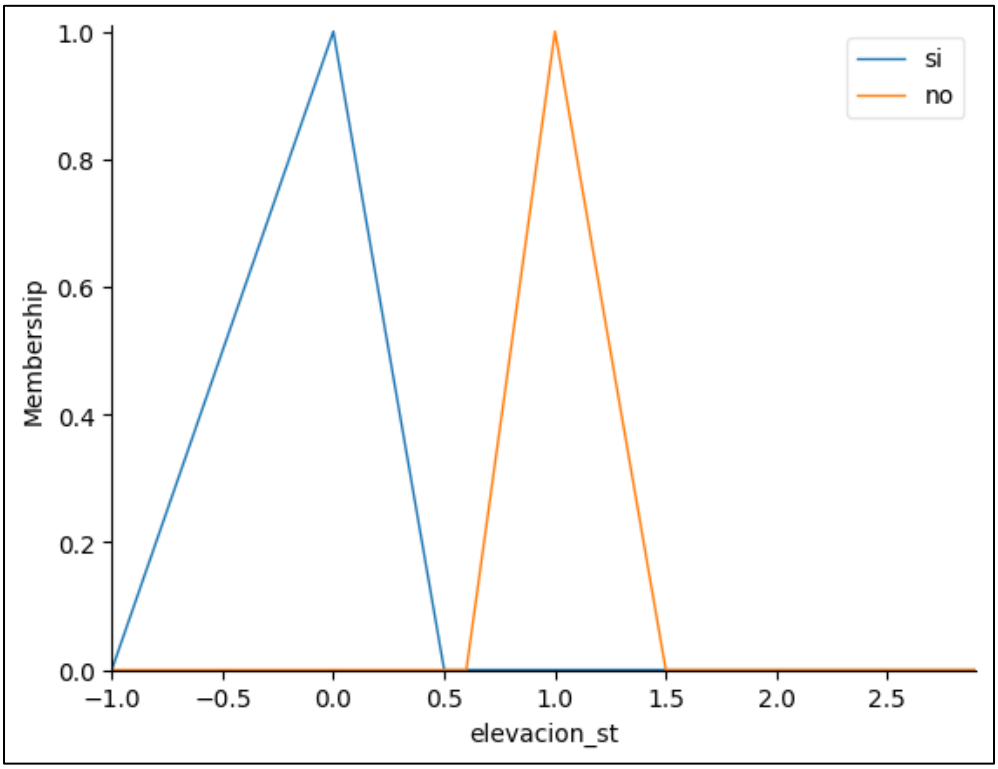
- **No:** si los pacientes no presentan una elevación en el ST, no representa mayor riesgo, a menos que el paciente presente otros síntomas. Su ecuación se expresa:

Ecuación 21

$$\mu_{No}: \{1;\ X = 2$$

Como se observa en la Figura 64, se grafican los conjuntos difusos explicados anteriormente para esta variable lingüística nombrada Elevación del ST, si esta variable representara a alguno de los conjuntos difusos que son si y no, tendría un grado de pertenencia de 1 en cualquiera de los datos.

Figura 64. Variable elevación del ST y conjuntos difusos (si y no)



3.2.5.3.4 Dolor torácico

El diagnóstico del dolor torácico es una variable lingüística obtenida a través de la experiencia actual del paciente al instante de ingresar a urgencias y ser evaluado. Para esta variable se consideran dos casos, y cada uno de ellos define a un conjunto difuso y las ecuaciones que explican los grados de pertenencia de cada uno de los conjuntos de esta variable se muestran a continuación:

- **Si:** el paciente requiere tratamiento urgente para un diagnóstico oportuno y prevenir daño permanente al corazón y su ecuación se expresa:

Ecuación 22

$$\boldsymbol{\mu_{Si}}:\{\mathbf{1};\ \boldsymbol{X}=\mathbf{1}$$

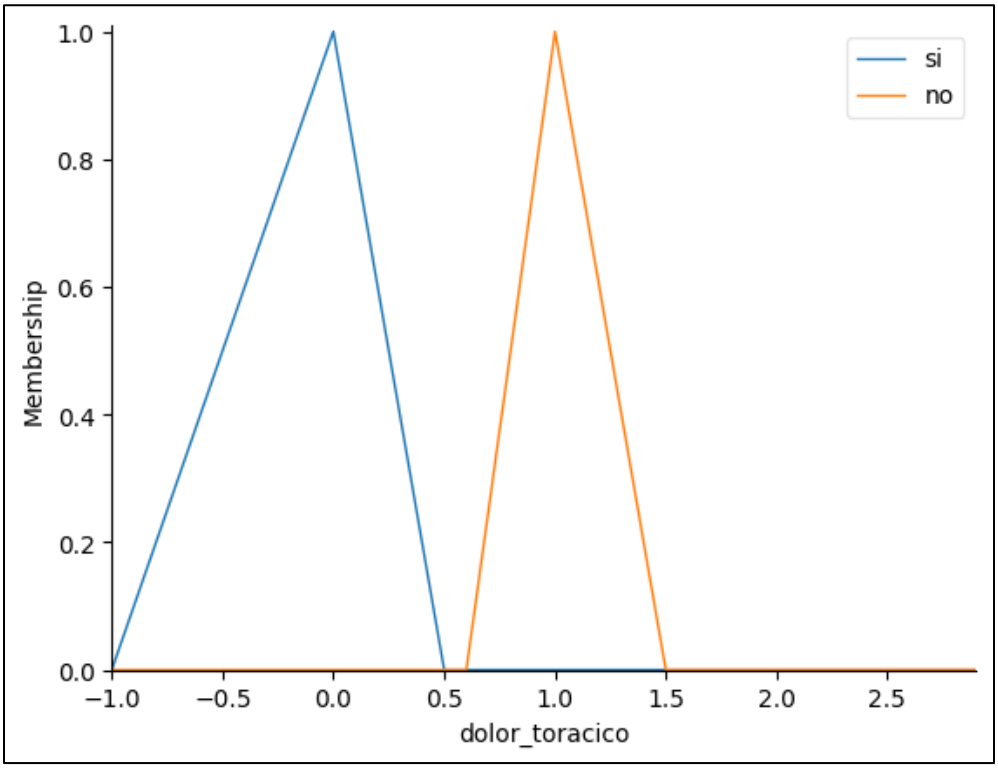
- **No:** si los pacientes no presentan dolor torácico, no representa mayor riesgo, a menos que el paciente presente otros síntomas. Su ecuación se expresa:

Ecuación 23

$$\boldsymbol{\mu_{No}}:\{\mathbf{1};\ \boldsymbol{X}=\mathbf{2}$$

Como se observa en la Figura 65, se grafican los conjuntos difusos explicados anteriormente para esta variable lingüística nombrada Dolor torácico, si esta variable representara a alguno de los conjuntos difusos que son si y no, tendría un grado de pertenencia de 1 en cualquiera de los datos.

Figura 65. Variable dolor torácico y conjuntos difusos (si y no)



3.2.5.3.5 Otro cambio del electrocardiograma

La otro cambio del electrocardiograma es una variable lingüística obtenida a través de un electrocardiograma ya que con esta prueba se detectan anomalías del ritmo, conducción y estructura del corazón, si es que existe algún otro cambio independiente de la elevación del segmento ST, significa que el corazón puede estar sufriendo alguna alteración como un infarto Para esta variable se consideran dos casos, y cada uno de ellos define a un conjunto difuso y las ecuaciones que explican los grados de pertenencia de cada uno de los conjuntos de esta variable se muestran a continuación:

- **Si:** el paciente requiere tratamiento urgente (angioplastia o trombólisis) para restaurar el flujo sanguíneo y prevenir daño permanente al corazón y su ecuación se expresa:

Ecuación 24

$$\mu_{Si}: \{1;\ X = 1$$

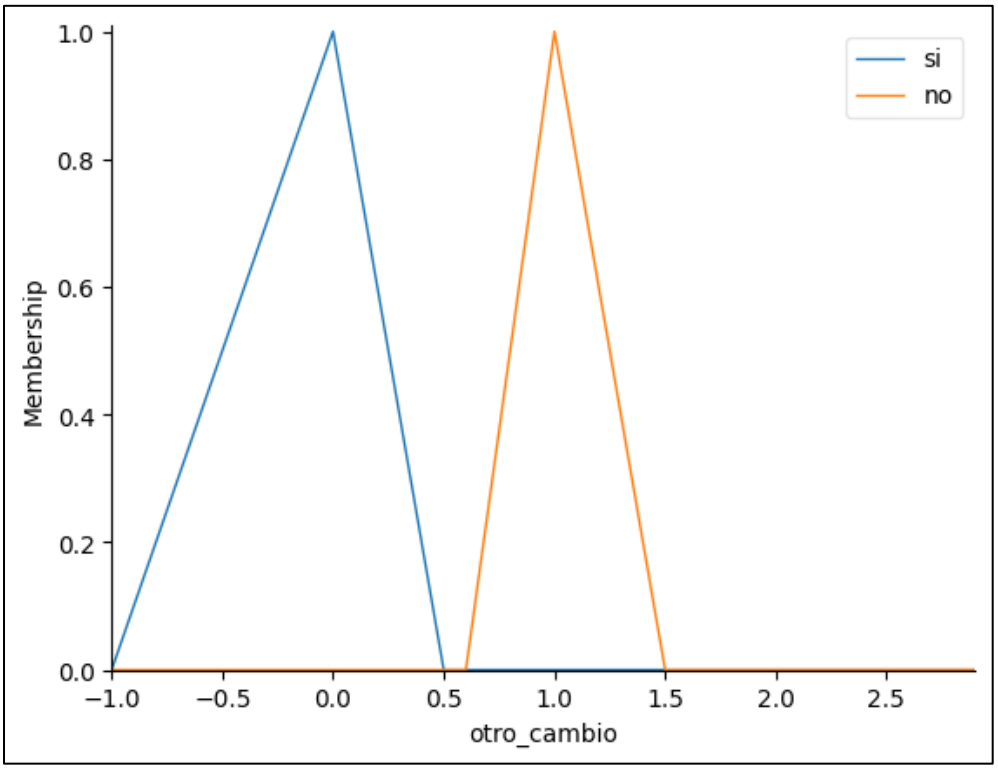
- **No:** si los pacientes no presentan otro cambio, no representa mayor riesgo, a menos que el paciente presente otros síntomas. Su ecuación se expresa:

Ecuación 25

$$\mu_{No}: \{1;\ X = 2$$

Como se observa en la Figura 66, se grafican los conjuntos difusos explicados anteriormente para esta variable lingüística nombrada Otro cambio, si esta variable representara a alguno de los conjuntos difusos que son si y no, tendría un grado de pertenencia de 1 en cualquiera de los datos.

Figura 66. Variable otro cambio y conjuntos difusos (si y no)



3.2.5.4 Modelación del módulo de Lógica Difusa

Esta sección redacta que el motor de inferencia funciona aplicando las reglas difusas definidas para la evaluación de las variables de entrada y generar conclusiones o sugerencias médicas basadas en patrones difusos. En la Figura 67 se muestra a continuación parte del código del módulo de lógica difusa.

Figura 67. Fragmento de código de módulo de LD

```
#Importar librerías
import skfuzzy as fuzz
import numpy as np
from skfuzzy import control as ctrl
import matplotlib.pyplot as plt
%matplotlib inline
import pickle
```

```
#Declarar Variables de Entrada y Salida con sus Conjuntos, que son para
#Declarar Variables de Entrada
ecocardio= ctrl.Antecedent(np.arange(0,6,0.1),'ecocardio')
riesgo= ctrl.Antecedent(np.arange(0,4,0.1),'riesgo')
elevacion_st= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'elevacion_st')
otro_cambio= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'otro_cambio')
dolor_toracico= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'dolor_toracico')

#Declarar Variables Salida

accion= ctrl.Consequent(np.arange(0,6,0.1),'accion')
```

```
#Declarar Funciones de Membresia
ecocardio['acinesia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[-1,0,0.5])
ecocardio['discinesia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[0.6,1,1.5])
ecocardio['aneurisma']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[1.6,2,2.5])
ecocardio['normal']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[2.6,3,3.5])
ecocardio['hiposinecia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[3.6,4,4.5])
```

3.2.5.4.1 Pickle de las reglas de inferencia

Como siguiente paso se realiza un pickle el cual en Python se utiliza principalmente para serializar y deserializar una estructura de objeto de Python, en otras palabras, es el proceso de convertir un objeto de Python en un flujo de bytes para almacenarlo en un archivo o base de datos, mantener el estado del programa en las distintas sesiones o transportar datos a través de la red y

así tener un concentrado, en este caso de las reglas de inferencia. Esto es importante para condensar las reglas y que el sistema trabaje más rápido y de manera más precisa.

Las reglas de inferencia se traslapan a valores numéricos según su pertenencia, la pertenencia es dispuesta por el programador para que se puedan obtener las gráficas de pertenencia, es decir, según el resultado de las variables de entrada y a la variable de entrada en cuestión, se determina un valor de pertenencia en la gráfica se usa para los conjuntos difusos en donde hay combinaciones complicadas que solo pueden ser entendidas de forma no lineal, como se muestra en la Figura 68.

Figura 68. Código de las variables de entrada con sus conjuntos difusos

```
#Declarar Variables de Entrada y Salida con sus Conjuntos, que son para
#Declarar Variables de Entrada
ecocardio= ctrl.Antecedent(np.arange(0,6,0.1),'ecocardio')
riesgo= ctrl.Antecedent(np.arange(0,4,0.1),'riesgo')
elevacion_st= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'elevacion_st')
otro_cambio= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'otro_cambio')
dolor_toracico= ctrl.Antecedent(np.arange(-1,3,0.1),'dolor_toracico')

```

En la Figura 69 se muestra el código en Python de las variables difusas, estas variables son las que se han almacenado en el archivo pickle para sintetizar los datos.

Figura 69. Fragmento del código de las reglas de inferencia o difusas

```
rule1=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['no']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['alt
rule2=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['obs
rule3=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['obs
rule4=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['si'],accion['tro
rule5=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['obs
rule6=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['obs
rule7=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['bajo']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['tro
rule8=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['no']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['co
rule9=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['in
rule10=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['i
rule11=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['si'],accion['t
rule12=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['i
rule13=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['i
rule14=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['medio']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['t
rule15=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['no']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['in
rule16=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accion['in
rule17=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['in
rule18=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['si'],accion['tr
rule19=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accion['in
rule20=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['in
rule21=ctrl.Rule(ecocardio['normal']&riesgo['alto']&elevacion_st['si']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['si'],accion['tr
rule22=ctrl.Rule(ecocardio['hiposinecia']&riesgo['bajo']&elevacion_st['no']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accio
rule23=ctrl.Rule(ecocardio['hiposinecia']&riesgo['bajo']&elevacion_st['si']&otro_cambio['no']&dolor_toracico['no'],accio
rule24=ctrl.Rule(ecocardio['hiposinecia']&riesgo['bajo']&elevacion_st['no']&otro_cambio['si']&dolor_toracico['no'],accio
```

Las variables de entrada nos llevan a una variable de salida, que en este caso es la “acción” que determinó la Doctora urgencióloga Nancy dependiendo de la combinación de las variables de entrada. Para ello, la programación que se realiza es la propuesta en la Figura 70, donde se repite lo mismo que en la configuración anterior, pero para la variable de salida.

Figura 70. Código de la variable de salida con su intervalo

```
#Declarar Variables Salida

accion= ctrl.Consequent(np.arange(0,6,0.1),'accion')
```

En la continuación del código se declaran las funciones de membresía para el código del pickle. Estas funciones se realizan primero poniendo todas las variables de entrada en orden, de acuerdo con la lista de las variables de entrada que se mostró anteriormente. Las funciones de membresía se realizan con una función de la lógica difusa, dependiendo del tipo de variables que tengas, en este caso, la función que se usa es triangular en todas las variables y se determina el universo al que pertenece dicha variable, como se muestra en la Figura 71.

Figura 71. Funciones de pertenencia para inferencias difusas

```
ecocardio['acinesia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[-1,0,0.5])
ecocardio['discinesia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[0.6,1,1.5])
ecocardio['aneurisma']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[1.6,2,2.5])
ecocardio['normal']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[2.6,3,3.5])
ecocardio['hiposinecia']=fuzz.trimf(ecocardio.universe,[3.6,4,4.5])

riesgo['bajo']=fuzz.trimf(riesgo.universe,[-1,0,0.5])
riesgo['medio']=fuzz.trimf(riesgo.universe,[0.6,1,1.5])
riesgo['alto']=fuzz.trimf(riesgo.universe,[1.6,2,2.5])

elevacion_st['si']=fuzz.trimf(elevacion_st.universe,[-1,0,0.5])
elevacion_st['no']=fuzz.trimf(elevacion_st.universe,[0.6,1,1.5])

otro_cambio['si']=fuzz.trimf(otro_cambio.universe,[-1,0,0.5])
otro_cambio['no']=fuzz.trimf(otro_cambio.universe,[0.6,1,1.5])

dolor_toracico['si']=fuzz.trimf(dolor_toracico.universe,[-1,0,0.5])
dolor_toracico['no']=fuzz.trimf(dolor_toracico.universe,[0.6,1,1.5])

accion['alta']=fuzz.trimf(accion.universe,[-1,0,0.5])
accion['consulta']=fuzz.trimf(accion.universe,[0.6,1,1.5])
accion['ingreso']=fuzz.trimf(accion.universe,[1.6,2,2.5])
accion['trombolisis']=fuzz.trimf(accion.universe,[2.6,3,3.5])
accion['observacion']=fuzz.trimf(accion.universe,[3.6,4,4.5])
```

Para continuar con el proceso, se realiza el archivo pickle, que es el que tiene la programación de las combinaciones de las reglas de inferencia para la lógica difusa, de la cual su función es almacenar la base de datos de las reglas para que el código sea más eficaz y eficiente y, por lo tanto, tenga un mejor funcionamiento. En otras palabras, es el proceso de convertir un objeto de Python en un flujo de bytes para almacenarlo en un archivo o base de datos, mantener el estado del programa en las distintas sesiones o transportar datos a través de la red.

Este archivo es guardado como texto para que pueda ser leído por el procesador de Python y ejecutado, la ejecución sucede cuando se ingresan los datos del paciente y procesa el archivo de acuerdo con las reglas que se tienen dentro de él y las variables elegidas dentro del código, arrojando un resultado y, por consiguiente, una gráfica, como se muestra en el ejemplo de la Figura 72 y 73.

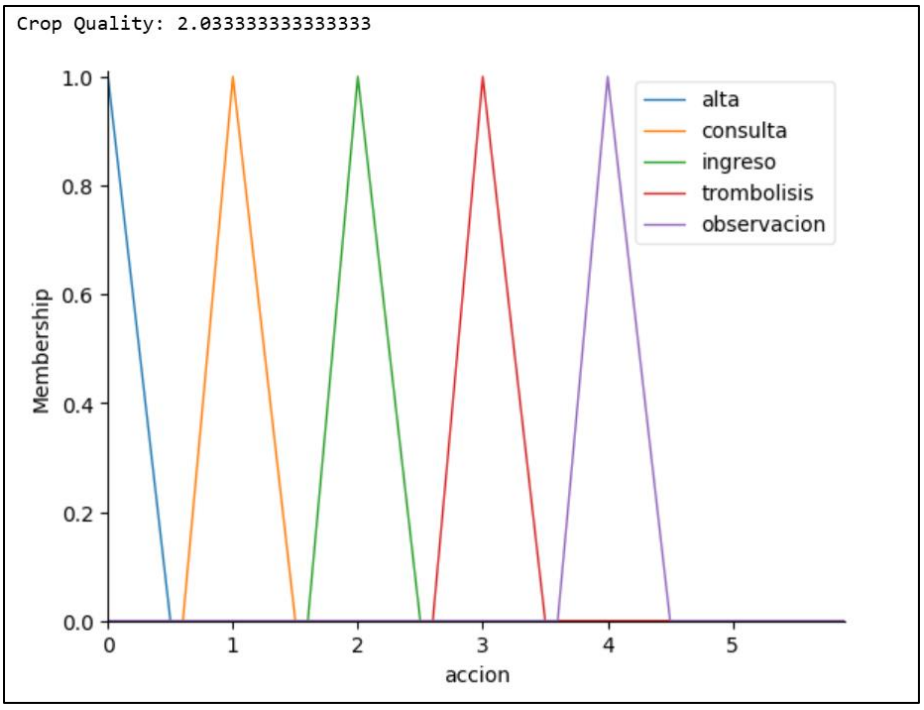
Figura 72. Ejemplo de funcionamiento del código del pickle

```
salida_accion = pickle.load(open('MLD_Ecocardio.pickle_2', 'rb'))

salida_accion.input['ecocardio'] = 3
salida_accion.input['riesgo'] = 1
salida_accion.input['elevacion_st'] = 0
salida_accion.input['otro_cambio'] = 0
salida_accion.input['dolor_toracico'] = 1

# Crunch the numbers
salida_accion.compute()
s=salida_accion.output['accion']
print(f"Crop Quality: {s}")
```

Figura 73. Gráfica del ejemplo de variables de salida en el módulo de LD



3.3 Conclusiones

En el capítulo 3, dedicado a la metodología del proyecto, se detallaron los procesos que permitieron el desarrollo exitoso del Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC), enfrentando y resolviendo diversos retos técnicos y conceptuales. Uno de los principales desafíos

fue la obtención y manejo de los datos necesarios para iniciar el proyecto, particularmente por la necesidad de transformar una idea inicial proporcionada por la experta en un modelo funcional y adecuado. Este reto llevó a una profunda reflexión sobre las herramientas y metodologías más adecuadas, concluyendo que el lenguaje de programación Python, junto con la librería OpenCV, era la opción más flexible y poderosa para trabajar con las imágenes extraídas de ecocardiogramas.

La curva de aprendizaje al usar Python con la librería de OpenCV fue considerable, especialmente al enfrentar los retos del modelo de programación del módulo de procesamiento de imágenes médicas. No obstante, tras comprender su funcionamiento y aplicación, se realizaron numerosas pruebas que permitieron optimizar el procesamiento de imágenes. Estas pruebas no solo fueron esenciales para validar el enfoque técnico, sino también para trabajar en colaboración con la Doctora urgencióloga Nancy, quien aportó criterios clínicos valiosos para analizar el movimiento y los parámetros clave de los ventrículos, como su movilidad y la relación con su centro. Este enfoque iterativo y colaborativo fue crucial para garantizar que el sistema cumpliera con los estándares esperados.

El avance en el procesamiento de imágenes abrió paso a la definición de parámetros adicionales para mejorar el diagnóstico y la recomendación al final de los módulos generada por el sistema. Para ello, se desarrollaron y perfeccionaron tres módulos clave: el módulo de procesamiento de imágenes, el módulo de escalas de riesgo y el módulo de lógica difusa. Estos módulos trabajan de manera integrada, permitiendo que el sistema no solo analice los ecocardiogramas, sino que también evalúe el historial clínico y los síntomas del paciente, así como los resultados del sistema en sus dos primeros módulos para brindar una recomendación. Este enfoque sistemático y basado en parámetros diversos, asegura que las decisiones y

recomendaciones emitidas por el sistema sean justificadas y confiables, optimizando así el apoyo que brinda al personal médico en el diagnóstico de afecciones cardíacas.

En resumen, la metodología adoptada demostró ser un pilar fundamental para superar los desafíos iniciales y lograr un sistema robusto, alineado con las necesidades clínicas y capaz de ofrecer soluciones prácticas y eficientes para la toma de decisiones en el área de urgencias.

Capítulo 4. Resultados y validación del sitema

4.1 Introducción

En este apartado se presentan los resultados obtenidos del desarrollo del Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC), enfocado en la clasificación y diagnóstico de afecciones cardíacas en el área de urgencias. Aquí se detallan dos aspectos clave: el desarrollo y la implementación de la interfaz gráfica de usuario y la validación del sistema utilizando datos clínicos reales jamás utilizados antes en el sistema.

La interfaz gráfica, desarrollada con un enfoque intuitivo y funcional, busca facilitar la interacción entre el personal médico y el sistema, permitiendo la carga de datos, el análisis de imágenes ecocardiográficas y la generación de recomendaciones clínicas basadas en el diagnóstico y los parámetros definidos. Este diseño tiene como objetivo optimizar el flujo de trabajo en situaciones críticas y mejorar la experiencia de uso.

Por otro lado, se llevó a cabo la validación del sistema con datos reales, tanto de imágenes ecocardiográficas como de información clínica, para comprobar la precisión y efectividad del diagnóstico generado. A través de este proceso, se buscó asegurar que el SIADC no solo es funcional desde un punto de vista técnico, sino también clínicamente relevante y confiable, al proporcionar resultados alineados con el juicio de expertos en el área.

Los resultados presentados en este capítulo constituyen una demostración del potencial del sistema en la práctica clínica, destacando su capacidad para integrar tecnologías de procesamiento de imágenes, cálculo de escalas de riesgo y lógica difusa en una herramienta única que respalde al personal médico en la toma de decisiones críticas.

4.2 Interfaz gráfica del usuario

En esta sección se desarrolla una interfaz gráfica para los algoritmos, lo que permitirá englobar todos los módulos del SIADC, los cuales abarcan desde el Tratamiento y Procesamiento de la imagen hasta la Identificación de las escalas de riesgo y el modelo de Lógica Difusa para brindar al usuario una manera más simple y sencilla de introducir y procesar la información de los pacientes.

A continuación, se muestra parte del algoritmo para la construcción de la interfaz gráfica y su funcionamiento (Figura 74, Figura 75, Figura 76, Figura 77, Figura 78, Figura 79, Figura 80 y Figura 81).

En la Figura 74, se puede observar un fragmento del modelo de programación de la interfaz gráfica, en esta sección del modelo se inicia con la creación de una aplicación para computadora, la cual es posible ejecutar y utilizar por el personal médico, se configuran las pestañas que tiene la interfaz, el nombre de la interfaz y el icono que usa, las cuales se describen más ampliamente en la Figura 75, en ella puede observarse que existen 4 pestañas, una de la portada y las otras 3 de los módulos ya mencionados. La decisión del uso de una aplicación como interfaz surge de la necesidad de que el sistema sea bastante fácil de usar y práctico.

Figura 74. Fragmento del código para crear una aplicación para computadora que muestre las pestañas del sistema

```
class Aplicacion:
    def __init__(self, root):
        self.root = root
        self.root.title("Aplicación de Escala TIMI y Ecocardiografía")

        # Establecer el ícono
        self.root.iconbitmap('coraz.ico')

        # Creamos las pestañas
        self.pestanas = ttk.Notebook(self.root)
        self.pestanas.pack(fill='both', expand=True)
        #self.logo = tk.PhotoImage(file="imsslog.png")
        #self.logo_label = tk.Label(self.root, image=self.logo)
        #self.logo_label.pack()

        # Pestaña de Portada
        self.pestana_portada = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_portada, text='Portada')
        self.agregar_widgets_portada()

        # Pestaña de Datos Clínicos
        self.pestana_datos_clinicos = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_datos_clinicos, text='Heart Score')
        self.agregar_widgets_datos_clinicos()
```

Figura 75. Código que muestra las pestañas del sistema en la Interfaz Gráfica

```
        # Pestaña de Portada
        self.pestana_portada = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_portada, text='Portada')
        self.agregar_widgets_portada()

        # Pestaña de Datos Clínicos
        self.pestana_datos_clinicos = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_datos_clinicos, text='Heart Score')
        self.agregar_widgets_datos_clinicos()

        # Pestaña de Historial
        self.pestana_historial = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_historial, text='TIMI')
        self.agregar_widgets_historial()

        # Pestaña de Ecocardiograma
        self.pestana_ecocardiograma = ttk.Frame(self.pestanas)
        self.pestanas.add(self.pestana_ecocardiograma, text='Ecocardiograma')
        self.agregar_widgets_ecocardiograma()
```

En la Figura 76 se muestra un fragmento de cómo se añaden los botones, las descripciones y los datos de configuración y requisición a las pestañas de la interfaz, estos se les llama widgets ya que son elementos clave en la creación de interfaces gráficas porque son componentes interactivos que permiten realizar acciones específicas a los usuarios y también permite que las pestañas de la interfaz se vean como la Figura 77, Figura 78, Figura 79, Figura 80 y Figura 81.

Figura 76. Fragmento de Código para añadir Widgets a cada una de las pestañas de la Interfaz

```
def agregar_widgets_datos_clinicos(self):
    # Widgets para calcular HEART Score
  # Heart Score
    etiqueta_historia = tk.Label(self.pestana_datos_clinicos, text="Antecedentes (Síndrome Coronario Agudo):")
    etiqueta_historia.grid(row=0, column=0, padx=10, pady=5)
    self.historia_combo = ttk.Combobox(self.pestana_datos_clinicos, values=["Altamente sospechosa", "Sospecha moder
    self.historia_combo.grid(row=0, column=1, padx=10, pady=5)

    etiqueta_ecg = tk.Label(self.pestana_datos_clinicos, text="ECG:")
    etiqueta_ecg.grid(row=1, column=0, padx=10, pady=5)
    self.ecg_combo = ttk.Combobox(self.pestana_datos_clinicos, values=["Desviación ST significativa", "Alteraciones
    self.ecg_combo.grid(row=1, column=1, padx=10, pady=5)

    etiqueta_edad = tk.Label(self.pestana_datos_clinicos, text="Edad:")
    etiqueta_edad.grid(row=2, column=0, padx=10, pady=5)
    self.edad_combo = ttk.Combobox(self.pestana_datos_clinicos, values=list(range(1, 100)))
    self.edad_combo.grid(row=2, column=1, padx=10, pady=5)

    etiqueta_factores = tk.Label(self.pestana_datos_clinicos, text="Factores de Riesgo:")
    etiqueta_factores.grid(row=3, column=0, padx=10, pady=5)
    self.factores_combo = ttk.Combobox(self.pestana_datos_clinicos, values=[">= 3 factores de riesgo o enfermedad a
    self.factores_combo.grid(row=3, column=1, padx=10, pady=5)
```

Figura 77. Portada de la Interfaz Gráfica



Figura 78. Pestaña de la Escala HEART.

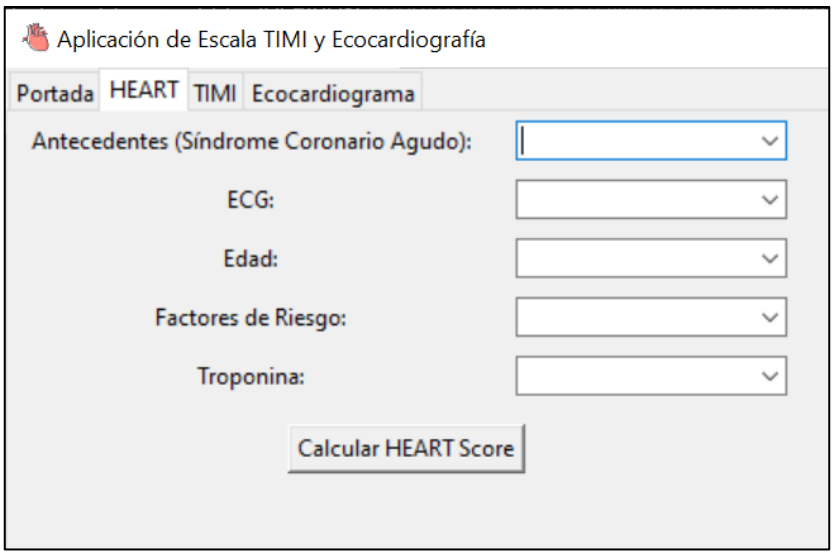


Figura 79. Pestaña de la Escala TIMI

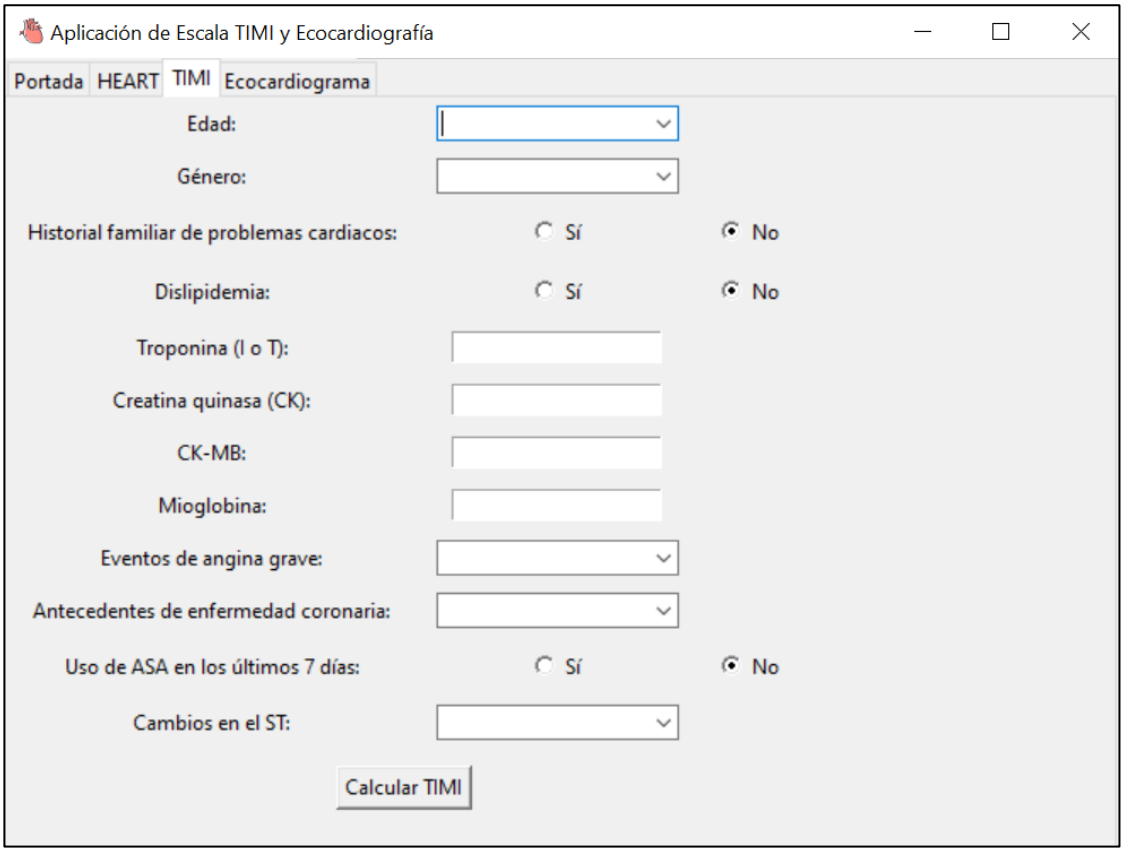
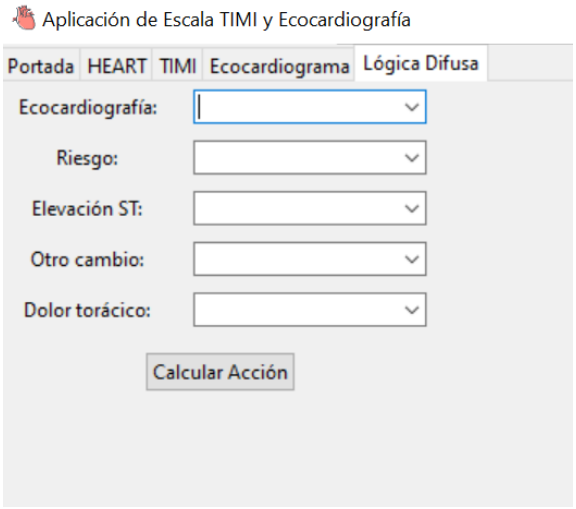


Figura 80. Pestaña de para subir los videos del Ecocardiograma



Figura 81. Pestaña de Lógica Difusa



4.3 Validación

Dada la naturaleza de este SIADC y de la interfaz gráfica, la validación no se puede realizar con los métodos estadísticos tradicionales, para la validación del correcto funcionamiento del sistema se solicitaron a la Dra. Nancy Virginia Ortega Betancourt, casos reales de pacientes con determinadas características, que sean capaces de cubrir los posibles resultados que son obtenidos del sistema, y se compara la predicción del diagnóstico realizado por la Dra. Ortega Betancourt y la que muestra el sistema para el mismo caso.

4.3.1 Validación del modelo de escala de riesgo HEART

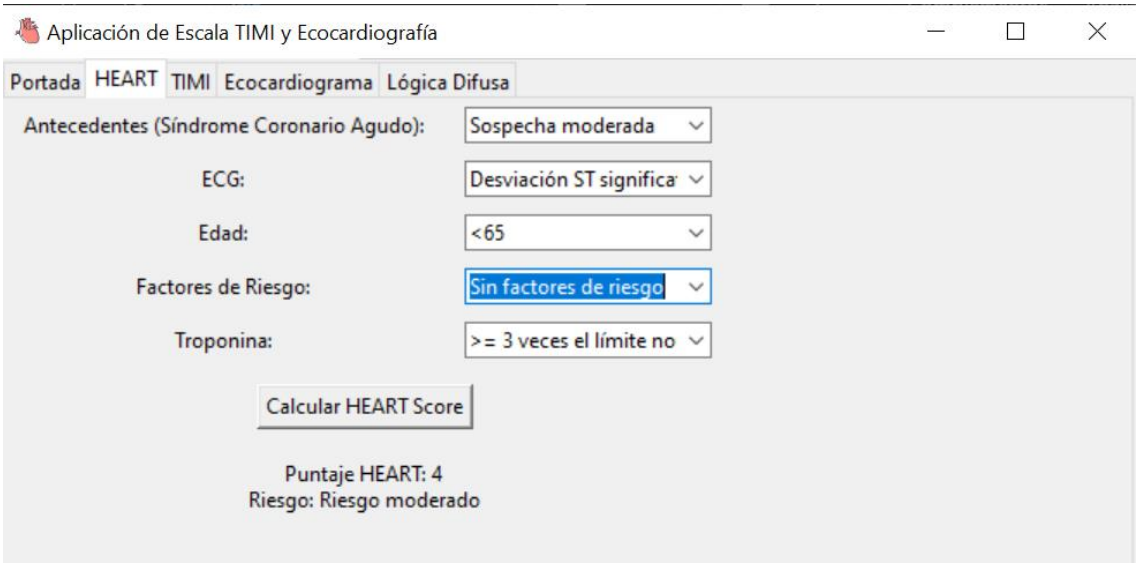
Para la validación es necesario someter los datos de los pacientes a todas las pruebas de los módulos del SIADC, para ello se proporciona una tabla por la Dra. Ortega Betancourt, la cual contiene los datos de los pacientes y la imagen correspondiente, en la Figura 82 se puede observar la tabla tipo imagen, ya que por el tamaño es difícil mostrarla completa, esta tabla representa la opinión y evaluación de la Dra. Nancy y el Módulo de escala HEART en específico.

Figura 82. Representación de tabla de validación del módulo de la escala HEART

Escala HEART									
Entradas del sistema							Experto	Sistema	Coincidencia
Paciente	Antec. SCA	ECG	Edad	Factor riesgo	Trop.	Género	Riesgo HEART	Riesgo HEART	
Paciente 1	no	elevacion st	46 años	no	elevadas	hombre	Medio	Medio	1
Paciente 2	no	elevacion st	77 años	si	elevadas	hombre	Medio	Medio	1
Paciente 3	no	no	60 años	si	elevadas	hombre	Bajo	Bajo	1
Paciente 4	si	elevación st	70 años	si	nl	hombre	Medio	Alto	0
Paciente 5	si	no	58 años	si	elevadas	mujer	Medio	Medio	1
Paciente 6	si	elevacion st	82 años	si	elevadas	hombre	Alto	Alto	1
Paciente 7	no	elevacion st	72 años	si	elevadas	hombre	Alto	Alto	1
Paciente 8	no	no	71 años	si	nl	mujer	Bajo	Bajo	1
Paciente 9	si	elevacion st	78 años	si	elevadas	hombre	Medio	Alto	0
Paciente 10	no	no	67 años	si	no	mujer	Medio	Medio	1
Paciente 11	no	elevacion st	70 años	si	elevadas	hombre	Medio	Medio	1
Paciente 12	no	elevacion st	62 años	si	elevadas	hombre	Bajo	Bajo	1
Paciente 13	no	elevacion st	32 años	has	NA	hombre	Medio	Medio	1

Posteriormente se muestra el ejemplo de cómo se realizó la validación del módulo de escala HEART en la Figura 83.

Figura 83. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 1 en el Módulo de HEART



Este proceso se realiza seleccionando las opciones de la interfaz con referencia en los datos del paciente (únicamente los datos que solicita el sistema), de cada paciente evaluado) y se presiona el botón de Calcular HEART Score. Como se puede notar, el resultado de la experta, la Doctora Nancy, corresponde en la mayoría de las ocasiones con el resultado del Sistema, para este módulo, el sistema coincide con las decisiones expertas en un **84.6%.**

4.3.2 Validación del modelo de escala de riesgo TIMI

En la Figura 84 se tiene un proceso totalmente similar que el anterior, con la excepción de que los datos a introducir son más específicos y detallados, lo que permite que la detección del riesgo mediante esta escala sea más precisa y eficiente, pero también más tardada de elaborar por la consigna de obtener todos los datos.

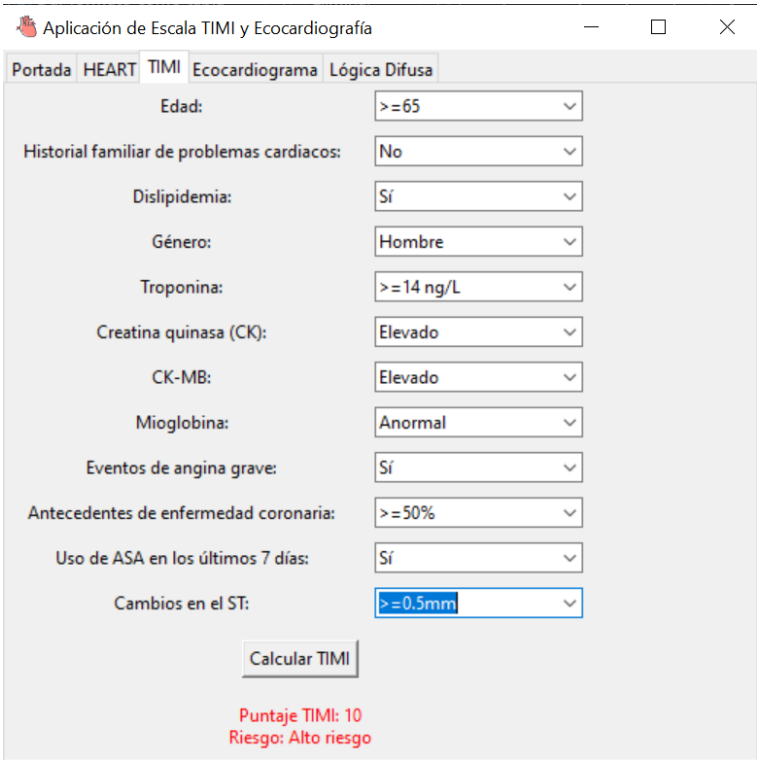
Figura 84. Representación de tabla de validación del módulo de la escala TIMI

Escala TIMI													
Entradas al sistema											Experto	Sistema	Coincidencia
Paciente	Género	historia familiar	dislipidemia	CPK	CPK MB	Mioglobina	Angina grave	Antec. enf coronaria	Uso asa 7 dias	Cambio st	Riesgo TIMI	Riesgo TIMI	
Paciente 1	hombre	no	si	elevada	elevada	elevada	si	no	no	si	Medio	Medio	1
Paciente 2	hombre	si	si	elevada	elevada	elevada	si	no	no	si	Alto	Medio	1
Paciente 3	hombre	no	no	elevada	elevada	elevada	si	no	no	si	Alto	Alto	1
Paciente 4	hombre	no	no	elevada	elevada	elevada	si	si	no	si	Medio	Medio	1
Paciente 5	mujer	si	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	no	Medio	Medio	1
Paciente 6	hombre	si	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	si	Alto	Alto	1
Paciente 7	hombre	si	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	si	Alto	Alto	1
Paciente 8	mujer	no	no	normal	normal	normal	si	no	no	no	Bajo	Bajo	1
Paciente 9	hombre	no	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	si	Alto	Alto	1
Paciente 10	mujer	no	no	normal	normal	elevada	si	no	no	no	Bajo	Moderado	0
Paciente 11	hombre	si	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	si	Alto	Alto	1
Paciente 12	hombre	si	si	elevada	elevada	elevada	si	si	si	si	Alto	Alto	1
Paciente 13	hombre	no	no	NA	NA	NA	si	no	no	si	Bajo	Bajo	1

Este proceso se realiza seleccionando las opciones de la interfaz con referencia en los datos del paciente (únicamente los datos que solicita el sistema), de cada paciente evaluado) y se presiona el botón de Calcular TIMI Score.

Como se puede notar, el resultado de la experta, la Dra. Ortega Betancourt, corresponde en la mayoría de las ocasiones con el resultado del Sistema, para este módulo, el sistema coincide con las decisiones expertas en un **90.9%** de correlación de datos, como bien se menciona anteriormente, esta escala tiene un grado de error menos elevado debido a la naturaleza de los datos. Para esta base de datos, se solicita la información que se observa en la Figura 85, esta información se obtiene de pruebas y análisis clínicos y solo unas pocas son obtenidas directamente del paciente o de sus familiares.

Figura 85. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 9 en el Módulo de TIMI

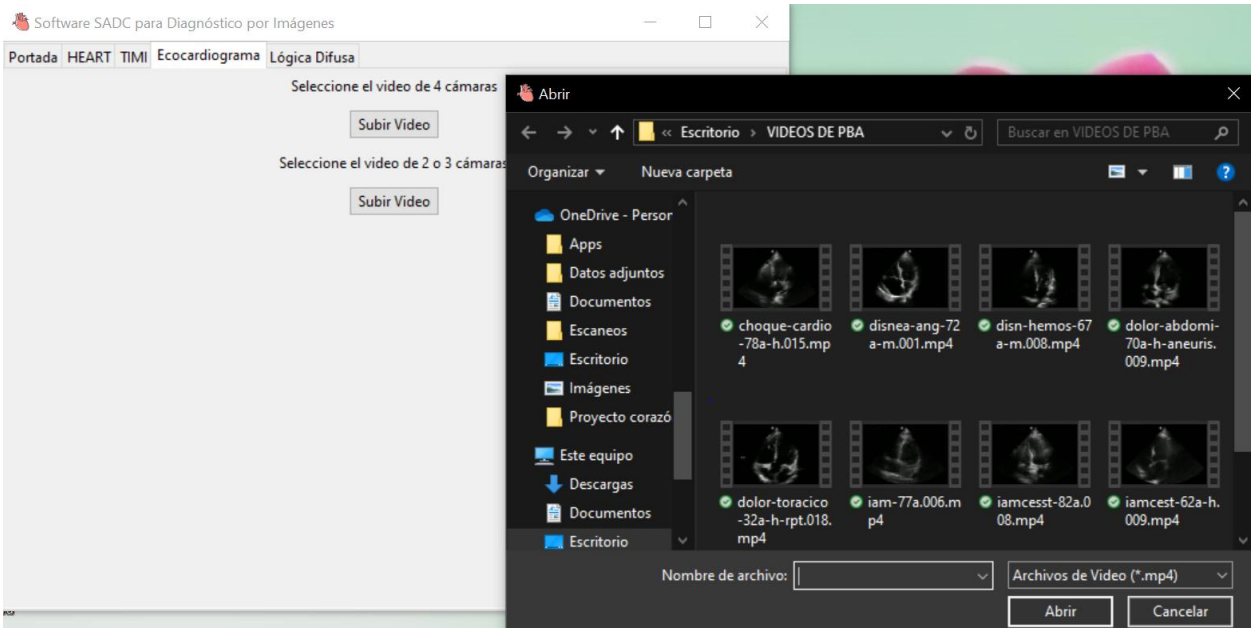


4.3.3 Validación del modelo de procesamiento de ecocardiograma

En el caso de la validación del módulo de ecocardiografía, que es donde se realiza el procesamiento de imágenes, es un poco más complejo, ya que se debe estar seguro de que los datos y las imágenes pertenecen al mismo paciente, una vez asegurando la información, se prosigue a

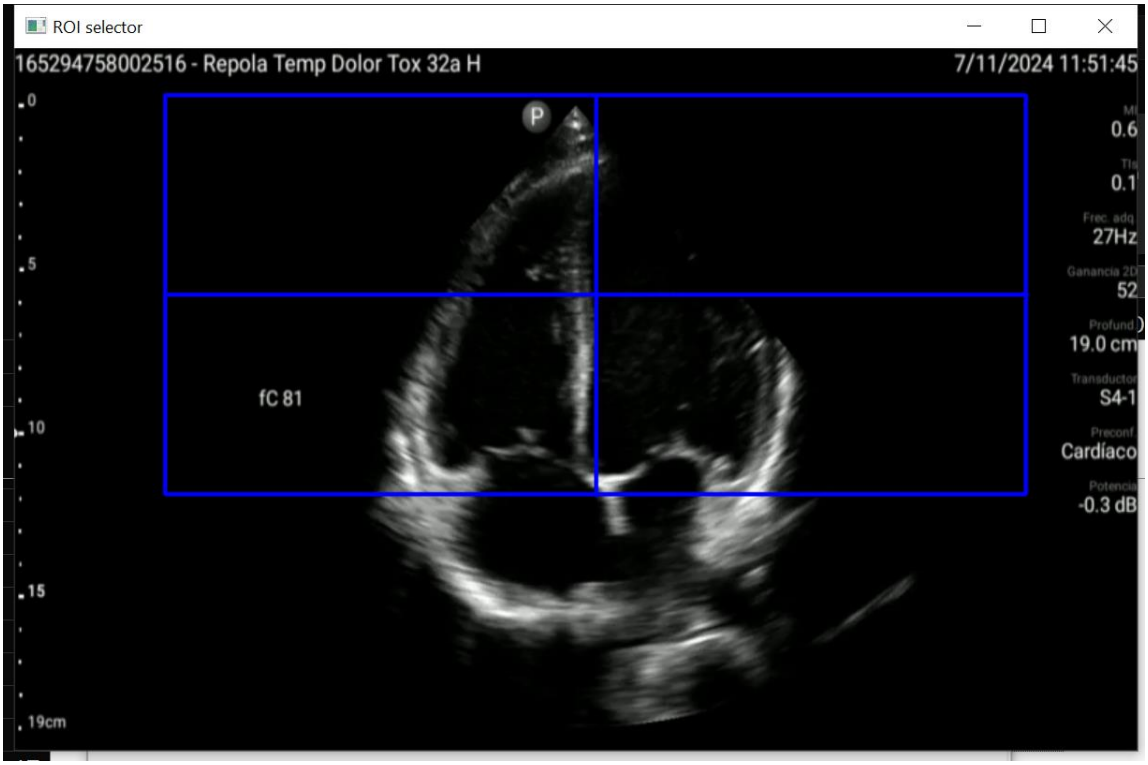
subir el video a la interfaz, con el botón que se encuentra en esta sección, hay dos botones por si se requiere hacer el análisis desde otra perspectiva cardiaca. Una vez presionado el botón, se abre una ventada que direcciona a los archivos del equipo en donde se esté trabajando, posteriormente, como se muestra en la Figura 86, se procede a seleccionar el video requerido para el análisis.

Figura 86. Ejemplo de selección de video desde la interfaz gráfica.



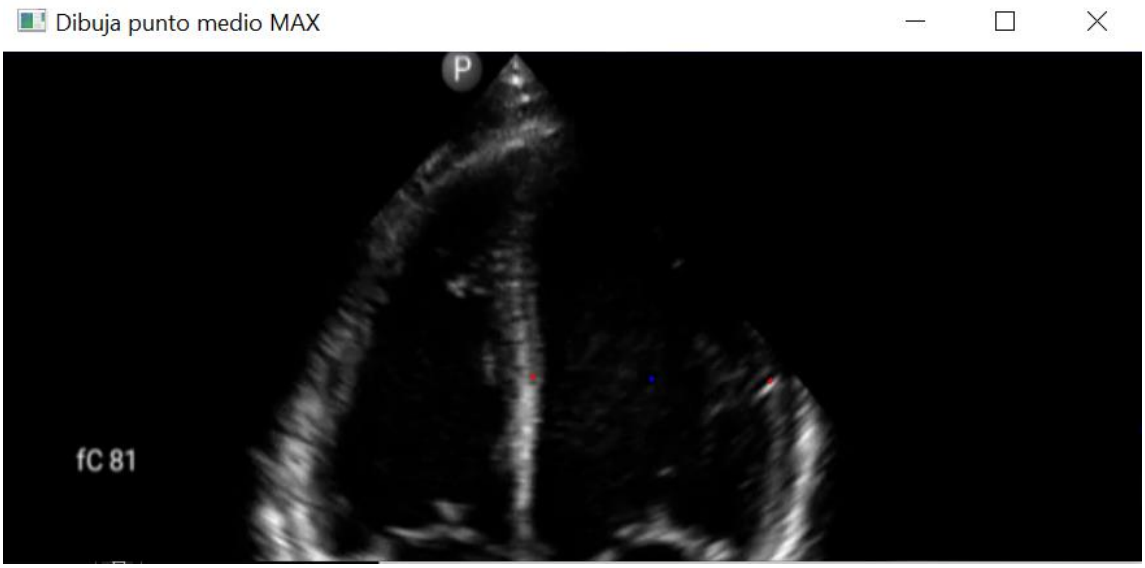
Una vez seleccionado el video, el sistema abre una ventana que lleva por título selector de ROI selector, como se observa en la Figura 87. A partir de aquí empieza un pequeño proceso manual, en el que el usuario debe seleccionar el área de interés para recortar la imagen y ser más precisos al tomar la distancia, se debe cuidar el tamaño que se elige ya que, de ser muy pequeño, no se aprecia bien el ventrículo y la medida no sale como se espera.

Figura 87. Selector de ROI



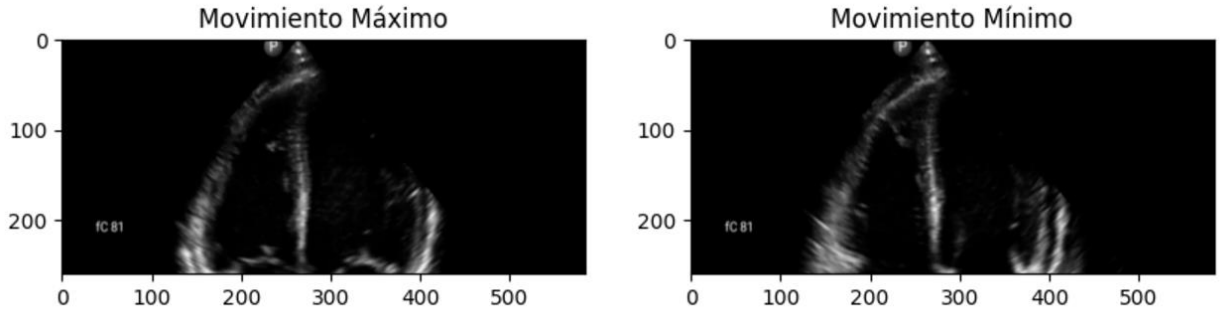
Ya recortada la imagen de los fotogramas, recordando que introducimos un video y el sistema genera fotogramas a partir de este, dando como resultado dos imágenes que refieren al menor y mayor movimiento del corazón. De estos se sacarán las medidas del ventrículo de interés, en este caso es el Izquierdo, mediante el marcaje con puntos de las paredes septal y ventricular (color rojo), generando un punto intermedio (color azul), como se muestra en la Figura 88.

Figura 88. Dibujo de punto intermedio mediante la marcación de las paredes septal y ventricular.



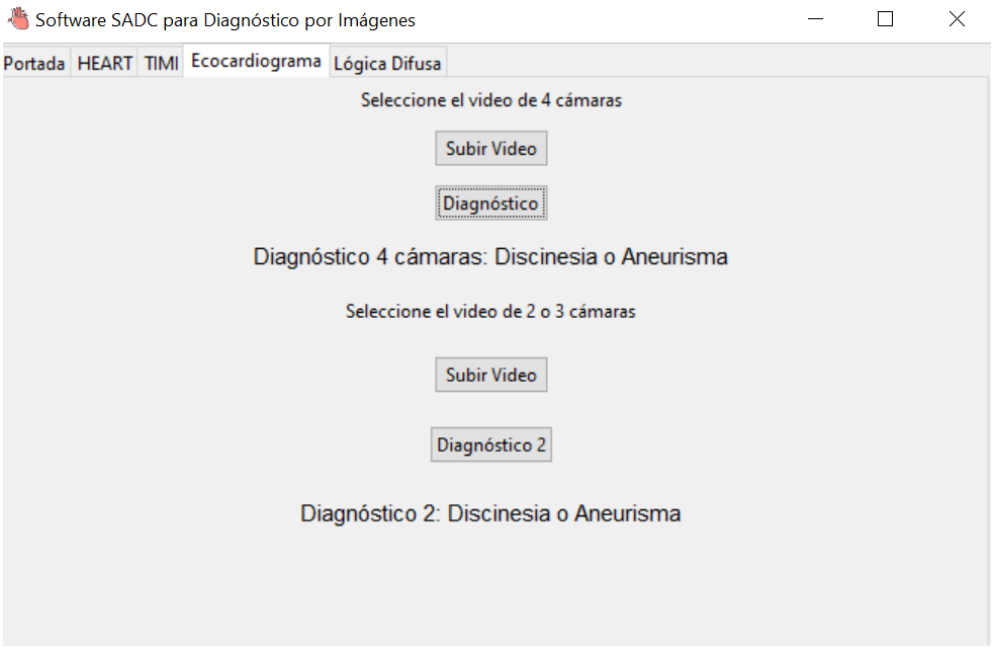
Una vez marcado los putos de interés, se repite el proceso, pero ahora buscando la distancia entre el punto intermedio del ventrículo y las paredes septal y ventricular, después se procede a revisar los resultados del sistema. Para este ejemplo, se muestra la Figura 89, donde ya se tiene el resultado de los fotogramas con la aplicación del ROI.

Figura 89. Fotogramas de mayor y menor movimiento con la aplicación del selector ROI (recorte)



Y la Figura 90, que es el resultado del sistema, es decir, el diagnóstico encontrado de acuerdo con la toma de las medidas, el cual se aplica para todos los casos de estudio, resultando así en la Figura 91.

Figura 90. Resultados del procesamiento de imágenes



La Figura 91 indica que solo un caso de estudio no resultó de igual forma para el sistema, dando así una eficiencia del **92.3%.**

Figura 91. Representación de tabla de validación del módulo de la escala TIMI

Ecocardiograma			
		Experto	**Sistema**
Paciente	**Ecocardio**	**Acción**	**Acción**
Paciente 1	acinesia	1	1
Paciente 2	acinesia	1	1
Paciente 3	hipocinesia	1	1
Paciente 4	discinesia	1	1
Paciente 5	hipocinesia	1	1
Paciente 6	discinesia	1	1
Paciente 7	hipocinesia	1	1
Paciente 8	hipocinesia	1	1
Paciente 9	discinesia	1	1
Paciente 10	discinesia	1	1
Paciente 11	aneurisma	1	1
Paciente 12	acinesia	1	1
Paciente 13	normal	1	0

4.3.1 Validación del modelo de lógica difusa

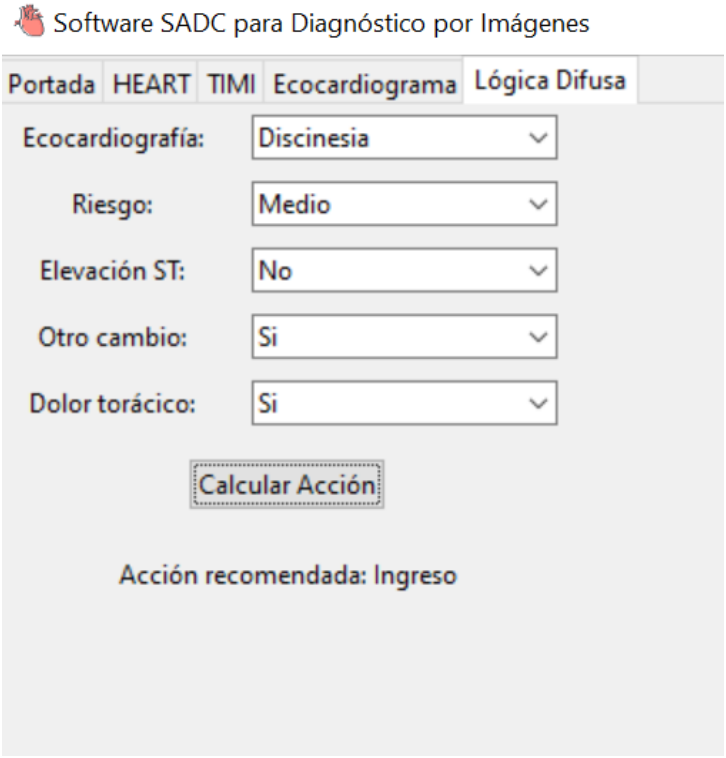
Para la validación de este modelo, se tuvieron que realizar todas las pruebas anteriores para obtener los datos necesarios para la interfaz. En la Figura 92, se muestra cuáles son los datos de ingreso del modelo y los resultados que se obtuvieron como coincidencias por lo que este sistema tiene una aceptación del **100%,** ya que, tomando los datos de la Dra. Ortega Betancourt, que es la experta, y los resultados que se parecieron a los de ella, se tiene como resultado la acción que ella propuso

Figura 92. Representación de tabla de validación del módulo Lógica Difusa

Lógica Difusa							
	Entradas al sistema				Experto	Sistema	
Paciente	Ecocardio	Elevación ST	Otro cambio	Dolor toracico	Acción	Acción	Coincidencia
Paciente 1	acinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 2	acinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 3	hipocinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 4	discinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 5	hipocinesia	no	isquemia	si	Ingreso	Ingreso	1
Paciente 6	discinesia	no	isquemia	si	Ingreso	Ingreso	1
Paciente 7	hipocinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 8	hipocinesia	no	no	si	Ingreso	Ingreso	1
Paciente 9	discinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 10	discinesia	no	isquemia	si	Ingreso	Ingreso	1
Paciente 11	aneurisma	si	no	no	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 12	acinesia	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1
Paciente 13	normal	si	no	si	Trombólisis	Trombólisis	1

Y se puede ver su ejecución en la Figura 93 de la interfaz en donde, de igual manera que en los otros módulos, se introducen los datos del paciente del cual se desee saber su condición y se ejecuta con el botón de calcular acción.

Figura 93. Ejemplo de introducción de los datos del Paciente 6 en el Módulo de TIMI



Por lo tanto, el SIADC, que es el conjunto de todos los modelos en una interfaz gráfica, tiene una eficiencia total del **92.3%**, considerando que los datos que se lograron obtener para la evaluación y validación fueron pocos, debido al limitado recurso del emisor, pero fue posible conseguir datos que representen el universo de nuestras variables más importantes, para probar la funcionalidad del sistema y pueda verse como un sistema de confianza.

4.4 Conclusiones

Los resultados obtenidos del Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC) han demostrado la viabilidad y efectividad de la herramienta en el análisis y diagnóstico de afecciones cardíacas en el área de urgencias. La implementación de la interfaz gráfica permite al usuario interactuar de manera sencilla con los diferentes módulos, integrando los resultados del procesamiento de imágenes, las evaluaciones basadas en escalas de riesgo como HEART y TIMI,

y las inferencias proporcionadas por el modelo de lógica difusa y el modelo de procesamiento de imágenes.

La validación del sistema con datos reales destaca su capacidad para procesar información compleja y presentar recomendaciones claras al personal médico, respaldadas por parámetros clínicos relevantes. La interfaz gráfica muestra los resultados de manera visualmente accesible, permitiendo tanto el análisis de imágenes como la evaluación de las condiciones clínicas del paciente.

El proceso de pruebas y validaciones confirma que el SIADC cumple con su propósito de apoyar la toma de decisiones médicas de forma ágil y precisa. No obstante, se reconoce que la herramienta puede seguir evolucionando para adaptarse a escenarios clínicos más diversos y mejorar continuamente la precisión en sus diagnósticos.

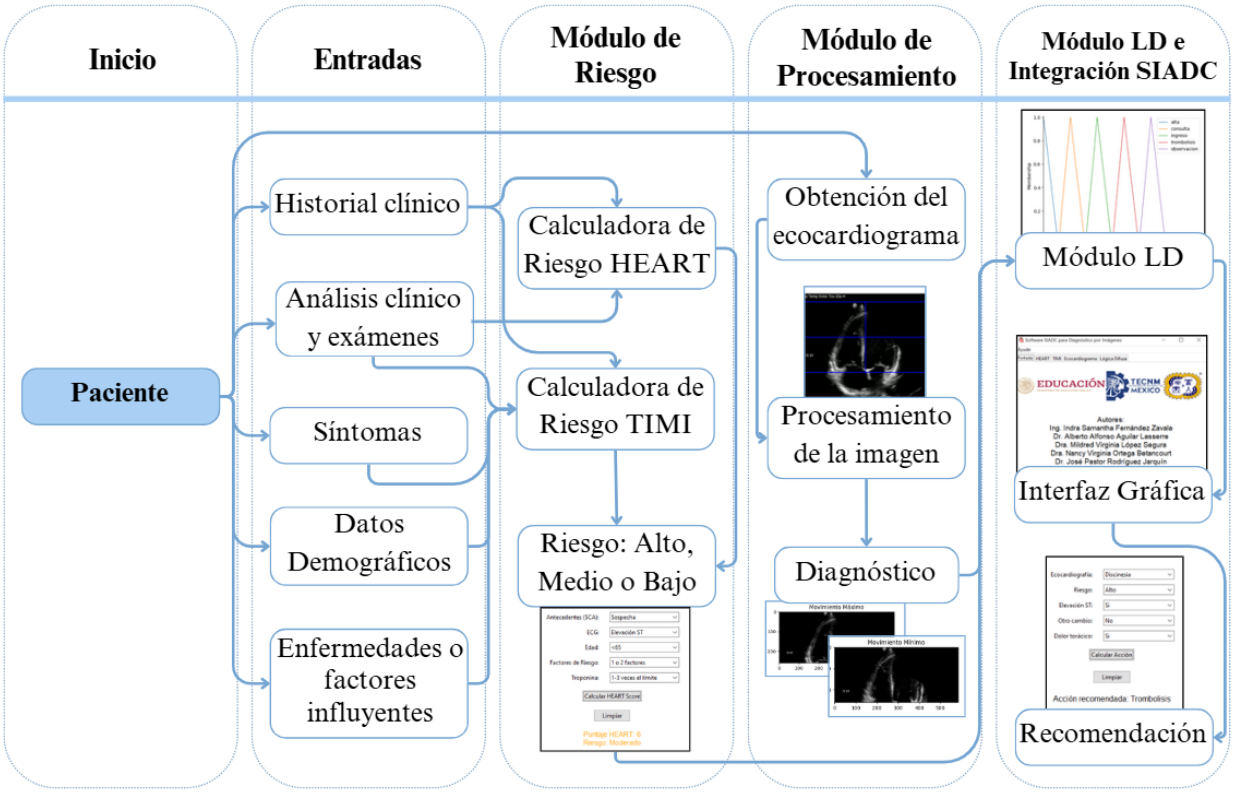
Conclusiones del trabajo

De acuerdo con los resultados y hallazgos presentados en este trabajo, se presentan las siguientes conclusiones:

Impacto en el diagnóstico cardiológico: El Sistema Integrado de Análisis y Diagnóstico Cardiológico (SIADC) demostró ser una herramienta robusta y eficaz para mejorar la evaluación del riesgo cardiovascular del paciente. Como se muestra en la Figura 94 del diagrama de flujo de proceso del sistema, el SIADC recopila los datos del paciente a partir de su historial clínico, síntomas, datos demográficos y factores de riesgo. Estos datos alimentan los módulos de riesgo (HEART y TIMI), los cuales son fundamentales para identificar la probabilidad de eventos cardíacos. La integración de estos módulos proporciona una visión integral de la condición del paciente, facilitando la detección temprana de posibles complicaciones cardíacas y mejorando la precisión del diagnóstico.

Procesamiento de imágenes y diagnóstico: El módulo de procesamiento de imágenes ecocardiográficas, como se destaca en la sección correspondiente del flujo del sistema, permite analizar en detalle la estructura y función del corazón. El procesamiento automatizado evalúa parámetros esenciales, como la distancia entre el centro y la pared septal, y calcula proporciones críticas de movimiento. Estos cálculos se traducen en categorías diagnósticas (normal, hipocinesia, acinesia o discinesia), lo que facilita la identificación de disfunciones del miocardio. Este enfoque automatizado reduce la carga de trabajo del especialista y minimiza la variabilidad en la interpretación de imágenes, aumentando la confiabilidad del diagnóstico.

Figura 94. Diagrama de flujo de proceso del SIADC



Integración del SADC y módulo de Lógica Difusa (LD): La implementación del módulo de Lógica Difusa (LD), como se ilustra en la parte superior del diagrama de flujo (Figura 94), añade un componente crucial para manejar la incertidumbre inherente en la evaluación clínica. A través de la lógica difusa, el sistema puede interpretar datos ambiguos o imprecisos, lo cual es común en el ámbito clínico. Esto permite realizar diagnósticos más flexibles y adaptativos y reducir la subjetividad, mejorando la capacidad del sistema para ofrecer recomendaciones personalizadas, pero más certeras, basadas en un análisis más global de la condición del paciente.

Evaluación del riesgo cardiovascular: La combinación de las calculadoras de riesgo HEART y TIMI, mostradas en la sección de "Módulo de Riesgo", permite una clasificación precisa del riesgo cardiovascular en niveles alto, medio o bajo. Este proceso de evaluación es esencial para la toma de decisiones clínicas, ya que permite priorizar a los pacientes que requieren atención

urgente o intervenciones específicas. La interfaz gráfica del sistema presenta los resultados de manera clara y accesible, facilitando la interpretación tanto por parte del personal médico como del paciente.

Beneficio clínico y optimización del diagnóstico: El SIADC no solo optimiza la atención al paciente, sino que también promueve la estandarización del proceso diagnóstico. Al integrar múltiples fuentes de datos clínicos y ecocardiográficos, el sistema asegura que todos los factores relevantes se consideren en la evaluación. Esto es particularmente beneficioso en entornos con recursos limitados, donde la disponibilidad de especialistas puede ser escasa. La interfaz gráfica, como se muestra en la parte derecha del diagrama, permite una navegación intuitiva a través de los diferentes módulos, facilitando el uso del sistema en la práctica clínica diaria.

Aplicabilidad y desarrollo médico: Los resultados sugieren que el SIADC tiene un gran potencial para ser implementado en hospitales y clínicas, especialmente en aquellos con limitaciones en infraestructura, equipo o personal especializado. Las futuras mejoras podrían incluir la expansión del módulo de lógica difusa para abarcar una mayor variedad de condiciones cardíacas y la optimización del procesamiento de imágenes mediante algoritmos de inteligencia artificial más avanzados. Además, la integración de nuevas métricas clínicas podría fortalecer aún más la precisión diagnóstica del sistema.

En conclusión, el SIADC del corazón representa un avance significativo en la integración de tecnologías de procesamiento de imágenes, lógica difusa y análisis de riesgo clínico. Como se ilustra en la imagen del flujo del sistema, cada módulo contribuye de manera crítica al diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardíacas, consolidando al SIADC como una herramienta esencial para la atención cardiovascular moderna.

Recomendaciones para trabajos futuros

Debido a los diversos desafíos enfrentados durante la elaboración de este proyecto, se proponen las siguientes recomendaciones para futuros trabajos que busquen expandir o mejorar el sistema SIADC del corazón, aprovechando los datos y técnicas aquí empleados:

1. Optimización del procesamiento de imágenes ecocardiográficas: Actualmente, el sistema procesa las imágenes del ecocardiograma para calcular parámetros como las proporciones que se toman de forma manual, lo cual es esencial para la categorización de las disfunciones cardíacas. Sin embargo, se recomienda explorar algoritmos más avanzados de inteligencia artificial, como redes neuronales convolucionales (CNNs), para mejorar la precisión y velocidad del análisis de imágenes. Esto podría permitir la detección automática de patrones anómalos en tiempo real y reducir la intervención manual.
2. Ampliación del módulo de Lógica Difusa (LD): El módulo LD ha demostrado ser eficaz para manejar la incertidumbre inherente a los datos clínicos y ecocardiográficos. Para trabajos futuros, se sugiere ampliar este módulo para considerar una mayor cantidad de variables clínicas, como la variabilidad en los niveles de presión arterial o los valores de biomarcadores. Además, la implementación de modelos difusos adaptativos podría mejorar la capacidad del sistema para personalizar diagnósticos en función del perfil específico de cada paciente.
3. Integración de modelos predictivos basados en aprendizaje automático: Actualmente, el sistema utiliza las calculadoras de riesgo HEART y TIMI para la estratificación del riesgo cardiovascular. Como complemento, se recomienda desarrollar modelos predictivos utilizando técnicas de aprendizaje automático supervisado (por ejemplo, Random Forest o

SVM). Estos modelos podrían entrenarse con datos históricos de pacientes para predecir la evolución de enfermedades cardíacas y mejorar la toma de decisiones clínicas.

4. Mejora de la interfaz gráfica para facilitar la interpretación de resultados: La interfaz actual del SIADC proporciona acceso a múltiples módulos y presenta diagnósticos de manera clara. Sin embargo, sería útil incluir visualizaciones más dinámicas, como gráficos interactivos o reportes personalizados, que ayuden al médico a interpretar los resultados de manera más eficiente. Además, se podría incorporar un módulo de historial del paciente, que permita comparar resultados de diferentes exámenes a lo largo del tiempo.
5. Expansión del análisis a otras enfermedades: Actualmente, el SIADC se centra en el diagnóstico de disfunciones del miocardio. Futuros desarrollos podrían ampliar su alcance para incluir otras condiciones cardíacas y hasta enfermedades de otros órganos que requieran evaluaciones mediante imágenes. Esto requeriría la integración de nuevos algoritmos y parámetros de diagnóstico, pero aumentaría significativamente la utilidad del sistema.
6. Consideración de un módulo de telemedicina: Dada la creciente importancia de la telemedicina, sería beneficioso desarrollar un módulo que permita a los médicos acceder a los resultados del SIADC de forma remota. Esto facilitaría la consulta y el diagnóstico a distancia, especialmente en regiones con acceso limitado a servicios especializados de cardiología.

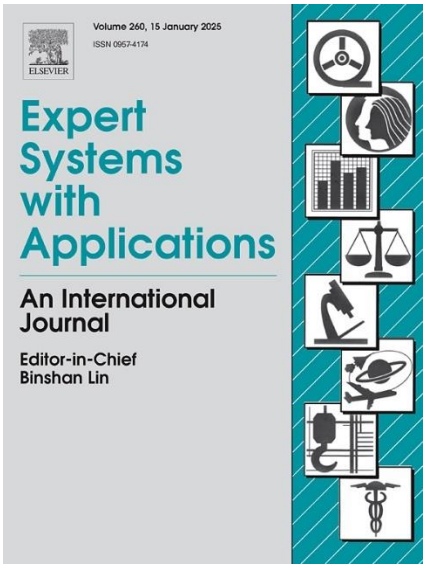
Conclusión: Estas recomendaciones buscan fortalecer las capacidades del SIADC del corazón, expandiendo su alcance diagnóstico, optimizando la precisión de los resultados y mejorando la experiencia del usuario. La implementación de estas mejoras asegurará que el

sistema continúe siendo una herramienta innovadora y eficaz en el diagnóstico cardiovascular, tal como se describe en el flujo de trabajo representado en la imagen.

Productividad

a) Registro de Software ante INDAUTOR del Software “Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica para la Clasificación y Diagnóstico de Afecciones Cardíacas”
b) Carta de Usuario emitido por el IMSS Hospital General Regional de Orizaba para ser usado en el área de Urgencias.
c) Actualmente se está trabajando en el artículo “Intelligent Clinical Decision Support System for the Classification and Diagnosis of Cardiac Conditions in the Emergency Department” que será publicado en el journal “Expert Systems with Applications” de la Editorial Elsevier e indizado por el JCR, con factor de impacto de 7.5 (Figura 95).

Figura 95. Portada Journal “Expert Systems with Applications”



Anexos

Anexo A. Manual de usuario de Software

El presente manual tiene como objetivo guiar al usuario en el uso eficiente y correcto de la interfaz gráfica del Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC). Este sistema ha sido diseñado para asistir al personal médico en el diagnóstico y la clasificación de afecciones cardíacas, proporcionando un análisis detallado y recomendaciones fundamentadas basadas en el procesamiento de imágenes y datos clínicos.

La interfaz gráfica del SIADC ha sido desarrollada con un enfoque en la simplicidad y la funcionalidad, garantizando que los usuarios puedan interactuar con el sistema de manera intuitiva. En ella, se integran tres módulos principales: el procesamiento de imágenes, la evaluación de escalas de riesgo, y la lógica difusa, que juntos permiten realizar un diagnóstico más completo y fiable.

Este manual detalla cada paso necesario para utilizar el sistema, desde la carga de datos hasta la interpretación de los resultados. Asimismo, se incluyen ejemplos prácticos, descripción de las funciones principales, y consejos para optimizar su uso.

El SIADC busca facilitar la toma de decisiones en entornos críticos como el área de urgencias, capitalizando la experiencia clínica y el poder de la tecnología para proporcionar herramientas de apoyo robustas y precisas. Esperamos que este manual sea una referencia útil para maximizar los beneficios de la herramienta en el ámbito médico.

Sobre el Software del SIADC

El SIADC es una herramienta diseñada para apoyar el diagnóstico y clasificación de afecciones cardíacas en pacientes en el área de urgencias. Este sistema utiliza datos obtenidos de ecocardiogramas, factores de riesgo clínicos y cálculos mediante lógica difusa para ofrecer recomendaciones basadas en las condiciones específicas del paciente. A través de su interfaz gráfica, el software facilita el análisis de los resultados y proporciona información clara y accesible para la toma de decisiones médicas.

El uso del software ha sido concebido para ser intuitivo y sencillo. Se asume que el usuario cuenta con conocimientos básicos sobre los términos y conceptos relacionados con el procesamiento de imágenes de ecocardiogramas, las calculadoras de riesgo (HEART y TIMI) y el uso de lógica difusa. Además, se ha desarrollado pensando en el personal médico que trabaja en entornos críticos como el área de urgencias, donde el tiempo y la precisión son factores clave.

Es altamente recomendable estudiar el manual de usuario antes de operar el sistema. En esta guía, se incluye una descripción general de las funciones y características del software, así como instrucciones paso a paso para:

1. Requisitos para su buen funcionamiento.
2. Instalación y ejecución de la aplicación del SIADC.
3. Subir y analizar ecocardiogramas.
4. Calcular el riesgo cardíaco utilizando las calculadoras integradas.
5. Obtener un diagnóstico preliminar y recomendaciones clínicas.

Requisitos del Software

Para asegurar el correcto funcionamiento del SIADC, se recomienda al usuario verificar los siguientes aspectos:

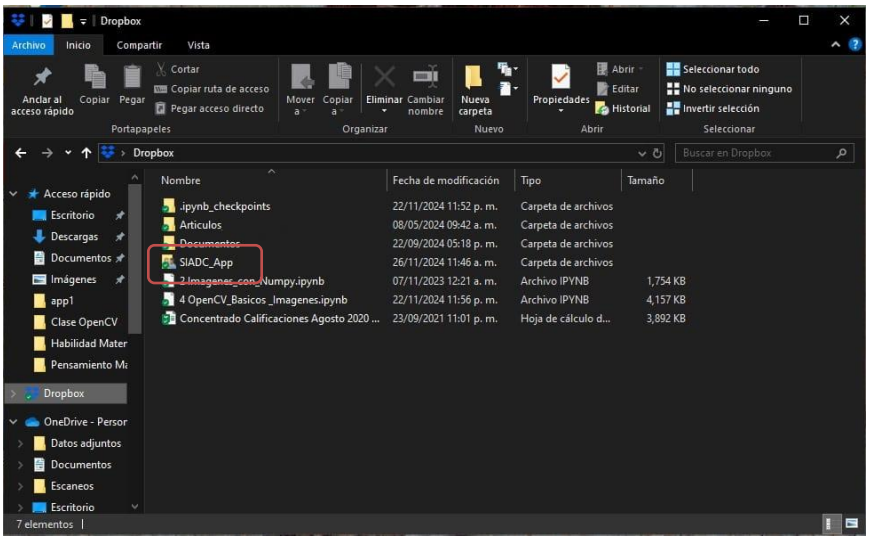
Hardware

El SIADC está diseñado para procesar archivos en formato MP4 con un tamaño no mayor a 5 MB, capturados únicamente con equipos de ultrasonido portátiles Phillips® o Butterfly®. El software puede ser utilizado en cualquier equipo de cómputo, no requiere de características especiales para su desempeño.

Instalación del Software

1. Para iniciar la instalación se debe copiar la carpeta de “SIADC_App” en el equipo de cómputo que se vaya a usar (véase Figura 96).

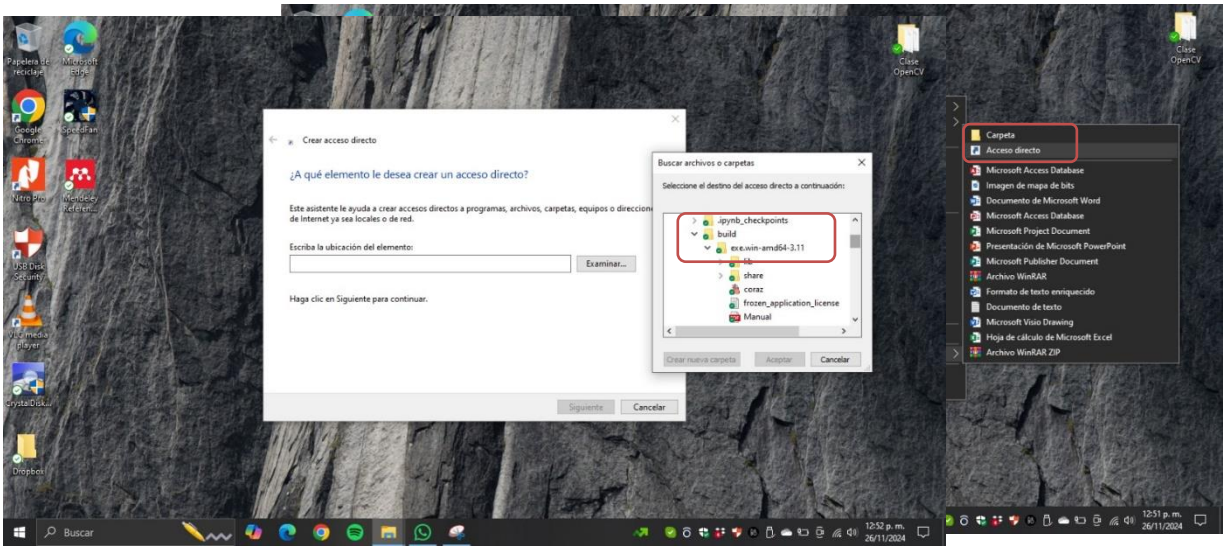
Figura 96. Carpeta de la aplicación.



2. Se crea un acceso directo, para lo cual el usuario corrobora que dentro de “SIADC_App” y se busca que dentro de esta carpeta haya una carpeta llamada “build” y dentro de esta exista otra carpeta llamada “exe.win-amd64-3.11” y, a su vez, dentro de esta que esté el

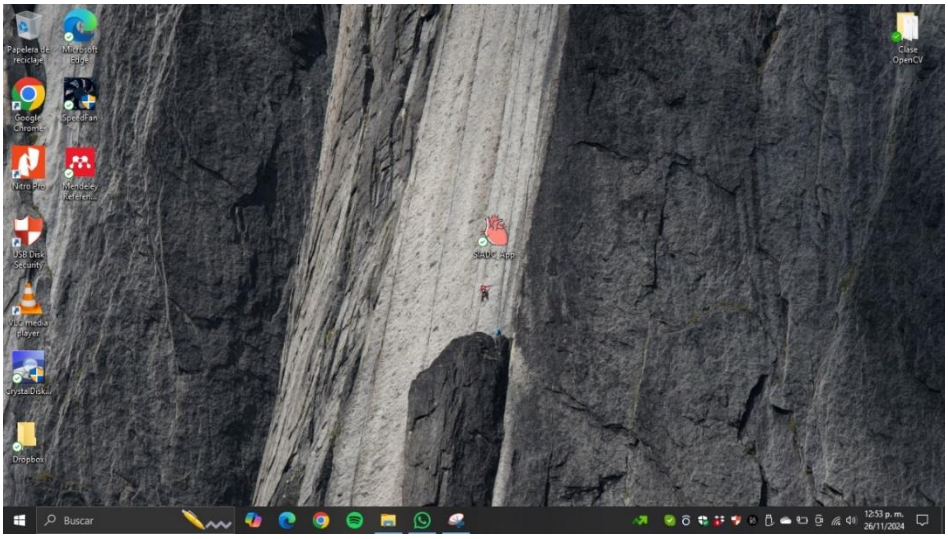
archivo “SIADC_App.exe”, que será el archivo del cual se crea un acceso directo en el Escritorio (véase Figura 97).

Figura 97. Crea un acceso directo del archivo "SIADC_App.exe"



3. Una vez teniendo el acceso directo, dar doble clic sobre este para ingresar a la aplicación (ver Figura 98).

Figura 98. Abrir aplicación desde acceso directo.



4. Una vez abriendo la aplicación se podrá acceder a los módulos de “Portada”, “HEART”, “TIMI”, “Ecocardiograma” y “Lógica Difusa” como en la Figura 99.

Figura 99. Abrir aplicación de instalada



Características de las imágenes

Para garantizar un análisis preciso y confiable en el Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC), es fundamental cumplir con ciertos criterios de calidad en las imágenes de ecocardiograma utilizadas. A continuación, se describen las especificaciones y características necesarias para que las imágenes puedan ser procesadas correctamente por el sistema.

Requisitos de Calidad de las Imágenes:

1. Nitidez y Claridad: Las imágenes deben ser completamente nítidas, con una resolución adecuada que permita visualizar de manera clara las estructuras cardíacas. Las imágenes borrosas o con ruido interferirán con el correcto procesamiento y diagnóstico.
2. Ausencia de Artefactos: Durante la captura del ecocardiograma, pueden generarse ciertos artefactos o distorsiones, tales como:
    - Burbujas o interferencias.

- Sombras acústicas.
- Movimiento excesivo o desenfoque.
- Ruido de fondo significativo.

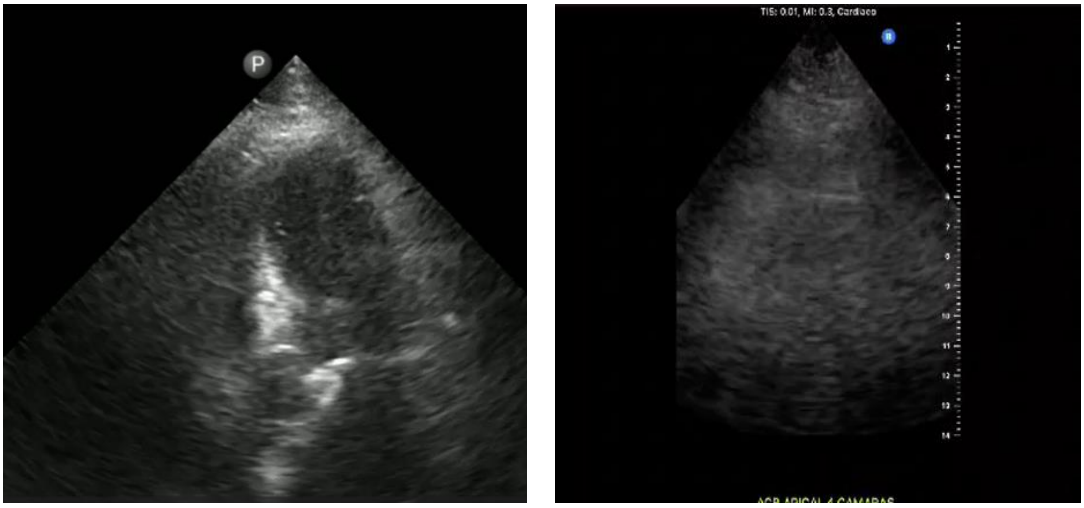
Las imágenes que presenten estos artefactos no serán consideradas adecuadas para su análisis en el sistema. Se recomienda que el fondo y las estructuras visibles estén libres de cualquier interferencia o distorsión.

3. Iluminación y Contraste: Las imágenes deben tener un contraste adecuado, donde las paredes cardíacas y cavidades puedan diferenciarse claramente del fondo. Un contraste deficiente puede dificultar la detección automática de los contornos del corazón.
4. Ángulo de Captura Correcto: Es crucial que las imágenes del ecocardiograma de 4 y 2/3 cámaras estén tomadas en los planos correctos, sin inclinaciones que puedan distorsionar las medidas de las distancias entre las estructuras.

Ejemplos de Imágenes Adecuadas e Inadecuadas:

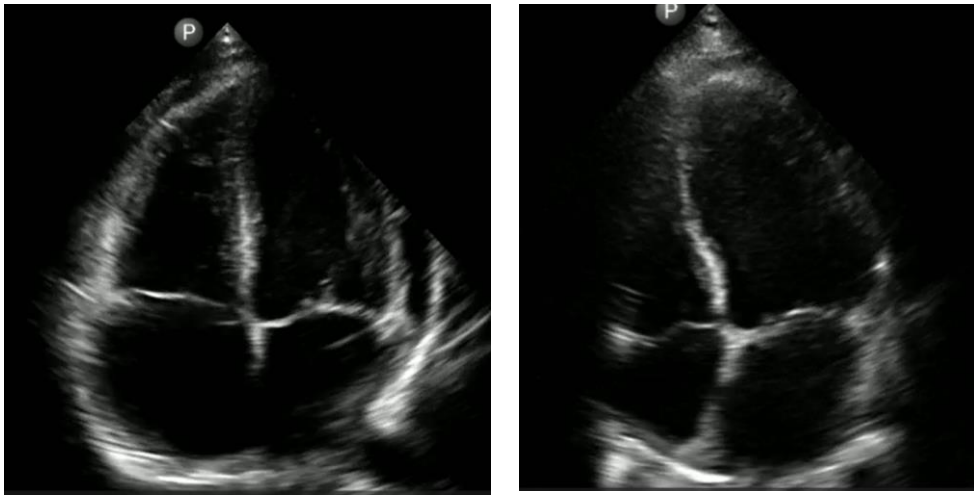
- Imágenes No Adecuadas: Incluyen artefactos, ruido, falta de enfoque o contraste insuficiente. Estas imágenes pueden dificultar la detección precisa de las estructuras cardíacas y alterar los resultados del diagnóstico (véase Figura 100).

Figura 100. Ejemplo de imágenes no adecuadas



- Imágenes Adecuadas: Presentan una calidad óptima, sin artefactos visibles y con un contraste claro entre las cavidades cardíacas y las paredes del corazón. Este tipo de imágenes permite al sistema SIADC realizar un análisis más preciso y ofrecer diagnósticos confiables (véase Figura 101).

Figura 101. Ejemplo de imágenes adecuadas



Se recomienda verificar la calidad de las imágenes de ecocardiograma antes de ingresarlas al sistema SIADC para asegurar el correcto funcionamiento del módulo de procesamiento de imágenes.

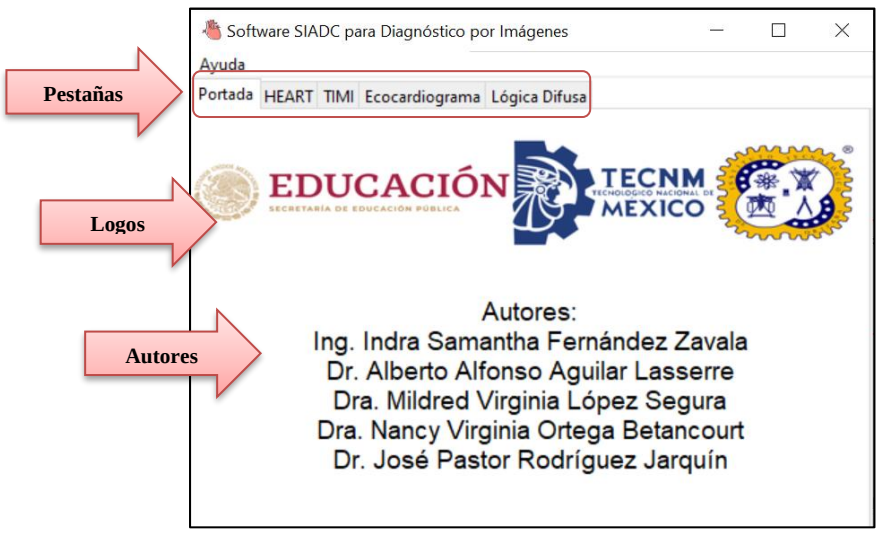
Contenido de la ventana de portada del SIADC

La ventana de portada del Sistema Inteligente de Apoyo a la Decisión Clínica (SIADC) ofrece una interfaz introductoria donde se presenta la identidad del sistema y sus autores. Esta ventana permite al usuario acceder a los módulos principales a través de una barra de navegación en la parte superior.

Barra de Navegación

Contiene pestañas para acceder rápidamente a los diferentes módulos del sistema, que incluyen los puntos siguientes y se ilustran en la Figura 102:

Figura 102. Barra de navegación



- Portada: Pantalla principal de bienvenida.
- HEART: Módulo de calculadora de riesgo HEART para evaluar el riesgo cardiovascular del paciente.

- TIMI: Módulo de calculadora de riesgo TIMI, útil en la clasificación del riesgo en pacientes con dolor torácico agudo.
- Ecocardiograma: Módulo de procesamiento de imágenes ecocardiográficas.
- Lógica Difusa: Módulo del Sistema de Lógica Difusa para apoyar en el diagnóstico y clasificación de afecciones cardíacas.
- Logos Institucionales: Se muestran los logotipos de la Secretaría de Educación Pública (SEP) y del Tecnológico Nacional de México (TecNM), indicando la afiliación institucional del proyecto.
- Autores: Se listan los nombres de los autores responsables del desarrollo del sistema (véase Figura 102).

Botón de ayuda

Se incluye en la ventana principal una barra de menú que consta del botón de “Ayuda” (véase Figura 103), el cual abre el archivo PDF de este manual si se da clic sobre la opción y muestra la información sobre el autor en el botón “Acerca de…” (véase Figura 104).

Figura 103. Botón de ayuda

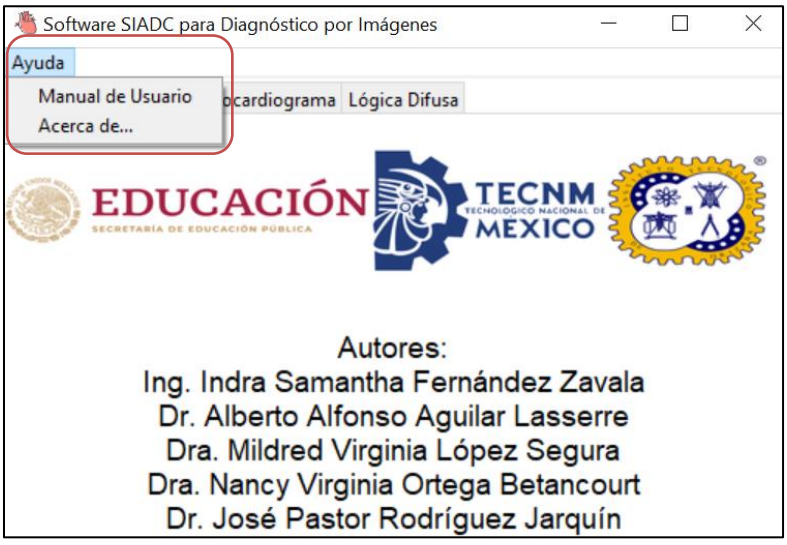


Figura 104. Opción de "Acerca de..."



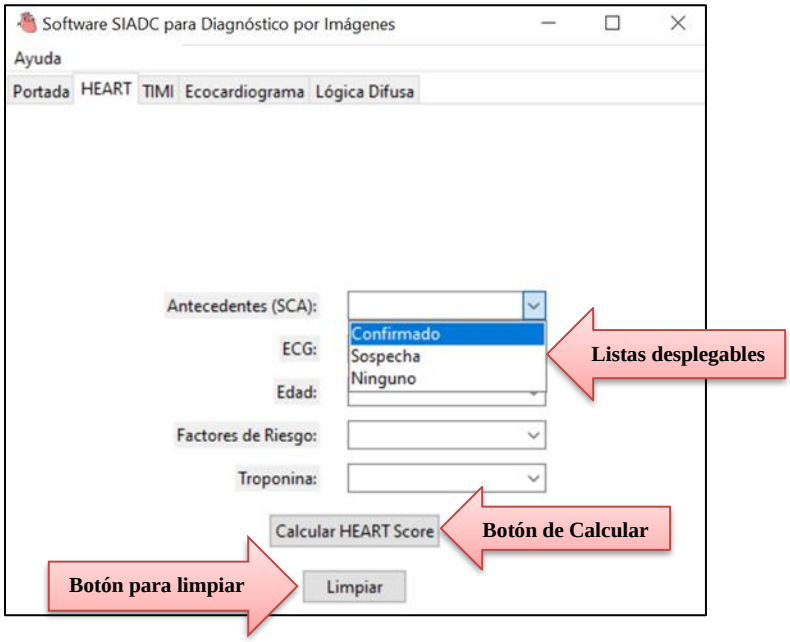
Contenido de pestañas

Cada pestaña cuenta con un Módulo del SADC, estos módulos se integran en el modelo de LD para la determinación de la recomendación del proceso que seguirá el paciente después de saber cuál es el diagnóstico del procesamiento de las imágenes en la pestaña de ecocardiograma y el riesgo de clínico de que su estado sea más crítico.

Pestaña HEART

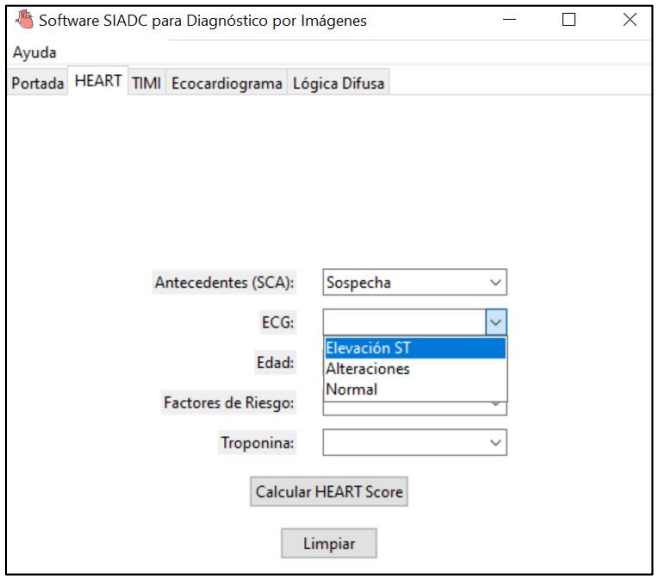
En esta pestaña el usuario puede introducir la información referente al historial clínico del paciente, y determinar el riesgo de desarrollo de la escala HEART para evaluar el estado del paciente al tiempo de ingreso y determina el grado de gravedad. En esta pestaña se muestra a calculadora de la escala HEART Score, esta escala consta de 5 variables (véase la Figura 105) seguidas de sus cuadros de texto en donde se despliegan las opciones con los calores específicos que puede tomar dicha variable. La variable de la Figura 105 muestra la variable de antecedentes de Síndrome Agudo Coronario y sus posibles opciones.

Figura 105. Pestaña HEART desplegando las opciones de antecedentes SCA



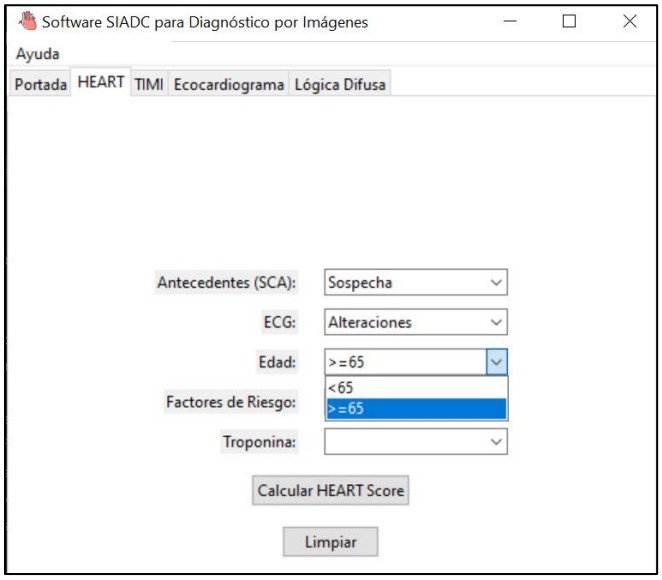
Para accionar cada botón solo es necesario dar clic sobre él y seleccionar la deseada. Se muestran a continuación las opciones restantes para cada botón (véase la Figura 106).

Figura 106. Pestaña HEART desplegando las opciones de Electrocardiograma (ECG)



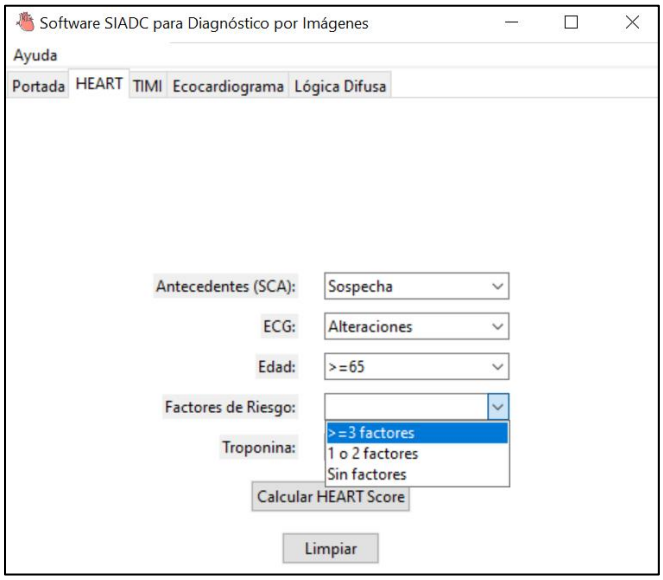
En la variable de “Edad”, solo se despliegan dos opciones, ya que hay más probabilidad de riesgo a partir de los 65 años y viceversa (véase Figura 107).

Figura 107. Pestaña HEART desplegando las opciones de Edad



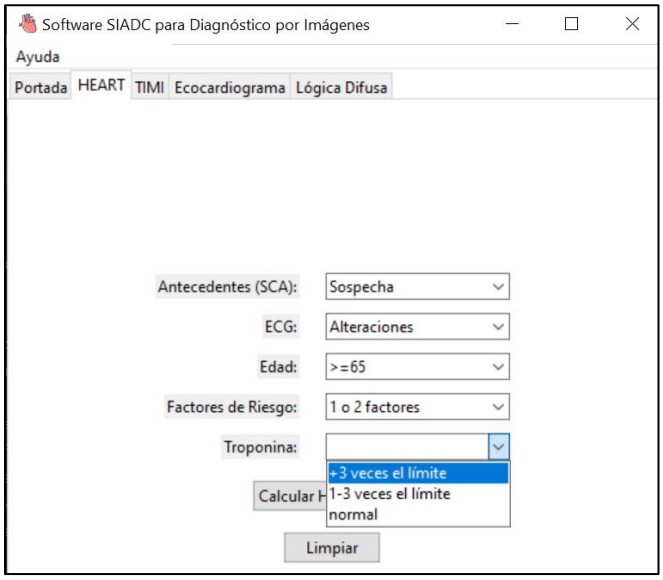
En la Figura 108 se desglosan las opciones de “Factores de riesgo”, solo se seleccionan la cantidad de factores, pero en ellos se incluyen enfermedades crónicas, adicciones y malos hábitos.

Figura 108. Pestaña HEART desplegando las opciones de los Factores de Riesgo



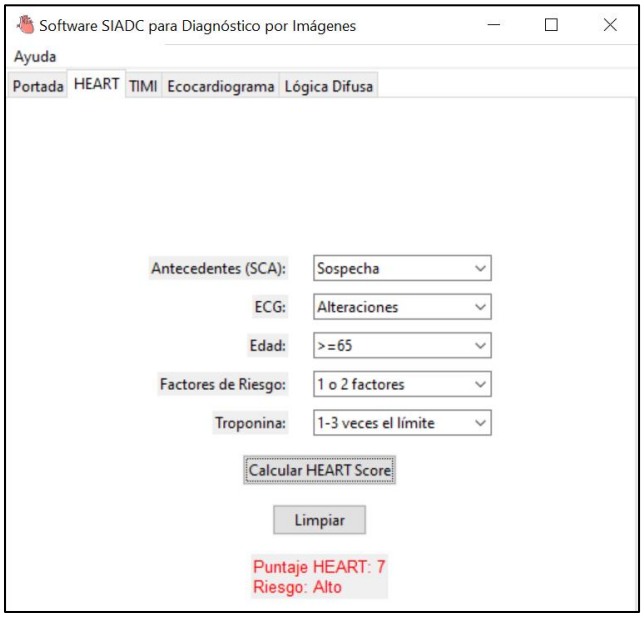
Continúa la variable de “Troponina”, donde se tienen opciones de normalidad y 2 más de cuánto sobrepasa el límite de normalidad (véase Figura 109).

Figura 109. Pestaña HEART desplegando las opciones de Troponina



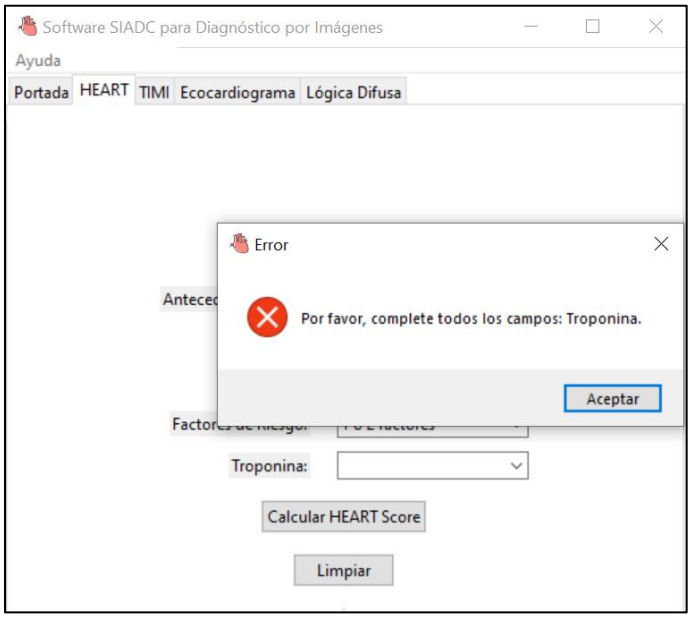
Una vez llenado todos los campos, se da clic en el botón de “Calcular HART Score” y hasta abajo se refleja el resultado y para volver a usarlo, sólo dar clic al botón de “Limpiar” (véase Figura 110).

Figura 110. Pestaña HEART cálculo y resultado



Es necesario llenar todos los campos porque si no, sale un mensaje de advertencia de cuál variable se ha seleccionado y no permite continuar con el cálculo hasta que se completa (véase Figura 111).

Figura 111. Mensaje de Advertencia para llenar todos los campos



Pestaña TIMI

En esta pestaña, el usuario puede introducir la información necesaria para calcular el riesgo del paciente utilizando la escala TIMI. Esta calculadora permite evaluar el riesgo de eventos cardiovasculares adversos en pacientes con síndrome coronario agudo, clasificándolos en diferentes niveles de gravedad.

La calculadora TIMI consta de 7 variables (véase la Figura 112 y Figura 113) que se muestran junto a sus cuadros de texto. En estos cuadros, el usuario puede seleccionar las opciones específicas que aplican a cada variable. Por ejemplo, una de las variables evalúa la presencia de factores de riesgo cardiovascular como hipertensión, diabetes o tabaquismo, y despliega las posibles opciones con los valores correspondientes. Esta herramienta facilita una evaluación rápida

y precisa del riesgo, permitiendo al personal clínico tomar decisiones informadas sobre el manejo y tratamiento del paciente en el área de urgencias y tiene el mismo funcionamiento que la pestaña de HEART.

Figura 112. Pestaña TIMI cálculo y resultado

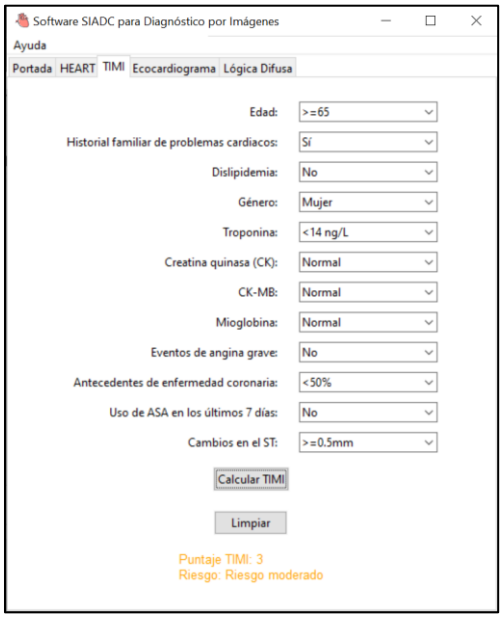
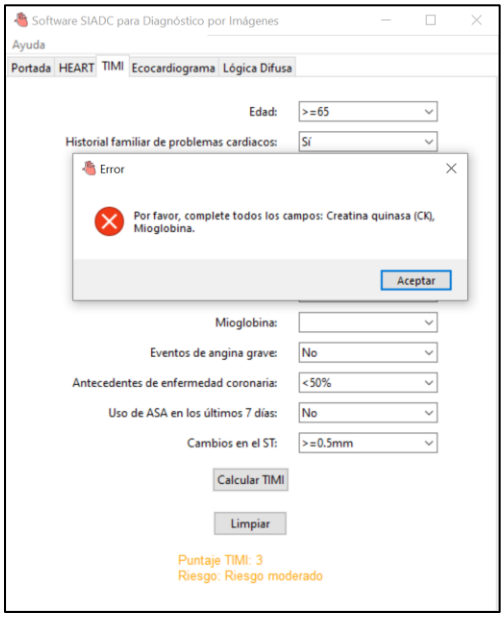


Figura 113. Mensaje de Advertencia para llenar todos los campos



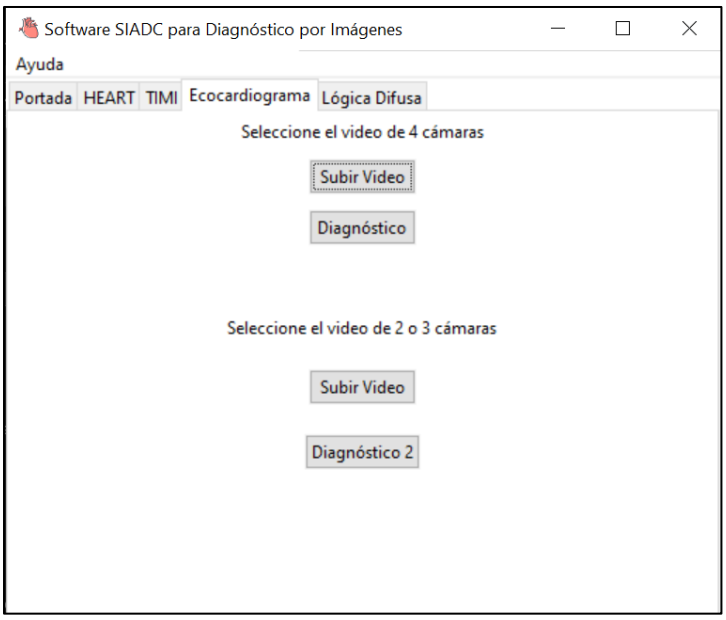
Pestaña Ecocardiograma

En esta pestaña, el usuario puede cargar y procesar imágenes de ecocardiogramas para realizar un análisis detallado de la función cardíaca del paciente. Esta herramienta permite identificar posibles afecciones cardíacas a través del procesamiento de imágenes obtenidas del ecocardiograma, facilitando así un diagnóstico más preciso.

La interfaz presenta opciones para cargar la imagen, aplicar técnicas de procesamiento y visualizar los resultados. El sistema analiza parámetros clave, como movimiento de las paredes cardíacas y función ventricular, y proporciona indicadores que ayudan a clasificar el estado del corazón del paciente.

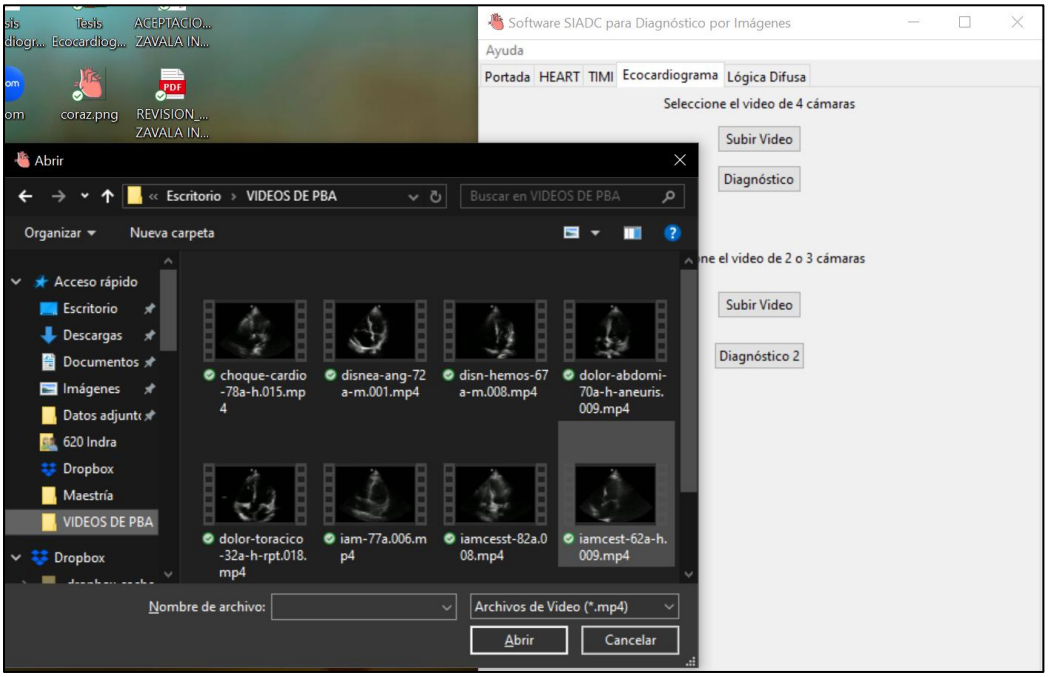
La pestaña realiza cuenta con 2 secciones de 2 botones cada una, en estas secciones viene el texto encima donde indica cuál es el análisis que se debe realizar. En la parte de video de 4 cámaras, se sube el video del ecocardiograma de 4 cámaras y lo mismo para la sección de 2 o 3 cámaras (véase Figura 114).

Figura 114. Pestaña ecocardiograma



Para iniciar el procesamiento de imágenes, se debe dar clic en el botón de “Subir Video”, posteriormente, se abrirá otra ventana donde aparecen los archivos del equipo donde está instalado, se debe seleccionar dando clic al archivo con formato MP4 que desee procesar (véase Figura 115) y después presionar el botón de “Abrir” de la ventana emergente.

Figura 115. Selección de video para procesamiento de imágenes

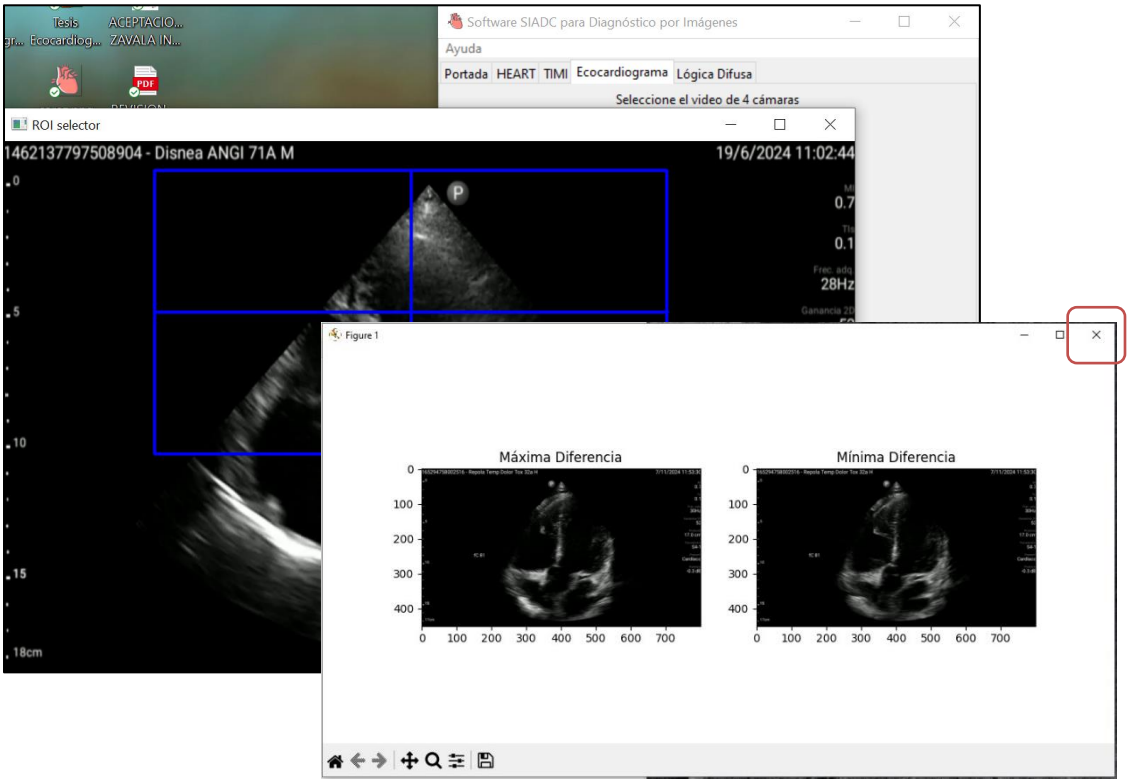


Una vez seleccionado el video, se muestra en pantalla dos imágenes que representan la máxima y mínima expansión, esta ventana se tiene que cerrar para continuar con el procesamiento e igual se puede descargar la imagen para mayor referencia antes de cerrarla.

Una vez hecho eso, se tiene la ventana de la imagen del video que se ha seleccionado (esta imagen representa el máximo movimiento detectado), con ayuda del mouse se da un clic y se abre una ventana azul que aumenta o disminuye su tamaño de acuerdo al movimiento del mouse, una vez que el campo de interés ha quedado dentro del recuadro azul se presiona la tecla Enter del teclado y, automáticamente, el usuario podrá observar que se abre otra ventada parecida a la

anterior (esta imagen pertenece al mínimo movimiento detectado), se debe realizar el mismo procedimiento de selección con la ventana azul, en esta segunda ocasión, cuando se tenga el área deseada seleccionada, se tiene que presionar la letra “s” del teclado para poder continuar con el siguiente paso (véase Figura 116).

Figura 116. Ventana de ROI Selector

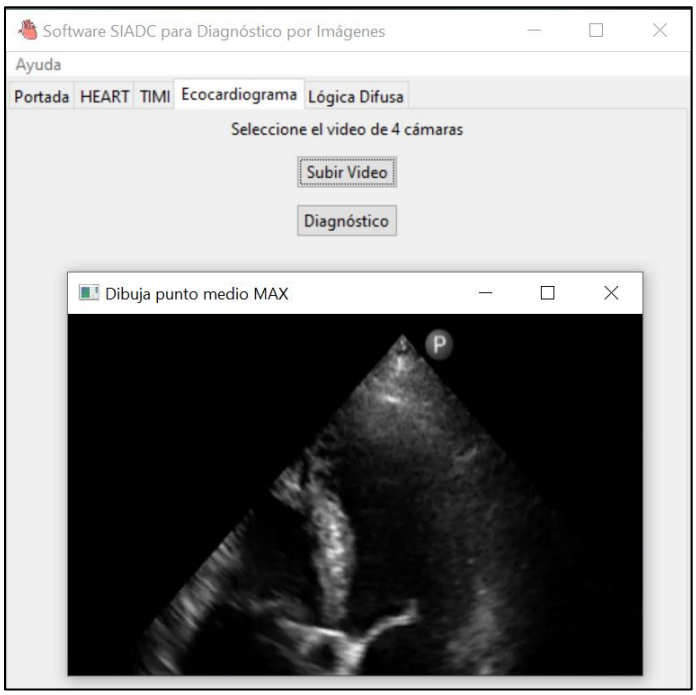


Recomendaciones: el objetivo del ROI es que se pueda realizar un corte o acercamiento a la sección que se desea estudiar. En este caso se recomienda que el cuadro azul abarque los dos ventrículos y parte de la pantalla negra, como se muestra en la Figura 118, para que los siguientes pasos sean más precisos.

Después de presionar la letra “s”, se abrirá otra ventana, la cual muestra las 2 imágenes recortadas del máximo y mínimo movimiento, estas imágenes igual se pueden descargar si así se requiere, pero se tendrá que cerrar la ventana para continuar con el procesamiento. La ventana de

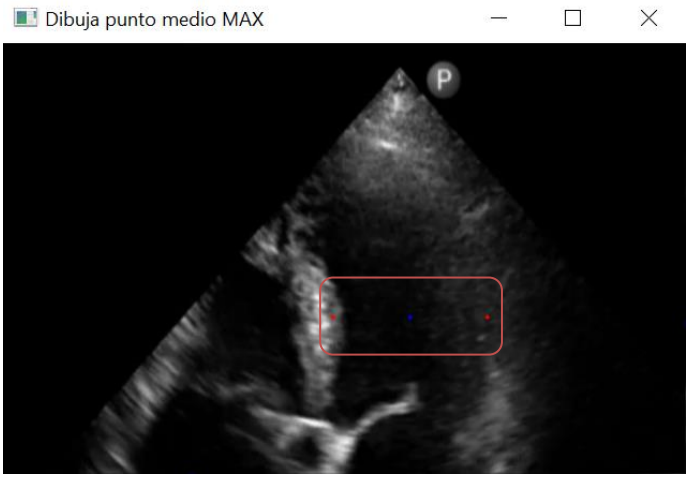
la imagen que se muestra es la primera imagen, que salió anteriormente, pero recortada a la selección del cuadro azul, es en este punto donde se tiene que poner especial atención en el nombre de la ventana que se acaba de abrir, ya que será un indicador de lo que se tiene que hacer (véase Figura 117).

Figura 117. Proceso de Dibujar punto medio



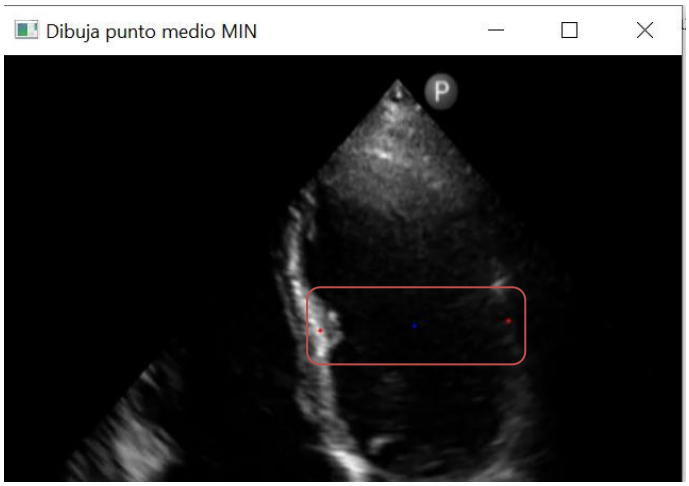
Como bien lo dice la ventana de la Figura 119, el proceso que se inicia es el de dibujar un punto medio en la imagen del máximo movimiento (la primera imagen recortada), este punto busca encontrar el centro del ventrículo izquierdo, para conseguir esto se tienen que marcar dos puntos con el mouse, dando clic en las paredes del ventrículo izquierdo (septal y ventricular), el sistema de manera automática dibujará en punto en el centro de estos dos puntos (véase Figura 118).

Figura 118. Dibujar punto medio (azul) en imagen de máximo movimiento



Una vez dibujados los dos puntos, se presiona “s” para continuar con la otra imagen (la imagen de movimiento mínimo, véase Figura 119) y se realiza el mismo procedimiento que en la de máximo movimiento.

Figura 119. Dibujar punto medio (azul) en imagen de mínimo movimiento



Ya que se marcaron los puntos medios de las imágenes MAX y MIN, se abrirá otra vez la primera ventana con los tres puntos marcados (pero todos serán el color azul ahora, véase Figura 120) esta ventana muestra la imagen del movimiento máximo. El usuario deberá hacer como primer paso volver a marcar dos puntos (que se dibujarán en color rojo automáticamente), pero en esta ocasión debe ser sobre el punto medio al punto que se encuentra en la pared ventricular

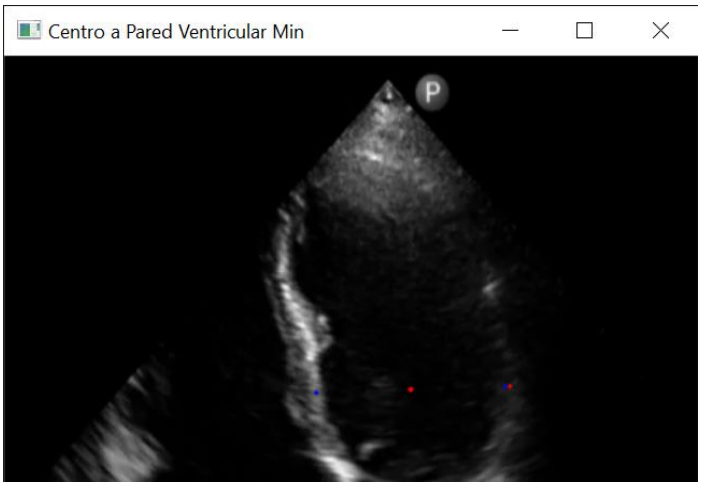
marcados antes y, posteriormente, se presiona la letra “s” y se continúa con la siguiente imagen, esta imagen será la del movimiento mínimo (véase Figura 121) y se tiene que seguir el mismo proceso de marcar dos puntos, nuevamente, del centro de la imagen a la pared ventricular, estos puntos medirán la distancia que existe del centro del ventrículo a la pared ventricular.

Recuerda solo marcar los dos puntos solicitados, no más. En caso de equivocarse y marcar puntos de más o en una zona que no estaba marcada, se requerirá reiniciar el proceso para obtener un resultado factible.

Figura 120. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de máximo movimiento



Figura 121. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de mínimo movimiento

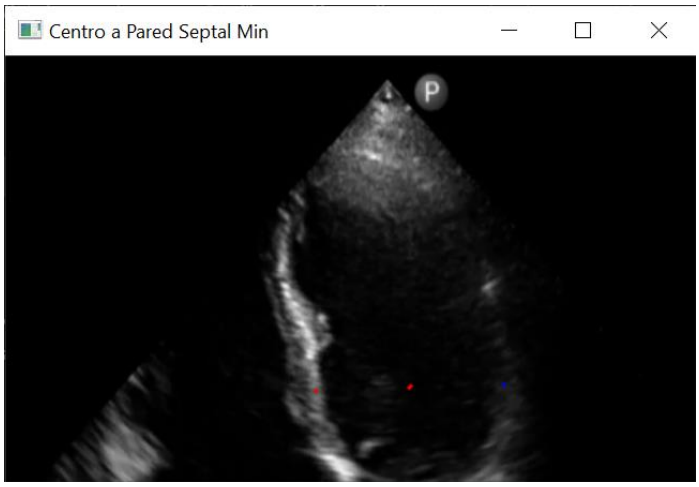


Cuando se haya terminado de marcar esta última imagen se vuelve a presionar la “s” para continuar el proceso, el cual será el mismo que el realizado anteriormente pero ahora marcando los dos puntos del centro a la pared septal de la imagen de máximo movimiento (véase Figura 122) y se presiona “s” para después hacer lo mismo, pero para la imagen del mínimo movimiento (véase Figura 123), por último, se presiona “s” y con esto acaba el proceso de las imágenes.

Figura 122. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de máximo movimiento



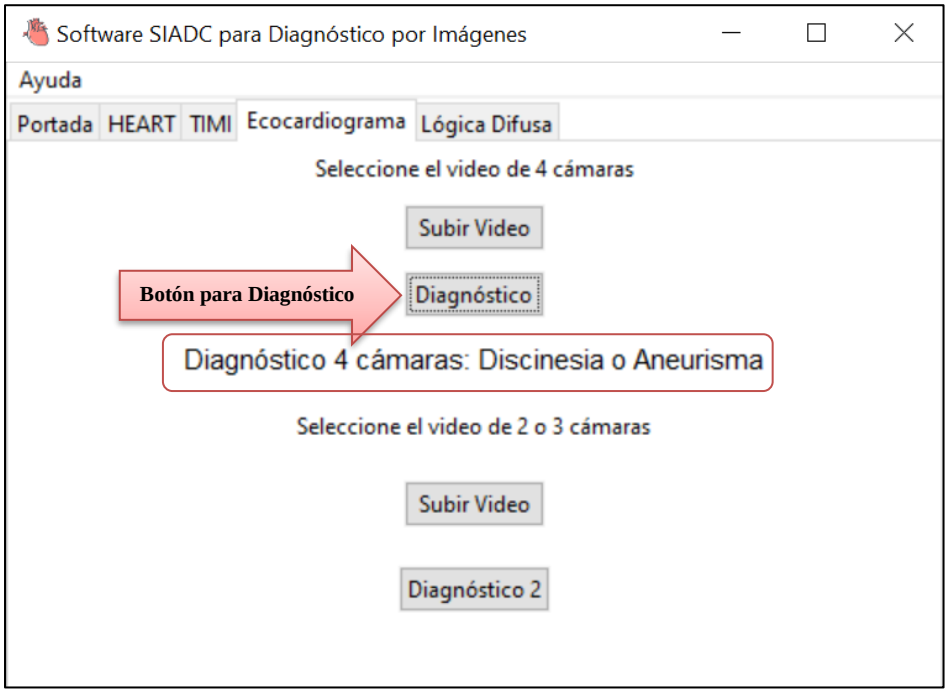
Figura 123. Dibujar distancia del punto medio al punto de la pared ventricular de la imagen de mínimo movimiento



Ahora, para saber el resultado del procesamiento de las imágenes con las que se trabajó anteriormente, en la interfaz, debajo del botón de “subir video” se encuentra el botón de

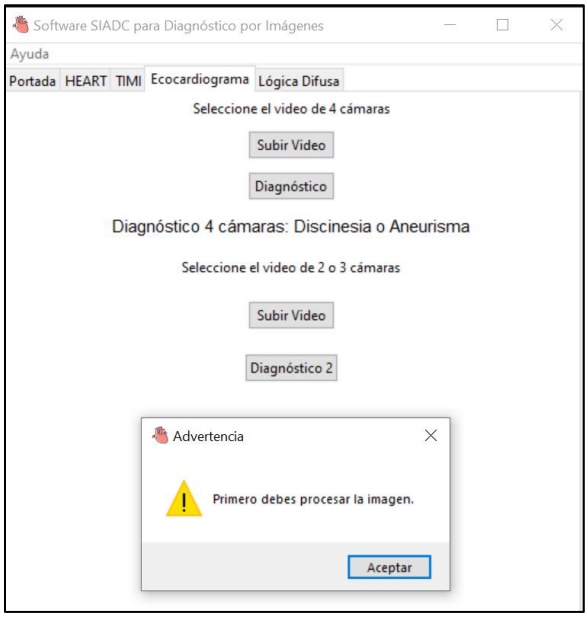
“Diagnóstico”, ese botón se deberá presionar una vez terminado el procesamiento para que la interfaz arroje el diagnóstico (véase Figura 124).

Figura 124. Diagnóstico del procesamiento de imágenes.



El usuario solo podrá accionar el botón de “Diagnóstico” después de realizar el procesamiento de imágenes completamente, de no ser así, si se presiona este botón aparece un mensaje de Advertencia (véase Figura 125).

Figura 125. Mensaje de Advertencia para procesar imagen

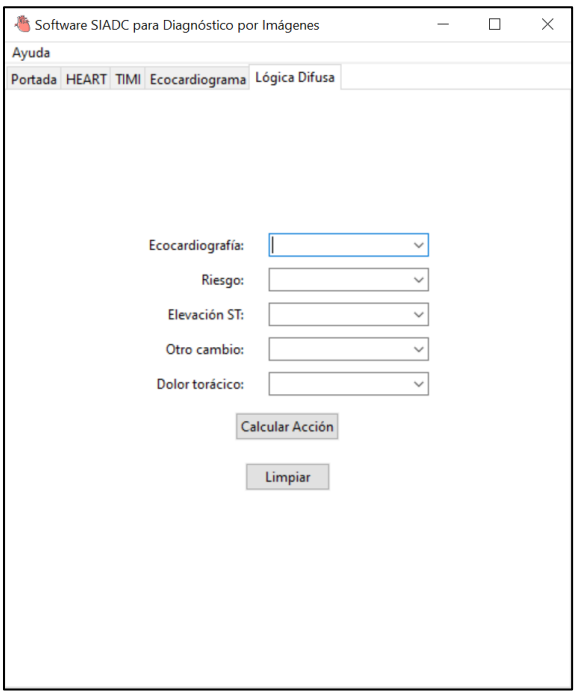


Si se desea realizar el procesamiento de imagen de otra cámara, el usuario puede realizarlo en la sección debajo de la de 4 cámaras, esta sección puede ser para una imagen de 2 o 3 cámaras.

Pestaña Lógica Difusa

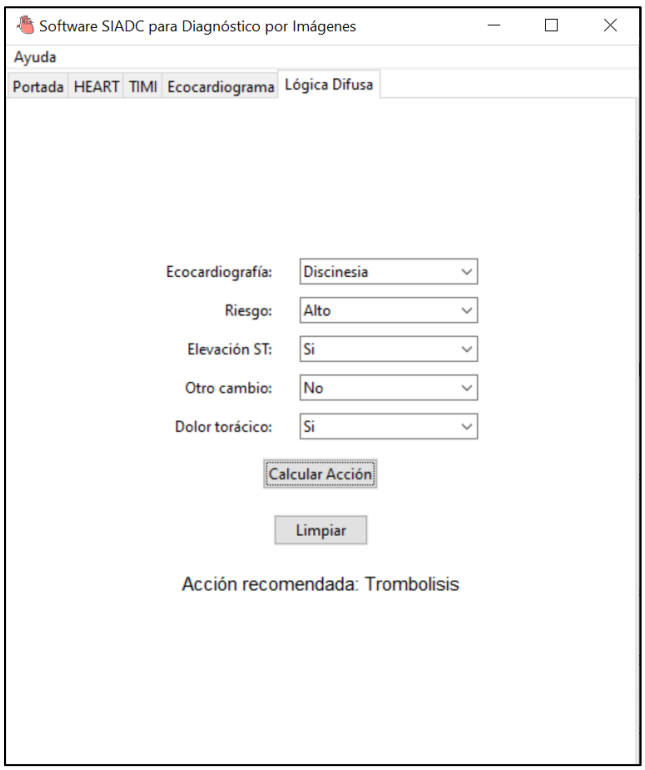
Como último paso se encuentra la pestaña de LD, donde se integran las demás pestañas ya que se requiere del diagnóstico del procesamiento de imágenes y de la obtención del riesgo (ya sea de la calculadora de TIMI o HEART Score) y, además se requieren otros datos como Elevación ST de electrocardiograma, Otro cambio del Electrocardiograma y si, al momento de hacer la evaluación, tiene dolor torácico o no (véase Figura 126).

Figura 126. Pestaña LD



Esta pestaña, al igual que las dos primeras, es de opción múltiple, donde el usuario deberá seleccionar las respuestas que se requieren, en el caso de las dos primeras variables, se tendrá que seleccionar la respuesta obtenida en las primeras pestañas, y las demás de las pruebas realizadas (véase Figura127) y una vez teniendo todas las casillas llenas, se procede a oprimir el botón de "Calcular Acción", donde mostrará la acción a seguir dependiendo de los resultados obtenidos, como recomendación del sistema, el usuario deberá decidir si seguirá esta acción o tomará otras medidas.

Figura 127. Recomendación del módulo de LD



Anexo B. Reglas de inferencia

En el desarrollo del SIADC, las reglas de inferencia constituyen el núcleo lógico, el cual logra transformar los datos en decisiones que puedan ser usadas como apoyo a la decisión clínica. Estas reglas, basadas en el conocimiento médico y estructuradas mediante lógica difusa, permiten manejar la incertidumbre inherente a los escenarios clínicos del área de urgencias y generar recomendaciones precisas y accionables.

El presente anexo recopila de manera sistemática todas las reglas de inferencia definidas para el modelo de lógica difusa. Estas reglas, formuladas en un formato condicional sujetas al cumplimiento de los requerimientos, articulan las relaciones entre las variables clave del sistema, como los diagnósticos detectados por las características en las imágenes de ecografías cardiacas, las escalas de riesgo obtenidas de las calculadoras TIMI y HEART, y las acciones sugeridas al personal médico.

El objetivo de este anexo es proporcionar una referencia clara y detallada de estas reglas, mostrando cómo se integran en el proceso de toma de decisiones del sistema, estas se muestran a continuación en las Tablas 10a, Tabla 10b, Tabla 10c, Tabla 10d y Tabla 10e.

Tabla 10a. Tabla de reglas difusas o reglas de inferencia del módulo de lógica difusa

Regla #	Ecocardiografía	Riesgo	Electrocardiograma		Dolor torácico	Acción
			Elevación ST	Otro cambio		
Rule 1	Normal	Bajo	no'	no'	no'	alta'
Rule 2	Normal	Bajo	si'	no'	no'	Observación y estudio de control
Rule 3	Normal	Bajo	no'	si'	no'	Observación y estudio de control
Rule 4	Normal	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 5	Normal	Bajo	si'	si'	no'	Observación y estudio de control
Rule 6	Normal	Bajo	no'	si'	si'	Observación y estudio de control
Rule 7	Normal	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 8	Normal	Medio	no'	no'	no'	Consulta Cardiología
Rule 9	Normal	Medio	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 10	Normal	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 11	Normal	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 12	Normal	Medio	si'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 13	Normal	Medio	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 14	Normal	Medio	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 15	Normal	Alto	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 16	Normal	Alto	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 17	Normal	Alto	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 18	Normal	Alto	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 19	Normal	Alto	si'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 20	Normal	Alto	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 21	Normal	Alto	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 22	Hipocinesia	Bajo	no'	no'	no'	Consulta Cardiología
Rule 23	Hipocinesia	Bajo	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 24	Hipocinesia	Bajo	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 25	Hipocinesia	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis

Tabla 11b. Tabla de reglas difusas o reglas de inferencia del módulo de lógica difusa

			Electrocardiograma			
Regla #	**Ecocardiografía**	**Riesgo**	**Elevación ST**	**Otro cambio**	**Dolor torácico**	**Acción**
Rule 26	Hipocinesia	Bajo	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 27	Hipocinesia	Bajo	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 28	Hipocinesia	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 29	Hipocinesia	Medio	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 30	Hipocinesia	Medio	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 31	Hipocinesia	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 32	Hipocinesia	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 33	Hipocinesia	Medio	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 34	Hipocinesia	Medio	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 35	Hipocinesia	Medio	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 36	Hipocinesia	Alto	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 37	Hipocinesia	Alto	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 38	Hipocinesia	Alto	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 39	Hipocinesia	Alto	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 40	Hipocinesia	Alto	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 41	Hipocinesia	Alto	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 42	Hipocinesia	Alto	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 43	Discinesia	Bajo	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 44	Discinesia	Bajo	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 45	Discinesia	Bajo	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 46	Discinesia	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 47	Discinesia	Bajo	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 48	Discinesia	Bajo	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 49	Discinesia	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 50	Discinesia	Medio	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 51	Discinesia	Medio	si'	no'	no'	Trombólisis

Tabla 12c. Tabla de reglas difusas o reglas de inferencia del módulo de lógica difusa

Regla #	Ecocardiografía	Riesgo	Electrocardiograma		Dolor torácico	Acción
			Elevación ST	Otro cambio		
Rule 52	Discinesia	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 53	Discinesia	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 54	Discinesia	Medio	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 55	Discinesia	Medio	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 56	Discinesia	Medio	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 57	Discinesia	Alto	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 58	Discinesia	Alto	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 59	Discinesia	Alto	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 60	Discinesia	Alto	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 61	Discinesia	Alto	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 62	Discinesia	Alto	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 63	Discinesia	Alto	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 64	Acinesia	Bajo	no'	no'	no'	Consulta Cardiología
Rule 65	Acinesia	Bajo	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 66	Acinesia	Bajo	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 67	Acinesia	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 68	Acinesia	Bajo	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 69	Acinesia	Bajo	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 70	Acinesia	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 71	Acinesia	Medio	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 72	Acinesia	Medio	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 73	Acinesia	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 74	Acinesia	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 75	Acinesia	Medio	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 76	Acinesia	Medio	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología

Tabla 13d. Tabla de reglas difusas o reglas de inferencia del módulo de lógica difusa

Regla #	Ecocardiografía	Riesgo	Electrocardiograma		Dolor torácico	Acción
			Elevación ST	Otro cambio		
Rule 77	Acinesia	Medio	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 78	Acinesia	Alto	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 79	Acinesia	Alto	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 80	Acinesia	Alto	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 81	Acinesia	Alto	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 82	Acinesia	Alto	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 83	Acinesia	Alto	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 84	Acinesia	Alto	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 85	Aneurisma	Bajo	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 86	Aneurisma	Bajo	si'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 87	Aneurisma	Bajo	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 88	Aneurisma	Bajo	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 89	Aneurisma	Bajo	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 90	Aneurisma	Bajo	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 91	Aneurisma	Bajo	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 92	Aneurisma	Medio	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 93	Aneurisma	Medio	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 94	Aneurisma	Medio	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 95	Aneurisma	Medio	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 96	Aneurisma	Medio	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 97	Aneurisma	Medio	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 98	Aneurisma	Medio	si'	si'	si'	Trombólisis
Rule 99	Aneurisma	Alto	no'	no'	no'	Ingreso a cardiología

Tabla 14e. Tabla de reglas difusas o reglas de inferencia del módulo de lógica difusa

			Electrocardiograma			
Regla #	**Ecocardiografía**	**Riesgo**	**Elevación ST**	**Otro cambio**	**Dolor torácico**	**Acción**
Rule 100	Aneurisma	Alto	si'	no'	no'	Trombólisis
Rule 101	Aneurisma	Alto	no'	si'	no'	Ingreso a cardiología
Rule 102	Aneurisma	Alto	si'	no'	si'	Trombólisis
Rule 103	Aneurisma	Alto	si'	si'	no'	Trombólisis
Rule 104	Aneurisma	Alto	no'	si'	si'	Ingreso a cardiología
Rule 105	Aneurisma	Alto	si'	si'	si'	Trombólisis

Referencias

Arias Trillos, Y. E. (2019). *Sistema web de reconocimiento y clasificación de patologías a través de imágenes médicas basado en técnicas de aprendizaje de máquina*. Universidad Autónoma de Bucaramanga.

Aristizábal, J. C., Senior, J. M., Fernández, A., Rodríguez, A., & Acosta, N. (2014). *Validación de las escalas de riesgo TIMI y GRACE para el síndrome coronario agudo en una cohorte contemporánea de pacientes*.

Casillas, A. H., Del, I., Serrano, C., Ruiz España, S., David, Y., & Pérez, M. (2021). *Estudio de la detección y clasificación de la transmuralidad del infarto de miocardio mediante análisis de imágenes de resonancia magnética cardíaca y algoritmos de aprendizaje máquina*.

Chacón-Diaz, M., Salinas, J., & Doig, R. (2018). Stratification of thoracic pain with modified HEART score and its relationship to short term cardiovascular events. *Archivos de Cardiología de México*, *88*(5), 333–338. https://doi.org/10.1016/j.acmx.2017.06.008

Cortés, M. M., Lambardi, F., Ariznavarreta, P., Resi, S., Arbucci, R., Borda, M., Trivi, M., Alves, A., Lima, D. E., Pablo, J., & Resumen, C. (2018). Utilidad del score HEART con troponina T de Alta sensibilidad para la evaluación de pacientes con dolor torácico Usefulness of the HEART Score with High-Sensitivity Troponin T for the Evaluation of Patients with Chest Pain. *REVISTA ARGENTINA DE CARDIOLOGÍA*. https://doi.org/10.7775/rac.es.v86.i5.13326

D. González Uranga, J. D. Díaz Román, J. Cota Ruiz, B.Mederos, L. Rascón, & J. Mejía. (2021). *Comparación de Técnicas de Procesamiento de Video en Diferentes Espacios de Color para la Estimación de la Frecuencia Cardíaca*. https://doi.org/10.24254/CNIB.21.10

Fernández Cisnal, A. (2023). *Desarrollo de un algoritmo basado en técnicas de Machine Learning para estratificación de riesgo de pacientes con dolor torácico y primera determinación de troponina negativa*. Universidad de Valencia.

Jorge Luis Jiménez Barragán. (2020). *Prototipo funcional para apoyar al diagnóstico de infarto agudo de miocardio*. Universidad Autónoma de Bucaramanga.

Jose Carballo Pacheco, J. (2022). *Clasificación de imágenes médicas con técnicas de "Deep Learning."*

Rodríguez Padial, L., Alcalá, J., Carolina, L., & Bellido, M. (2020). *Ecocardiografía* (Segunda).

Rojas-Azabache, C., & Romero-Olortiga, T. (2022). Neurosono-net: deep learning para la detección de anomalías del cerebro fetal mediante ultrasonografía. *Revista de Investigación de Sistemas e Informática*, *15*(2), 123–128. https://doi.org/10.15381/risi.v15i2.24782

Rosa María mechón Lara, María Consuelo Bastida Jumilla, Álvar Ginés Legaz Aparicio, José Luis Sancho Gómez, & Jorge Larrey Ruiz. (2013). Aprendizaje Máquina aplicado a la Evaluación Automática del Grosor Intima-Media Carotídeo en Imágenes de Ultrasonido. *Universidad Politécnica de Cartagena*.

Villén Villegas, T., Campo Linares, R., Ramón Alonso Viladot, J., Martínez Mas, R., José Luque Hernández, M., Ruiz Durán, M., Oviedo García, A., Antonio Álvarez Gregori, J., Aguilar Mulet, M., Campos Caubet, L., Cárdenas Bravo, L., Chaparro Pardo, D., Chehayeb Morán, J., Vicente Esteban Velasco, J., Ferreiro Gómez, M., García Martín, D., García Suárez, I., Martínez Hernández, A., Hernández Galán, Á., … Nogué Bou, R. (2022). Competencias básicas de la ecografía clínica en los servicios de urgencias y emergencias. In *Emergencias* (Vol. 34).

Alvarado, C. E. (31 de 12 de 2019). Congruencia entre valoración inicial y final de la clasificación triage por colores, en el servicio de atención médica continua, en primer nivel de atención. *Universidad Autónoma de Baja California*.

Bravo, I. P. (2010). *Introducción a las Técnicas de Inteligencia Artificial aplicadas a la Gestión Financiera Empresarial.* La Paz: Fides Et Ratio.

Cantú, I. Q. (2019). *Desarrollo de un sistema experto como ayuda a la clasificación del tipo BI-RADS basados en el procesamiento de imágenes de mastografías, lógica difusa y deep learning.* Orizaba: Instituto Tecnológico de Orizaba.

Christian, M. H., Jimmy Alexander, C. O., & José Andrés, C. O. (2014). *Sistema automático de reconocimiento de frutas basado en visión por computador*. Chile: Ingeniare. Revista chilena de ingeniería.

Cruz, L. O., Delgado, F. M., & Pravia, M. C. (2020). Evaluación de las actividades de control mediante la lógica difusa. *Revista Archivo Médico Camagüey*, 12.

Domínguez, J. L. (2010). *Algoritmo Genético Multi-objetivo para el descubrimiento de secuencias reguladoras.* INAOE.

Fajardo-Ortiz, G. (2008). *Breve historia de los hospitales del IMSS en Orizaba, Veracruz.* Distrito Federal, México: Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social.

Florido, F. J. (2015). *Librería para Algoritmos Genéticos Basados en Nichos.* Madrid: Universidad Carlos III de Madrid.

Giraldo Rendón, M., & Ortega Mazo, A. (2018). Diseño de un modelo para el mejoramiento del servicio de la sala de urgencias de un hospital de nivel II utilizando herramientas de simulación.

Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2018). *Digital Image Processing 4th Edition.* England: Pearson Education Limited.

Guzmán, I. L. (2020). *Optimización de la operación del Triage en el área de urgencias a través de un Sistema de Apoyo a la Decisión Clínica basado en Simulación y Lógica Difusa.* Orizaba: Instituto Tecnológico de Orizaba.

Hernández, L. A. (2020). *Efectividad de la implementación del personal médico específico para la clasificación de triage en el servicio de urgencias . Estudio comparativo.* Mexicalli: Universidad Autónoma de Baja California.

Herrera-Almanza L, H.-M. A.-H.-M.-A.-S. (2020). El triage como herramienta de priorización en los servicios de urgencias. *Med In Mex*, 13.

IMSS, C. T. (2022). *Manual de Organización del Instituto Mexicano del Seguro Social.* México: IMSS.

Jesse Pines, M. (2004). *IOM Report: The Future of Emergency Care in the United States Health System.* Institute of Medicine. Virginia: US Acute Care Solutions. Recuperado el 12 de 05 de 2023, de https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1197/j.aem.2006.07.011

Kaur, S. (2016). *An Automatic Number Plate Recognition System under Image Processing.* (MECS, Ed.) doi:DOI: 10.5815/ijisa.2016.03.02

La Rosa Padrino, J. E., & Mendoza Ruiz, O. J. (2020). Software para determinar nivel de Triage hospitalario a través de inteligencia artificial. ADVISOR IA.

Lozado Plua, C. A., & Ramos Moncayo, L. A. (2021). Prototipo de un modelo logístico-inteligente basado en aprendizaje de máquina supervisado, que facilite el acceso oportuno al servicio prehospitalario, en estado de emergencia por Covid-19. *Repositorio Universidad de Guayaquil*.

Martínez Oliva, G. G., Silos Chincoya, G., Flores Solorzano, D. A., García Camacho, F. J., Vázquez Santacruz, J. A., Cabrera Llanos, A. I., & Ramírez Sotelo, M. G. (2020). Grado de priorización para mantenimiento de equipo médico en un hospital por medio de lógica difusa y disposición aleatoria por el método de Montecarlo. *Research in Computing Science*.

Martínez Virto, A. M. (2017). *Servicio de Urgencias Hospitalarias: Influencia de la cacterización de los pacientes y su proceso asistencial durante su tiempo de permanencia.* Madrid: Universidad Autónoma de Madrid.

Martínez, L. A. (2007). La toma de decisiones médicas en el contexto de la atención primaria. La trascendencia de un problema desde la perspectiva del médico general básico. *Medisur [Revista en Internet]*, pág. 4. Recuperado el 12 de 05 de 2023, de https://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/19/1624

Matich, D. J. (2001). *Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones.* Rosario: Universidad Tecnológica Nacional – Facultad Regional Rosario.

México, G. d. (20 de 05 de 2023). *Instituto Mexicano del Seguro Social*. Obtenido de IMSS: http://www.imss.gob.mx/

Montero-Jimeno, A. d., García-Güell, A., Negret-Hernández, M., Alfonso-Suárez, L., García-Batista, E., & Martell-Díaz, M. S. (2021). *Caracterización del dolor torácico agudo en pacientes del Hospital Universitario Clínico Quirúrgico Comandante Faustino Pérez Hernández. Matanzas.* Matanzas, Cuba: Revista Médica Electrónica.

Pérez, I. L., & Delgado, D. I. (2008). *Base conceptual de un Sistema Inteligente de Apoyo a las Decisiones Multicriterio.* Habana: Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría.

Reyes-Ortiz, O. J., Mejia, M., & Useche-Castelblanco, J. S. (2018). *Técnicas de inteligencia artificial utilizadas en el procesamiento de imágenes y su aplicación en el análisis de pavimentos.* Colombia: Revista EIA.

Salud, M. d. (2020). *Sistema Venezolano de Triage Hospitalario. Manual de Aplicación.* Caracas: Ministerio del Poder Popular para la Salud. .

Soler, W., Muñoz, M. G., Bragulat, E., & Álvarez, A. (2010). *El triaje: herramienta fundamental en urgencias y emergencias.* Pamplona: Hospital Virgen del Camino.

Stainsby, H. D. (2010). Simulación de departamentos de urgencias empleando un modelo basado en agentes.

Taquía Gutiérrez, J. A. (2017). *El procesamiento de imágenes y su potencial aplicación en empresas con estrategia digital.* Perú: Universidad de Lima.

Taquía Gutiérrez, J. A. (2017). *El procesamiento de imágenes y su potencial aplicación en empresas con estrategia digital.* Lima: Universidad de Lima.

Villalba, D. M., Palacios, M. A., Romero, M. J., & Patarón, M. E. (noviembre de 2019). *Revista Dilemas Contemporáneos: Educación, Política y Valores.* Obtenido de www.dilemascontemporaneoseducacionpoliticayvalores.com

Viré, L., Repetto, L., & López, L. (2016). *Triage de Emergencia Médica: Sistema de asignación de prioridades a pacientes en salas de emergencia.* Uruguay: Universidad ORT Uruguay.

Zadeh, L. A. (1965). *Fuzzy Sets*. Berkeley, California: Información y control.