



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CAMPUS AEROPUERTO



**Metodología basada en dimensión fractal y lógica difusa
para la predicción de infartos empleando señales ECG**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el título de

INGENIERO BIOMÉDICO

Línea Terminal

BIOSEÑALES Y BIOINSTRUMENTACIÓN

Presenta

Rogelio Piña Vega

Dirigido por:

Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez.

Dr. Martín Valtierra Rodríguez.

Santiago de Querétaro, Querétaro, Julio de 2019.



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

Ingeniería Biomédica



“Metodología basada en dimensión fractal y lógica difusa para la predicción de infartos empleando señales ECG”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el título de Ingeniero Biomédico.

Presenta:

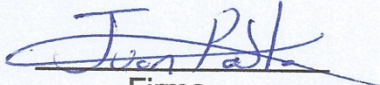
Rogelio Piña Vega

Dirigido por:

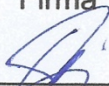
Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez

Dr. Martín Valtierra Rodríguez

Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez
Presidente


Firma

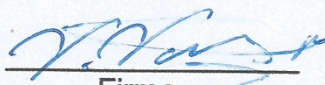
Dr. Martín Valtierra Rodríguez
Secretario


Firma

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez
Vocal


Firma

Dra. Vanessa Vallejo Becerra
Suplente


Firma

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Julio 2019

RESUMEN

Hoy en día las enfermedades cardiovasculares son las responsables de altos porcentajes de muerte alrededor del mundo. Recientes investigaciones muestran que millones de personas en todo el mundo mueren como resultado de una Muerte Súbita Cardíaca (MSC). Estas muertes pueden reducirse mediante el uso de equipos médicos como los desfibriladores si se detecta oportunamente esta afección. Por lo tanto, si el evento de MSC se puede predecir en la etapa más temprana posible, permitirá salvar las vidas de las personas ya que recibirán procedimientos médicos oportunos, para ello se necesita proponer formas adecuadas para ayudar a los médicos a predecir la muerte súbita cardíaca con un alto nivel de precisión.

En este trabajo de tesis, se presenta una metodología para predecir la MSC de manera automática utilizando señales de ECG, dimensión fractal (DF) y lógica difusa (LD). Se investigan cuatro métodos de DF, dimensión fractal de Higuchi, dimensión de caja, dimensión fractal de Katz y dimensión fractal de Sevcik. La efectividad de la metodología propuesta para predecir un evento de MSC se evalúa utilizando bases de datos de ECG de 20 pacientes con MSC y 18 pacientes sanos. Los resultados experimentales muestran que la combinación de características puede predecir un evento de MSC con una precisión de 91.58% 60 minutos antes de la aparición de MSC.

Palabras clave: Muerte Súbita Cardíaca, Dimensión Fractal, Lógica Difusa, Señales ECG, Métodos No Lineales, Predicción, Análisis en Tiempo.

DEDICATORIA

Esta tesis va dedicada a mis padres, Rogelio Piña Colín y Ma. Silvia Vega Medina, quienes siempre me apoyaron a lo largo de esta etapa de mi vida y me alentaron para seguir adelante.

A mis hermanos, Silvia Erandi Piña Vega y Enrique Piña Vega, quienes al igual que mis padres, nunca me dejaron rendir y estuvieron apoyándome en cada momento de mi vida.

A mis abuelos maternos, Juan Evodio Vega Santamaría y María de Jesús Medina Trejo, quienes a pesar de no verlos tan seguido siempre estuvieron pendiente de mí, apoyándome y esperando verme concluir mis estudios.

A mis abuelos paternos, Jesús Piña Chaparro (Q.E.P.D.) y Gabina Colín Hernández (Q.E.P.D.), que a pesar de ya no estar conmigo estoy seguro que se sentirían orgullosos de verme terminar este trabajo y mi carrera profesional.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme brindado una vida llena de grandes experiencias, mucho aprendizaje y momentos de plena felicidad.

A mis padres Rogelio y Silvia, por su apoyo incondicional en cada momento, por todos los valores que me inculcaron, en especial la responsabilidad y la perseverancia. Sobre todo, por haberme dado la oportunidad de tener una buena educación a lo largo de mi vida.

A mis hermanos Erandi y Enrique, por ser parte importante de mi vida, por no dejarme caer cuando sentí que ya no podía y por llenar mi vida de momentos inolvidables.

A mis amigos de la carrera, por haber hecho de la universidad una etapa llena de experiencias que jamás olvidaré.

A mis profesores, por todas esas enseñanzas que compartieron conmigo.

A mi director de tesis, el Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez, por guiarme a lo largo de este trabajo y confiar en mí.

A mis sinodales, el Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez, el Dr. Martín Valtierra Rodríguez y a la Dra. Vanessa Vallejo Becerra, por su tiempo, apoyo y oportunidad que me brindaron para aprender cosas nuevas.

A mi universidad, la Universidad Autónoma de Querétaro, por haberme permitido formarme en ella y ser partícipe de este proceso.

ÍNDICE GENERAL

1	Introducción	1
1.1.	Introducción	2
1.2.	Antecedentes	3
1.3.	Justificación	6
1.4.	Descripción del Problema	7
1.5.	Hipótesis	8
1.6.	Objetivos	9
1.7.	Planteamiento General	9
2	Revisión de la Literatura	11
2.1	Revisión de la Literatura	12
2.2	Señales ECG	12
2.2.1	Características de una señal ECG	12
2.2.2	Sensores empleados para la medición de señales ECG	14
2.3	Procesamiento Digital de Señales	17
2.3.1	MATLAB	17
2.3.2	Dimensión Fractal	19
2.3.3	ANOVA	22
2.3.4	Lógica Difusa	23
3	Metodología	25
3.1	Metodología Propuesta	26
3.2	Material	28
3.3	Sistema de Adquisición de Datos ECG	29
3.4	Análisis en tiempo de la señal ECG	32
4	Resultados	34
4.1	Puesta de Experimento / Tratamiento de las señales ECG	35
4.2	Resultados	38
4.3	Discusión de Resultados	46
5	Conclusiones y Prospectivas	50
5.1	Conclusiones y Prospectivas	51
6	Referencias Bibliográficas	53
7	Anexos	60
7.1	Anexo 1	61
7.2	Anexo 2	76

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Planteamiento General.....	10
Figura 2.1 Intervalos y segmentos de la señal ECG normal.	13
Figura 2.2 Derivaciones I, II y III del ECG.	15
Figura 2.3 Electrodo de Gel.....	16
Figura 2.4 Electrodo Secos.....	17
Figura 2.5 Vista inicial de MATLAB.	19
Figura 2.6 Cálculo de distancias entre muestras en el Fractal de Katz.....	20
Figura 2.7 Diagrama de flujo de Sistema de Lógica Difusa.....	24
Figura 3.1 Metodología Propuesta.	26
Figura 3.2 Electrocardiograma 445B de Del Mar Avionics.	29
Figura 3.3 Colocación de los electrodos para la derivación V_5	30
Figura 3.4 Colocación de los electrodos para la derivación V_1	31
Figura 3.5 Computadora PDP 11/23 de Digital Equipment Corp.	31
Figura 3.6 Señal Sintética en ventana de 10s.	32
Figura 4.1 Diario de Paciente para registro de actividades y síntomas.....	35
Figura 4.2 Señal ECG con tres intervalos de 1 minuto previo a MSC.....	37
Figura 4.3 Señal ECG de un ritmo cardiaco normal.	37
Figura 4.4 Diagrama de cajas y bigotes para fractal Sevcik (SFD).....	39
Figura 4.5 Diagrama de cajas y bigotes para fractal Higuchi 32 (HFD-32).	39
Figura 4.6 Funciones de Pertenencia para SFD.	43
Figura 4.7 Funciones de Pertenencia para HFD-32.	43
Figura 4.8 Funciones de Pertenencia de salida para el sistema de LD.	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Enfermedades Cardiacas.....	14
Tabla 3.1 Edades y sexo de las bases de datos SCD y NSR.....	28
Tabla 3.2 Información clínica de los pacientes que sufrieron MSC.	28
Tabla 3.3 Valores de dimensión fractal de las 4 técnicas para la señal sintética.	33
Tabla 4.1 Media(μ) y desviación estándar (σ) de SFD y valores P estimados por ANOVA desde el minuto 1 hasta el minuto 60, en intervalos de 1 minuto, antes de un infarto y pacientes con un ritmo cardiaco normal.....	40

Tabla 4.2 Media(μ) y desviación estándar (σ) de HFD-32 y valores P estimados por ANOVA desde el minuto 1 hasta el minuto 60, en intervalos de 1 minuto, antes de un infarto y pacientes con un ritmo cardiaco normal.	41
Tabla 4.3 Reglas propuestas para el sistema LD.	44
Tabla 4.4 Resultados de Clasificación.	45
Tabla 4.5 Eficiencia del método minuto a minuto.	45
Tabla 4.6 Resumen de resultados con su metodología propuesta de trabajos recientes que han usado la misma base de datos.	47
Tabla 7.1 Valores de fractalidad para pacientes sanos 1 a 9.	61
Tabla 7.2 Valores de fractalidad para pacientes sanos 10 a 18.	61
Tabla 7.3 Valores del fractal Katz para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.	61
Tabla 7.4 Valores del fractal Katz para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.	63
Tabla 7.5 Valores del fractal BD para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.	64
Tabla 7.6 Valores del fractal BD para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.	66
Tabla 7.7 Valores del fractal Higuchi 32 para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.	67
Tabla 7.8 Valores del fractal Higuchi 32 para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.	69
Tabla 7.9 Valores del fractal Higuchi 64 para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.	70
Tabla 7.10 Valores del fractal Higuchi 64 para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.	72
Tabla 7.11 Valores del fractal Sevcik para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.	73
Tabla 7.12 Valores del fractal Sevcik para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.	75
Tabla 7.13 Valores P para las dimensiones fractales calculadas.	76

1

Introducción

1.1. Introducción

La Muerte Súbita Cardíaca o muerte por infarto (MSC) es un problema de salud mundial, representando aproximadamente un 18.5% de las muertes totales alrededor del mundo (Sarkozy et al. 2013). En México representa un 42% de las muertes por problemas cardiovasculares (Rodríguez-Reyes et al. 2015). En Francia la incidencia es de 32.1 casos por millón de habitantes/año (Marijon et al. 2011). En China esta enfermedad es de 41.3 casos por 100,000 habitantes/año (Shu, 2009). Finalmente, en USA, la incidencia es 155 casos por 100,000 habitantes/año, representando entre 185,000 y 400,000 casos anuales (Stecker et al. 2014).

El término MSC generalmente se aplica a personas que mueren repentinamente de una enfermedad de la arteria coronaria aterosclerótica (Roberts, 1986), siendo su principal característica la alteración de la conductividad eléctrica en el corazón, como consecuencia el corazón no bombea la sangre requerida a los órganos vitales, lo que pone en riesgo la vida humana si las causas de este padecimiento no son atendidas a tiempo. Esta enfermedad cardiovascular es generalmente asintomática en la mayoría de las personas/pacientes, pero se ha demostrado que las alteraciones en el corazón inician 1 hora antes de la MSC (Lerma y Glass, 2016).

Actualmente, medidas de prevención primaria y secundaria son aplicadas para mitigar esta afección. Por un lado, la prevención primaria se caracteriza por el uso de tratamientos farmacológicos o del uso de desfibriladores automáticos externos tras unos minutos después del inicio de la fibrilación ventricular o infarto en el paciente (Sarkozy et al. 2013); por otra parte, la prevención secundaria se caracteriza por la implantación de desfibriladores automáticos para los pacientes que presentan problemas coronarios, cuyo costo es cientos de miles de pesos (Reyes y López, 2002). A pesar de que son buenas alternativas, éstas representan un gran costo para los pacientes; además, para cierto tipo de pacientes es necesario contar con un desfibrilador, que en la mayoría de los casos solo es posible acceder a esta tecnología en un hospital, el cual puede estar retirado del paciente. Por estas

razones, es de vital importancia desarrollar metodologías que sean capaces de estimar con anticipación la posibilidad de un infarto o ataque al corazón con el fin de que el paciente o persona pueda acudir a un hospital a recibir la atención que necesita y evitar así la muerte.

1.2. Antecedentes

En los últimos años diferentes metodologías basadas en el análisis de las señales eléctricas del corazón (ECG), así como su variabilidad de la señal ECG conocida como la variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV) han sido propuestas tanto a nivel internacional, nacional y localmente para la detección anticipada de infartos o de MSC. Por ejemplo, en el contexto internacional, Ebrahimzadeh et al. (2014) combinó diferentes características lineales (por ejemplo la media y la desviación estándar del intervalo RR (R se refiere a un pico del complejo QRS de la onda de ECG, que es la representación gráfica de la despolarización de los ventrículos del corazón. RR corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo), entre otras características), no lineales (por ejemplo: la correlación entre los intervalos RR sucesivos, entre otras características) y de tiempo-frecuencia (por ejemplo, la energía extraída en diferentes regiones de tiempo y frecuencia obtenidas por la distribución de Winger-Ville suavizada, entre otras) con una red neuronal (un perceptrón multicapa) para predecir un infarto cuatro minutos antes empleando la HRV de las señales ECG. Para entrenar y probar el método propuesto, se emplean las señales de ECG de 20 pacientes con MSC (SCD, 2018) y 18 sujetos normales proporcionados por la base de datos de Ritmo Sinusal Normal (NSR, 2018). Los autores reportan una precisión del 83.96% 4 minutos antes del inicio de la MSC. Todos los trabajos revisados a nivel internacional emplean las mismas bases de datos para probar sus métodos propuestos. Acharya et al. (2015) empleó la transformada wavelet discreta (DWT, por sus siglas en inglés), seis métodos no lineales (exponente de Hurst, entropía aproximada, dimensión fractal, análisis de fluctuación descendente, entropía de muestra y dimensión de correlación) y un clasificador basado en máquinas de soporte vectorial (SVM, por sus siglas en inglés) para predecir cuatro minutos antes

un evento de MSC analizando las señales de ECG. Los autores emplearon un total de 38 señales de ECG, 20 de pacientes que presentan MSC y 18 de sujetos normales. Los autores reportan una precisión de 92.11% 4 min antes de la MSC. Por otro lado, Fujita et al. (2016) combinaron diferentes características no lineales (por ejemplo: Entropía Difusa, Entropía de Renyi, Parámetro de Hjorth's, Entropía de Tsallis y Energía) y SVM para predecir un episodio de MSC usando HRV de señales de ECG. Los resultados muestran que una precisión del 94.7% 4 min antes del inicio de la MSC es obtenida. Basados en estos resultados, los autores mencionan que se requiere de más investigación con el fin de predecir un evento de MSC mucho antes ya que 4 minutos es una ventana de tiempo muy corta para que el paciente pueda ser trasladado al hospital.

Recientemente, Ebrahimzadeh et al. (2018) optimizó su trabajo previo (Ebrahimzadeh et al. 2014), seleccionando solamente las características más discriminativas para predecir un infarto hasta 12 minutos antes. Derivado de todo esto, los autores obtuvieron una precisión del 88.29% 12 minutos antes de la MSC, con lo cual se permite un mayor tiempo para que el paciente sea trasladado a un hospital cercano. Por otro lado, Amezquita-Sanchez et al. (2018) presentaron una nueva metodología basada en la integración de la Transformada Wavelet Packet, la Homogeneidad (una característica no lineal) y redes neuronales, red neuronal probabilística mejorada (Ahmadlou & Adeli, 2010), con el fin de predecir hasta 20 minutos antes un evento de MSC empleando las señales ECG de ambas bases de datos antes mencionadas. El método propuesto se validó con 20 señales ECG de pacientes con MSC y 18 señales ECG consideradas como sanas. Los autores mencionan que la metodología propuesta es capaz de predecir con una precisión del 95.8% 20 minutos antes del evento.

Con respecto a nivel nacional, Lerma et al. (2016) reportaron que la MSC o muerte por infarto es generalmente asintomática; pero las alteraciones en la conductividad eléctrica del corazón empiezan un poco antes de 1 hora. Por lo tanto, en base a esta afirmación y la hecha por otros investigadores (Zipes y Wellens, 1998; Chugh et al. 2010; Talle et al. 2015) abren las puertas para proponer una

metodología que sea lo más eficiente posible para predecir un evento de MSC con suficiente tiempo para que el paciente pueda trasladarse al hospital sin importar la distancia y ser atendido. Por otro lado, Aguilar (2014) presentó un algoritmo para predecir MSC. Al evaluar al paciente realiza un electrocardiograma y registra 15 minutos de los latidos del corazón del paciente. Posteriormente el algoritmo analiza la información adquirida a través de un modelo estadístico para saber si el paciente tiene riesgo de arritmia, que es uno de los signos con los que se relaciona la muerte súbita cardíaca. Se menciona que un paciente antes de sufrir una arritmia tiene ciertos patrones que pueden detectarse y la variabilidad en los latidos del corazón es menor. Utilizó una base de datos de 400 pacientes del Hospital Galway de Irlanda para probar su algoritmo y diagnosticar a los pacientes. Al tratarse de una noticia no se menciona específicamente la eficiencia del algoritmo ni el tiempo específico con el que pueden predecir un caso de arritmia, sólo se menciona que puede ser horas antes de que suceda.

A pesar de los buenos resultados tanto en los trabajos de nivel internacional como nacional, estos se han concentrado en predecir una MSC o muerte por infarto pocos minutos antes del evento, además de requerir una gran cantidad de procesamiento, lo cual puede limitar una predicción en tiempo real. Por lo tanto, es de vital importancia una metodología capaz de predecir una MSC con suficiente tiempo, además de requerir una cantidad de procesamiento baja, permitiendo un diagnóstico casi instantáneo.

A nivel local, dentro de la UAQ, Hernández (2015) presentó un sistema de monitoreo de señales ECG en ratas basado en FPGA (Arreglo de compuertas programables). El autor menciona que el prototipo es capaz de monitorear señales cardíacas en ratas con una gran eficiencia debido a sus tres etapas propuestas: amplificación, filtrado y conversión de los datos, lo que permite monitorear señales de baja amplitud y embebidas en gran cantidad de ruido. Recientemente, Carrasco (2019) diseñó y desarrolló un sistema de medición de señales ECG de una derivación basado en circuitos de muy alta inmunidad al ruido. Las señales ECG son desplegadas en una interfaz gráfica diseñada en LabVIEW y recopiladas a

través de una tarjeta de adquisición de National Instruments de 16 bits.

Es importante mencionar que los trabajos propuestos por Hernández (2015) y Carrasco (2019) representan los únicos trabajos de tesis realizados con respecto a señales ECG, pero no están enfocados al diagnóstico de enfermedades cardiovasculares. Por lo tanto, este trabajo de tesis contribuirá al estado del arte de la UAQ, ya que es una metodología basada en procesamiento avanzado capaz de generar un diagnóstico anticipado de infartos basado en el análisis de señales ECG, con el fin de reducir el número de muertes por esta causa.

1.3. Justificación

La MSC o muerte por infarto es un problema de salud de gran relevancia, ya que representa un 18.5% de la mortalidad alrededor del mundo (Sarkozy et al. 2013), generando un gran impacto psicosocial en las familias de las víctimas o en la sociedad por la repentina muerte de su familiar (Wellens et al. 2014).

Diferentes metodologías basadas en el análisis de señales ECG han sido propuestas y revisadas en los antecedentes para la predicción de infartos. Lo anterior es debido principalmente a que las señales ECG son capaces de monitorear la inestabilidad eléctrica del corazón producida por un posible infarto. Sin embargo, a pesar de esta característica producida en la señal ECG, los investigadores se han enfocado en la predicción de un infarto poco minutos antes del evento, generando una incertidumbre en un paciente/persona si será capaz de recibir a tiempo un tratamiento médico o en ciertos casos si llegará al hospital (Wellens et al. 2014).

Por esta razón, la principal justificación de este trabajo de tesis es el desarrollo/propuesta de una nueva metodología de baja carga computacional (menor cantidad de manipulación de la información, entendiendo manipulación como menor cantidad de transformadas y cálculos realizados) que permita la identificación de características en la señal ECG, las cuales sean capaces de predecir un posible infarto con el tiempo suficiente, mínimo 1 hora, ya que de acuerdo a la literatura mostrada en la sección de antecedentes, los síntomas de un posible infarto

comienzan a aparecer a partir de ese momento (Lerma & Glass, 2016), permitiéndole al paciente ser trasladado al hospital más cercano y así poder ser atendido por los especialistas necesarios, logrando evitar la muerte.

1.4. Descripción del Problema

La predicción de cualquier tipo de enfermedad es de gran interés con el fin de tratarla de manera oportuna y adecuada. En particular, en México y a nivel mundial las muertes por infartos representan un gran porcentaje (42% en México (Rodríguez-Reyes et al. 2015) y 18.5% de las muertes totales alrededor del mundo (Sarkozy et al. 2013)); por lo tanto, las técnicas de diagnóstico de estas patologías son de suma importancia con el fin de disminuir el número de muertes.

Como se describió en los antecedentes el análisis de las señales ECG son una gran alternativa para poder predecir un infarto; sin embargo, dichas señales se caracterizan por ser señales con propiedades no-estacionarias (señal con características cambiantes), además de ser susceptible a diversos tipos de fuentes de ruido por ejemplo, los movimientos musculares, los electrodos, los sistemas de adquisición y fenómenos electro-quirúrgicos (Martis et al. 2014). Por lo tanto, el análisis adecuado de las señales ECG representa un reto debido a que si no se analizan de manera correcta se pueden obtener resultados erróneos y al tratarse de temas relacionados con la salud de un paciente se puede perjudicar directamente a la persona que sufra la cardiopatía. En este sentido, Luo y Johnston (2010) describen varias técnicas de filtrado de bioseñales para eliminación de ruido de la señal de ECG con el fin de poder realizar un mejor análisis de la señal. Además de describir otras técnicas de procesamiento tales como aproximaciones multiresolución, morfología matemática, redes neuronales, transformada de Hilbert, filtros adaptivos, transformadas de energía y longitud, entre otros. A pesar de ser unas excelentes técnicas de procesamiento, estas pueden incrementar la carga computacional de un sistema de diagnóstico, limitando que el resultado sea de forma instantánea, por lo que otras técnicas de procesamiento capaces de trabajar

con señales no estacionarias de baja amplitud y embebidas en ruido deben ser exploradas.

En años recientes, la técnica llamada dimensión fractal, una técnica de carga computacional baja, ha sido empleada para evaluar la condición de motores de inducción (Amezquita-Sanchez et al. 2016), estructuras civiles (Li et al. 2011), neurociencia (Ahmadlou et al. 2011), entre otras disciplinas. Existen diversos algoritmos para el cálculo de la dimensión fractal tales como: Katz, Higuchi, Dimensión de caja y Sevcik, los cual han presentado buenos resultados en los trabajos antes mencionados y, por lo tanto, estos son evaluados en este trabajo de tesis. La dimensión fractal está caracterizada por estimar las similitudes geométricas tanto de señales estacionarias como no-estacionarias. En este sentido, esta técnica de procesamiento es considerada una herramienta apropiada para estimar características adecuadas en las señales ECG, ya que las señales ECG pueden cambiar de acuerdo con la condición del paciente, sano o con posibilidad de infarto, generando un cambio en el valor del fractal (Shi, 2018).

Por lo tanto, mediante este trabajo de tesis se pretende realizar una metodología basada en análisis de dimensión fractal con el fin de estimar características adecuadas en las señales ECG para predecir un infarto y basándose en ello lograr que la persona afectada realice acciones que minimicen los efectos que pueda tener el infarto.

1.5. Hipótesis

Mediante la combinación de algoritmos de medición no lineales con un clasificador difuso, es posible desarrollar una metodología con una carga computacional baja que permita hacer la predicción anticipada de un evento cardiaco hasta una hora antes.

1.6. Objetivos

Objetivo general.

Proponer y desarrollar una metodología basada en dimensión fractal y lógica difusa para la predicción de infartos usando señales ECG.

Objetivos particulares.

1. Leer las señales ECG mediante el uso del software MATLAB para el entendimiento y selección de los datos de acuerdo con la información provista en las bases de datos antes mencionadas en los antecedentes.
2. Programar los diferentes algoritmos de dimensión fractal (Katz, Higuchi, dimensión de caja y Sevcik) haciendo uso del software MATLAB para estimar la fractalidad de una señal en el dominio del tiempo.
3. Procesar las señales ECG proporcionadas por el Hospital de Boston localizado en los Estados Unidos de América (bases de datos de libre acceso mencionadas en el objetivo 1) mediante los diferentes algoritmos de fractalidad programados en el objetivo 2, para discernir cuál es capaz de distinguir entre una persona sana y una que sufrirá un infarto.
4. Realizar un análisis estadístico, análisis de varianza, con el fin de determinar el algoritmo de fractalidad más discriminante para diferenciar entre una persona sana y una que va a sufrir un infarto.
5. Diseñar un clasificador de lógica difusa empleando los valores de fractalidad más discriminantes estimados en el objetivo 4 para distinguir entre una persona sana y una que sufrirá un infarto de forma automática.
6. Realizar un análisis estadístico de las diferentes pruebas con el fin de validar la efectividad de la metodología propuesta para diferenciar entre personas sanas y otras con la posibilidad de sufrir un infarto.

1.7. Planteamiento General

En la siguiente Figura 1.1 se muestra el planteamiento general de la tesis, el cual consta de cuatro bloques descritos a continuación.

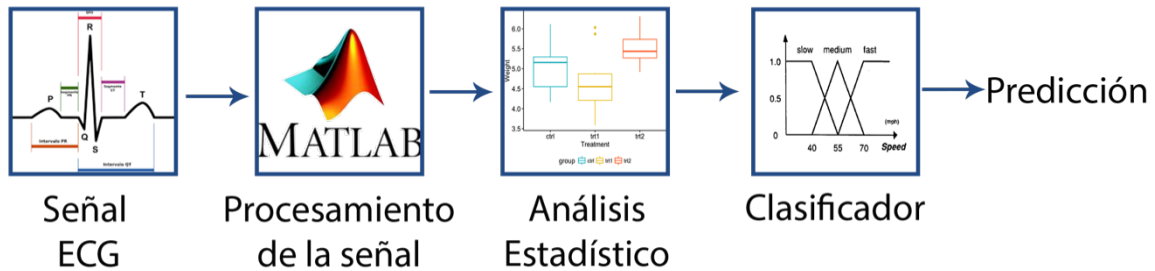


Figura 1.1 Planteamiento General.

1. **Señal ECG.** Como primer paso del planteamiento general es el entendimiento y lectura de las señales eléctricas que describen la actividad del corazón de personas sanas y personas que sufrieron un infarto. Las señales ECG a entender/leer provienen de las bases de datos antes mencionadas, SCD y NSR, las cuales son de acceso libre.
2. **Procesamiento de la señal.** Una vez entendidas/leídas las señales ECG, como siguiente paso del planteamiento general es el procesamiento de la señal con el fin de estimar características que permitan diferenciar a personas sanas de personas que puedan presentar un infarto.
3. **Análisis estadístico.** En esta etapa se evalúan las características obtenidas del procesamiento de señales para determinar cuáles de las características calculadas en la etapa de procesamiento son las más útiles para diferenciar a una persona sana de una persona que puede sufrir un infarto.
4. **Clasificador.** Finalmente, una vez seleccionadas las características más discriminantes en la etapa previa, estas son empleadas para diseñar un clasificador con el fin de que éste determine si la persona está sana o sufrirá un infarto (hasta 1 hora antes del evento) de forma automática.

2

Revisión de la Literatura

2.1 Revisión de la Literatura

En este capítulo de la tesis se realiza la consulta bibliográfica y se muestran los fundamentos teóricos en los cuales se basa cada uno de los puntos de la metodología propuesta. De igual manera se habla del tipo de señal proveniente del corazón, de las técnicas de procesamiento de señales a emplearse, de la rama de la inteligencia artificial empleada como clasificador y también se estará hablando del software utilizado para desarrollar este proyecto de tesis.

2.2 Señales ECG

Las señales Electrocardiográficas o Electrocardiogramas (ECG) son señales que se originan de la acción eléctrica del corazón humano y representan gráficamente la diferencia de potencial entre dos puntos en la superficie del cuerpo en función del tiempo (Gautam & Kaur, 2012). Los parámetros estándar de la forma de la señal ECG, los cuales serán descritos de manera detalla en la siguiente sección, son la onda P, el complejo QRS y la onda T. Pero la mayor parte de la información se encuentra alrededor del pico R (Gautam & Kaur, 2012).

2.2.1 Características de una señal ECG

Durante la despolarización “activación” y repolarización “recuperación” miocárdica del corazón, aparecen las ondas/señales del ECG, donde las distancias entre deflexiones u ondas se llaman segmentos o intervalos. Un individuo sano presenta una señal ECG con una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, como se muestra en la Figura 2.1 (Cromwell et al. 1980).

De acuerdo con Cromwell et al. (1980), la señal de ECG puede ser dividida en diferentes intervalos y segmentos:

- Onda P-R, la cual representa la despolarización auricular, tiene una duración de 0.12 a 0.20 segundos.
- Complejo QRS, la cual representa la despolarización de los ventrículos, tiene una duración de 0.09 segundos.

- Onda T, la cual representa la repolarización de los ventrículos, tiene una duración de 0.16 segundo con una amplitud máxima de 0.5 mv.
- Segmento ST. Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T. Representa el tiempo durante el cual los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular y tiene una duración de hasta 0.20 segundos.
- Intervalo RR. Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS (duración de un latido).
- Intervalo QT. Corresponde al intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T, representando la duración de la sístole eléctrica, lo que representa el ritmo cardiaco. El intervalo QT tiene una duración de 0.42 segundos.

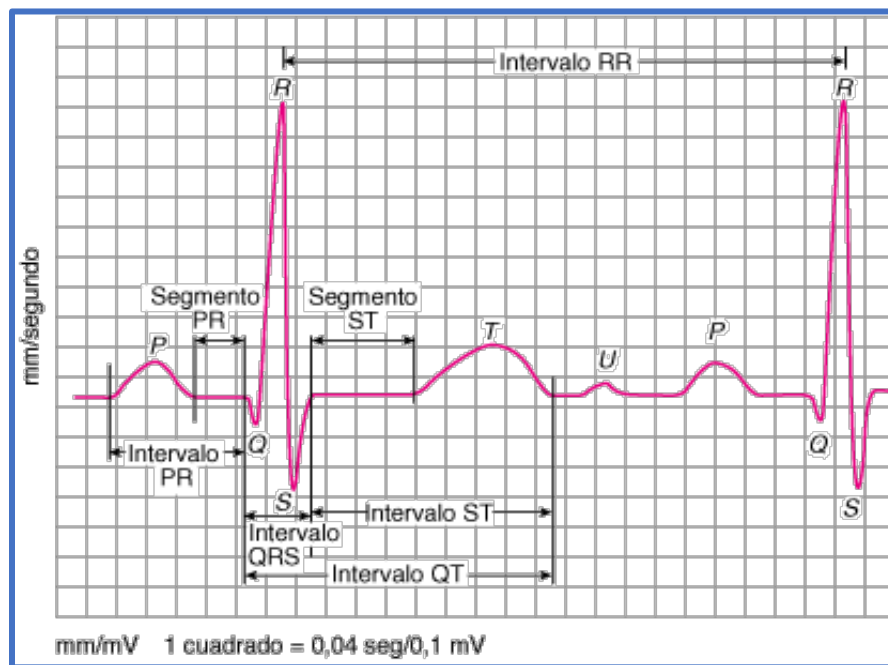


Figura 2.1 Intervalos y segmentos de la señal ECG normal.

Por lo tanto, si la señal ECG sufre algún cambio, este se puede asociar a una patología cardíaca. En la Tabla 2.1 se enumeran varias características de los patrones de onda ECG asociados a diferentes enfermedades del corazón (Rajni & Kaur, 2013).

Tabla 2.1 Enfermedades Cardíacas.

Enfermedad	Característica
Bradicardia	Intervalo R-R > 1 segundo
Taquicardia	Intervalo R-R < 0.6 segundos
Hipercalcemia	Intervalo QRS < 0.1 segundo
Hipercalemia	Onda T alta y ausencia de onda P
Isquemia Miocárdica	Onda T invertida
Infarto	ECG irregular

2.2.2 Sensores empleados para la medición de señales ECG

Para la medición básica de señales ECG se emplean tres sensores o electrodos, dos de ellos para el monitoreo activo y el tercero como electrodo de tierra, para obtener la derivación I, II o III de la señal ECG, como se muestra en la Figura 2.2. Los electrodos se colocan en una ubicación tal que obtenga la derivación requerida, generalmente en el torso cerca de la extremidad correspondiente, pero el electrodo de tierra se coloca lejos de los electrodos activos, con el fin de reducir los artefactos de movimiento durante el monitoreo continuo (Francis, 2016).

De tal manera que las derivaciones I, II y III describen un triángulo equilátero o triángulo de Einthoven, el cual está formado por las piernas y los brazos con el corazón en el centro (Drew et al. 2004). A continuación, se describe la polaridad de los sensores en cada derivación.

- Derivación I: el brazo izquierdo se considera polo positivo y el derecho polo negativo.
- Derivación II: la pierna izquierda se considera polo positivo y el brazo derecho polo negativo.
- Derivación III: la pierna izquierda se considera polo positivo y el brazo izquierdo polo negativo.

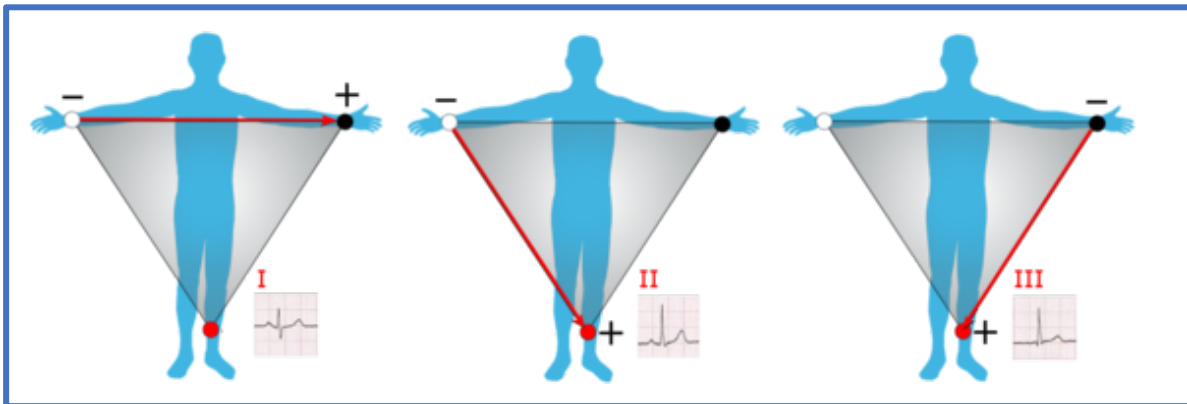


Figura 2.2 Derivaciones I, II y III del ECG.

Actualmente, existen diferentes tipos de sensores/electrodos, así como diferentes ubicaciones de los mismos, lo cual dependerá de la aplicación. A continuación, se describen los sensores/electrodos más empleados para la medición de señales ECG.

a) Electrodo de Gel

Los electrodos de gel/húmedos o también llamados electrodos desechables de Plata-Cloruro de Plata (Ag / AgCl), ver Figura 2.3, proporcionan una excelente calidad de señal para las mediciones de ECG, por lo que son los más recomendados (Searle & Kirkup, 2000). Estos electrodos se caracterizan por tener un pegamento que permite su adhesión a la piel; sin embargo, para obtener señales de alta calidad estos requieren la preparación de la piel como afeitar y limpiar previamente la zona donde se colocarán. Los electrodos de gel/húmedos también pueden llegar a ser irritantes debido a un uso prolongado, por lo que los electrodos deben ser reemplazados diariamente para evitar reacciones en la piel (Meziane et al. 2013).



Figura 2.3 Electrodo de Gel.

b) Electrodo secos

Los electrodos secos se caracterizan por funcionar sin gel adhesivo y no requerir de una preparación previa de la piel (ver Figura 2.4). Estos electrodos son empleados principalmente en aplicaciones de investigación y ejercicio físico durante un largo período de tiempo, pero aún no han logrado la total aceptación para usos médicos debido a los artefactos de movimiento (se definen como las alteraciones electrocardiográficas, no relacionadas con la actividad eléctrica cardiaca y como resultado de estos artefactos, los componentes del ECG como la línea de base y las ondas pueden ser distorsionados (Pérez-Riera & Barbosa-Barros, 2017)) que son significativamente más altos que los de los electrodos de gel, disminuyendo su eficiencia con el tiempo debido a que el electrodo y la piel debajo de él se humedecen con la transpiración después de unos minutos (Gruetzmann et al. 2007; Meziane et al. 2013).

En la actualidad, existen diferentes materiales que son empleados para desarrollar electrodos secos tales como (Meziane et al. 2013):

- Materiales rígidos
 - Placas de metal o material cerámico.
- Materiales flexibles
 - Goma, espuma o tejidos.



Figura 2.4 Electroodos Secos.

2.3 Procesamiento Digital de Señales

Las señales digitales se distinguen por ser un conjunto de datos medidos en ciertos intervalos de tiempo, los cuales pueden ser procesados por sistemas digitales tales como una computadora. Estas señales se originan a partir de sensores que permiten la adquisición de las señales tales como vibraciones sísmicas, imágenes visuales, ondas de sonido, etc. (Romano et al. 2014; Darji, 2017; Arpitha et al. 2018). El procesamiento digital de señales es la matemática, los algoritmos y las técnicas que permiten la manipulación de estas señales con el fin de estimar o identificar ciertas características en ellas que puedan ser asociadas a un fenómeno (Smith, 1999).

En los últimos años, diversas técnicas de procesamiento digital de señales, tales como la Transformada de Fourier, la Transformada Corta de Fourier, la Descomposición Empírica de Modos, entre otras técnicas, han sido empleadas para la estimación o identificación de características en señales digitales. En este trabajo de tesis se investiga la utilidad de los algoritmos de dimensión fractal (Katz, Higuchi, dimensión de caja y Sevcik) para la identificación de características en señales ECG que permitan la detección anticipada de un infarto.

2.3.1 MATLAB

MATLAB, *MATrix LABoratory*, es un software de nivel alto, el cual permite la manipulación de vectores o matrices (señales digitales), con el fin de visualizarlos, modelarlos, analizarlos y procesarlos (Demski & Soria, 2016; Kumar et al. 2012). Por estas razones, MATLAB es ampliamente utilizado en universidades en cursos

avanzados de matemáticas, ciencias y especialmente en ingeniería debido a que permite la manipulación/procesamiento de una gran cantidad de datos, a través de diversas herramientas o toolboxes diseñados para resolver problemas específicos tales como:

- Procesamiento de señales
- Cálculos simbólicos
- Sistemas de control.

MATLAB se basa en una ventana principal de trabajo (ver Figura 2.5), la cual a su vez contiene cuatro ventanas más pequeñas: la ventana de comandos, la ventana de la folder actual, la ventana del área de trabajo y la ventana del historial de comandos (Gilat, 2011).

- Ventana de Comandos. Es la ventana principal de programación, es el lugar donde se ingresan las variables y ejecuta los programas.
- Ventana de Folder Actual. Esta ventana se encarga de mostrar los archivos del folder actual.
- Ventana de Área de Trabajo. Esta ventana proporciona información de las variables que se están usando.
- Ventana del Editor. Esta ventana permite al usuario programar sus algoritmos y reproducirlos cuantas veces sea necesario sin reescribir el código como en la ventana de comandos.

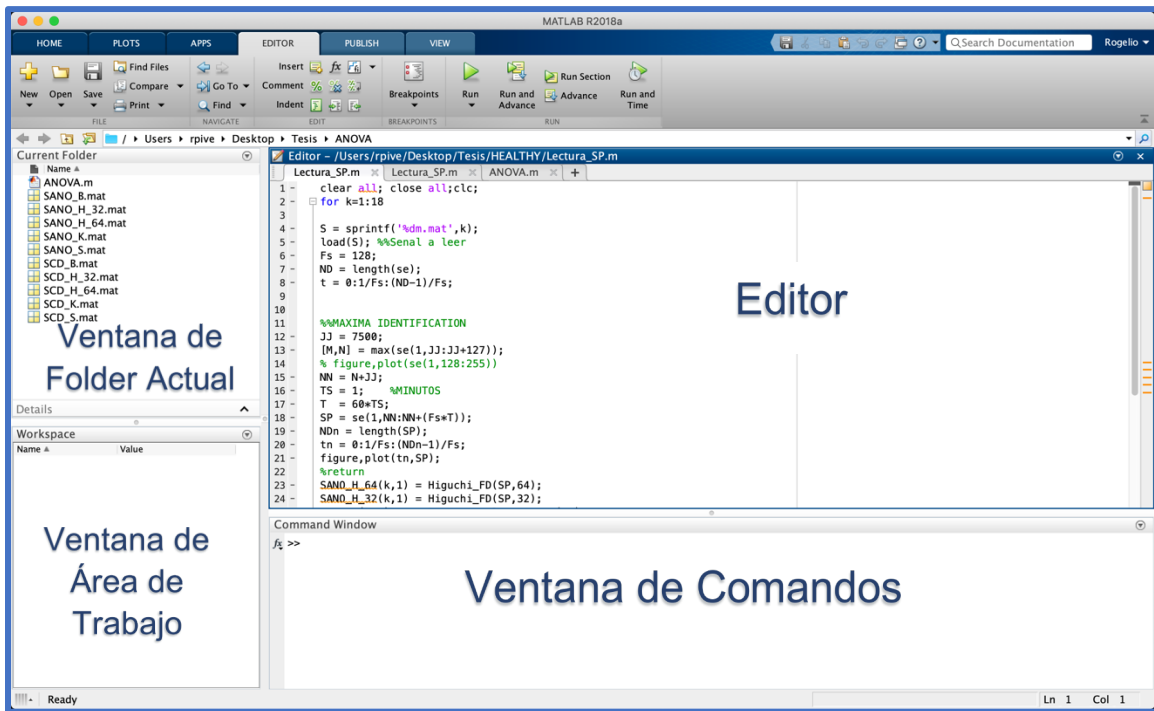


Figura 2.5 Vista inicial de MATLAB.

2.3.2 Dimensión Fractal

La dimensión fractal, un concepto de la teoría del caos, se encarga de medir la auto-similitud o patrones repetidos presentes en una señal en tiempo. Los valores de la dimensión fractal varían entre 1 y 2 de acuerdo a la complejidad y auto-similitud que se encuentran en ella, esto significa que a una menor auto-similitud resulta en un valor de dimensión fractal tendiendo a 1 y viceversa (Amezquita-Sanchez et al. 2017). Por lo tanto, la dimensión fractal es capaz de estimar la regularidad de una señal, lo que significa que cambios producidos en los valores de esta dimensión pueden asociarse a las variaciones que modifican la complejidad o regularidad de una señal en ECG debido a un infarto.

En los últimos años, diferentes algoritmos para calcular la fractalidad de una señal en tiempo han sido propuestos: el fractal de Katz (KFD), dimensión de caja (BD), el fractal de Higuchi (HFD), y finalmente, el fractal de Sevcik (SFD), los cuales son investigados en este trabajo de tesis para la identificación de características en señales ECG.

2.3.2.1 Fractal de Katz

KFD estima la fractalidad en una señal $x(t)$, midiendo las variaciones de distancia de puntos o muestras sucesivas (Katz, 1988).

Como primer paso se encuentra la distancia euclidiana máxima entre la primera muestra x_1 y la muestra x_j (para $j = 1, \dots, N$), donde N representa el número de muestras de la señal, que proporciona la distancia máxima denominada d .

Como segundo paso, se calculan como la suma aritmética de las distancias euclidianas entre muestras sucesivas de la señal $x(t)$ denotado por L , donde se obtiene el promedio, a . La Figura 2.6 muestra gráficamente los puntos de una señal para el cálculo de la distancia euclidiana.

$$L = \sum_{i=2}^N (x_i - x_{i-1}) \quad (2.1)$$

$$a = \frac{L}{N-1} \quad (2.2)$$

Finalmente, se obtiene la fractalidad de la señal de la siguiente manera:

$$KFD = \frac{\log(\frac{L}{a})}{\log(\frac{d}{a})} \quad (2.3)$$

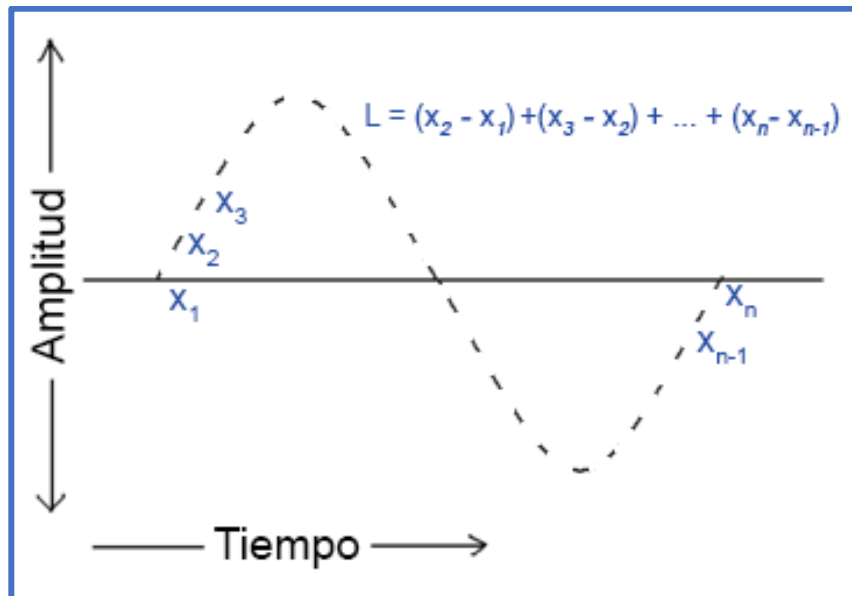


Figura 2.6 Cálculo de distancias entre muestras en el Fractal de Katz

2.3.2.2 Fractal de Higuchi

HFD calcula la fractalidad de una señal $x(t)$ en cuatro pasos (Higuchi, 1988):

- Paso 1: la señal $x(t)$ con N muestras se descompone en nuevas señales x_k^m :

$$x_k^m = x_m, x_{m+k}, x_{m+2k}, \dots, x_{m+\left(\frac{N-m}{k}\right)k} \quad (m = 1, 2, \dots, k) \quad (2.4)$$

donde k es el retardo entre muestras sucesivas, y m es el tiempo o punto de muestreo inicial.

- Paso 2: se calcula la longitud media normalizada para cada nueva señal, x_k^m :

$$L_m(k) = \frac{N-1}{k \left\lceil \frac{N-m}{k} \right\rceil} \sum_{i=1}^{\left\lceil \frac{N-m}{k} \right\rceil} |x_{m+ik} - x_{m+(i-1)k}| \quad (2.5)$$

donde $\frac{N-1}{k \left\lceil \frac{N-m}{k} \right\rceil}$ es el Factor de Normalización.

- Paso 3: se calcula la longitud total $L(k)$, promediando la longitud de todas las secuencias $L_m(k)$ para un valor k dado de la siguiente manera:

$$L(k) = \sum_{m=1}^k L_m(k) \quad (2.6)$$

- Paso 4: la variable k toma un valor de $k + 1$. Si se cumple la condición donde $k < k_{max}$, se repiten los pasos previos. El valor k_{max} se selecciona para que sea el valor cuando la pendiente de la línea que mejor se ajusta al plano $\left(\ln[L(k)] \text{ contra } \ln\left[\frac{1}{k}\right] \right)$ permanece constante. La pendiente obtenida de esa línea representa la fractalidad de Higuchi. Es importante mencionar que los valores de k , 32 y 64, son los valores que permiten obtener un valor adecuado, es por ello que ambos son evaluados en este trabajo de tesis (Higuchi, 1998).

2.3.2.3 Dimensión de Caja

La Dimensión de Caja (BD) estima la fractalidad de una señal en tiempo $x(t)$ como el logaritmo natural de la suma de la diferencia entre dos muestras sucesivas en un intervalo de tiempo de muestreo, Δt , dividido por el logaritmo natural de Δt . Se encuentra dado de la siguiente manera (Wang, 2005):

$$BD \cong \frac{\ln\left(\sum_{i=1}^{N-1} \frac{|x_{i+1}-x_i|}{\Delta t}\right)}{\ln(\Delta t)} \quad (2.7)$$

2.3.2.4 Fractal de Sevcik

De manera similar a KFD, SFD estima la fractalidad una señal $x(t)$ de longitud N , a través de las variaciones de distancia de puntos o muestras sucesivos normalizados (Sevcik, 2018). A continuación, se describen las etapas que conlleva el cálculo de SFD.

Primeramente, la señal $x(t)$ es normalizada de acuerdo a las siguientes ecuaciones:

$$x_i^* = \frac{x_i - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} \quad y_i^* = \frac{y_i - y_{min}}{y_{max} - y_{min}} \quad (2.8)$$

Entonces, una vez normalizada la señal $x(t)$, la fractalidad de la señal es calculada de la siguiente manera:

$$SFD = 1 + \frac{\ln(L) + \ln 2}{\ln[2 \times (N-1)]} \quad (2.9)$$

donde L representa la distancia Euclidiana entre puntos sucesivos de la señal normalizada:

$$L = \sum_{i=0}^{N-2} \sqrt{(y_{i+1}^* - y_i^*)^2 + (x_{i+1}^* - x_i^*)^2} \quad (2.10)$$

2.3.3 ANOVA

ANOVA, análisis de varianza, es una herramienta estadística que evalúa la capacidad de una característica para ser asociada a un fenómeno considerando tanto las variaciones entre grupos como las variaciones dentro de cada grupo (Kim, 2017). Como resultado, un valor de P es obtenido, el cual es conocido como la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (que no hay una diferencia significativa entre poblaciones especificadas). En este sentido, el valor P oscila entre 0 y 1, donde un valor de 0 o un valor que tiende a 0 significa que los conjuntos de datos evaluados no comporten información y pueden ser asociados a un fenómeno; por otro lado, un valor que tiende a 1 significa que los conjuntos de datos comparten

información o sus valores están traslapados, limitando su asociación a un fenómeno (Amezquita-Sanchez et al. 2018).

2.3.4 Lógica Difusa

Un clasificador es un algoritmo que asigna una etiqueta de clase a un objeto, según la descripción del objeto. Normalmente, el clasificador aprende a predecir las etiquetas de clase utilizando un algoritmo de entrenamiento y un conjunto de datos de entrenamiento. Cuando un conjunto de datos de entrenamiento no está disponible, un clasificador puede diseñarse a partir de conocimientos y experiencia previos (Kuncheva, 2008). En este caso, un clasificador basado en Lógica Difusa (LD) es el más recomendado, ya que el comportamiento de los datos puede ser descrito utilizando las reglas de clasificación de *if-then* (Romero-Troncoso et al. 2011).

El diseño de un sistema de LD consta de cuatro etapas como se muestra en la Figura 2.7 (Amezquita-Sanchez et al. 2017):

- 1) Fuzzificación: En esta etapa las entradas son convertidas en información que el mecanismo de inferencia puede reconocer. Por lo general, son variables lingüísticas cuantificadas por medio de funciones de pertenencia, que pueden tener formas triangulares, trapezoidales, gaussianas u otras.
- 2) Mecanismo de inferencia: Esta etapa se encarga del proceso de toma de decisiones y da una conclusión sobre el resultado más adecuado.
- 3) Reglas: En esta etapa se genera el conjunto de reglas *if-then* que establecen la descripción lingüística proporcionada por el experto sobre cómo asignar un objeto a una clase.
- 4) Defuzzificación: Esta etapa se encarga de convertir la conclusión del mecanismo de inferencia en información comprensible para el usuario; es decir, proporciona la clase a la que pertenece el objeto.

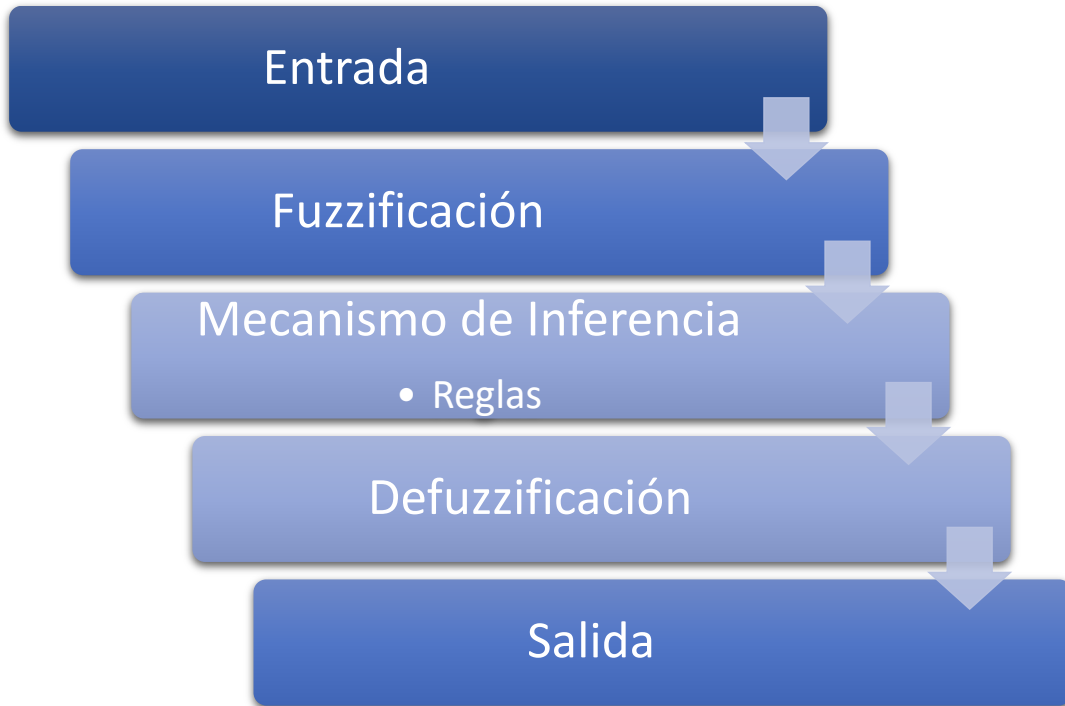


Figura 2.7 Diagrama de flujo de Sistema de Lógica Difusa.

3

Metodología

3.1 Metodología Propuesta

La metodología propuesta para el tratamiento de las señales ECG para la detección anticipada de infartos consiste en cuatro pasos, los cuales se describen a continuación (ver Figura 3.1):

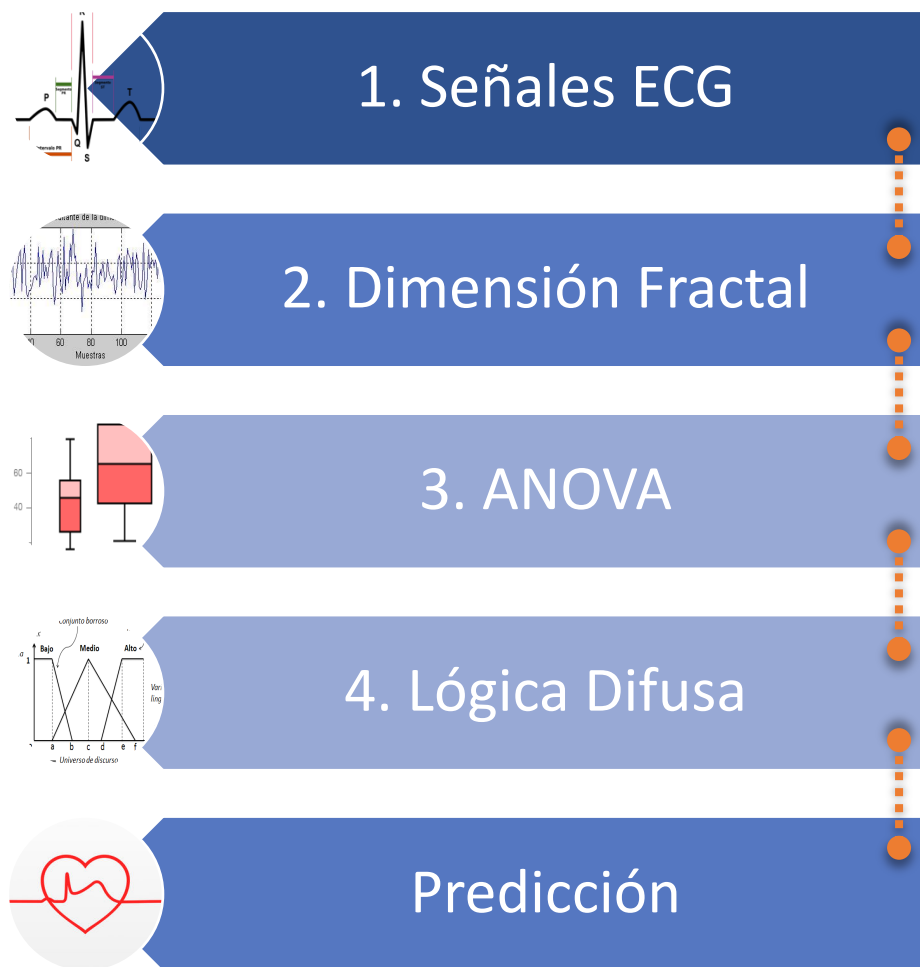


Figura 3.1 Metodología Propuesta.

- **Paso 1: Señales ECG.** Como primer paso de la metodología propuesta es la lectura y selección de los datos de acuerdo con la información provista en las señales ECG provenientes de personas sanas y personas que sufrieron un infarto. Las bases de datos son de acceso público (SCD, 2018 y NSR, 2018), y se puede acceder mediante las siguientes direcciones electrónicas:

SCD: <https://physionet.org/physiobank/database/sddb/#clinical-information/databased>

NSR: <https://www.physionet.org/physiobank/database/nsrdb/>

- **Paso 2: Dimensión Fractal.** Una vez leídas y entendidas las diferentes señales ECG, éstas son analizadas por distintos métodos de dimensión fractal en intervalos de 1 minuto hasta 60 minutos antes del infarto. Para las señales ECG de las personas sanas, se selecciona al azar 1 minuto de cada paciente para su análisis. La dimensión fractal permite cuantificar las similitudes geométricas de una señal y, por lo tanto, puede ser empleada como una característica no lineal para diagnosticar anticipadamente un infarto. Existen diferentes algoritmos para el cálculo de la fractalidad de una señal como ya se describió anteriormente. Siendo el algoritmo de Katz (1988), el algoritmo de Higuchi (1988), la dimensión de caja (Wang, 2005) y el fractal de Sevcik (2018), los empleados en esta tesis con el fin de verificar cuál de estos permite una mayor discriminación entre una persona sana y una que pueda sufrir un infarto.
- **Paso 3: Análisis Estadístico ANOVA.** Ya que se realiza el cálculo de la fractalidad de las diferentes señales ECG y los diferentes intervalos de tiempo, un análisis estadístico, basado en la varianza de los datos (ANOVA) es llevado a cabo para evaluar las características estimadas por los cuatro algoritmos de fractalidad, con el fin de estimar cuál o cuáles son los más capaces de discriminar entre una persona sana y una que tenga la posibilidad de sufrir un infarto hasta 60 minutos antes del evento.
- **Paso 4: Lógica Difusa.** Finalmente, una vez seleccionados los algoritmos de fractalidad más discriminantes, se emplea un clasificador basado en lógica difusa para predecir si la persona se encuentra sana o sufrirá de un infarto hasta 1 hora antes de forma automática con el fin de que el paciente pueda trasladarse al hospital más cercano a ser atendido.

3.2 Material

Las bases de datos antes mencionadas, SCD y NSR, son empleadas para validar la metodología propuesta en este trabajo de tesis. La base de datos NSR incluye las señales de ECG de 18 personas sanas (con edades de 20 hasta 50 años), las cuales fueron adquiridas en el Laboratorio de Arritmias del Hospital de Boston. Un equipo de expertos en cardiología confirmó que las 18 personas presentan un ritmo cardiaco normal. Por otro lado, la base de datos SCD incluye las señales de ECG de 23 pacientes (con edades de 17 hasta 82 años) medidas en los 80s en el Hospital de Boston. Sin embargo, solamente las señales ECG de 20 personas provistas por la base de datos SCD son empleadas para probar la metodología propuesta, ya que, los otros tres pacientes no presentaron un episodio de infarto. La Tabla 3.1 resume las edades y el sexo de los pacientes de ambas bases de datos, mientras que en la Tabla 3.2 se muestra la información clínica de los pacientes de la base de datos SCD.

Tabla 3.1 Edades y sexo de las bases de datos SCD y NSR.

Grupo	Participantes (sexo)	Edad
NSR	18 (13 Mujeres)	35 ± 15
SCD	23 (8 Mujeres)	49.5 ± 32.5

Tabla 3.2 Información clínica de los pacientes que sufrieron MSC.

No. De Paciente	Género	Edad	Historial	Medicación	Ritmo Cardiaco Subyacente
1	Masculino	43	Desconocido	Desconocida	Sinusal
2	Femenino	72	Falla cardiaca	Digoxina; gluconato de quinidina	Sinusal
3	Desconocido	62	Injerto de bypass coronario; Historial de arritmias	Procan SR; bloqueador beta	Sinusal con demanda intermitente de estimulación ventricular; RCP en el momento de la prueba cardiaca
4	Femenino	30	Desconocido	Desconocida	Sinusal
5	Masculino	34	Desconocido	Desconocida	Sinusal
6	Femenino	72	Reemplazo de válvula mitral	Digoxina	Fibrilación atrial
7	Masculino	75	Cirugía cardiaca	Digoxina; quinidina	Fibrilación atrial
8	Femenino	89	Desconocido	Desconocida	Fibrilación atrial
9	Desconocido	Desconocida	Desconocido	Desconocida	Sinusal
10	Masculino	66	Leucemia mielogénica aguda	Digoxina; quinidina	Sinusal
11	Masculino	Desconocida	Desconocido	Desconocida	Sinusal

12	Masculino	35	Enfermedad de arteria coronaria	Desconocida	Estimulación ventricular intermitente
13	Masculino	Desconocida	Desconocido	Desconocida	Sinusal
14	Masculino	68	Ectopia Ventricular	Digoxina; gluconato de quinidina	Sinusal
15	Femenino	Desconocida	Desconocido	Desconocida	Sinusal
16	Masculino	34	Desconocido	Desconocida	Sinusal
17	Masculino	80	Desconocido	Desconocida	Sinusal
18	Femenino	68	Injerto de bypass de arteria coronaria; reemplazo de válvula mitral	Digoxina; quinidina; propranolol; potasio; diuréticos	Fibrilación atrial
19	Femenino	67	Desconocido	Desconocida	Sinusal con estimulación intermitente
20	Femenino	82	Falla cardiaca	No mencionado	Sinusal

3.3 Sistema de Adquisición de Datos ECG

El sistema de adquisición de la base de datos NSR no es reportado, por ello no se abordará en esta sección. Por otro lado, las mediciones de las señales ECG de la base de datos SCD se obtuvieron a través de un monitor Holter (máquina que registra los ritmos cardiacos en forma continua), modelo Electrocardiocorder 445B de Del Mar Avionics mostrado en la Figura 3.2.

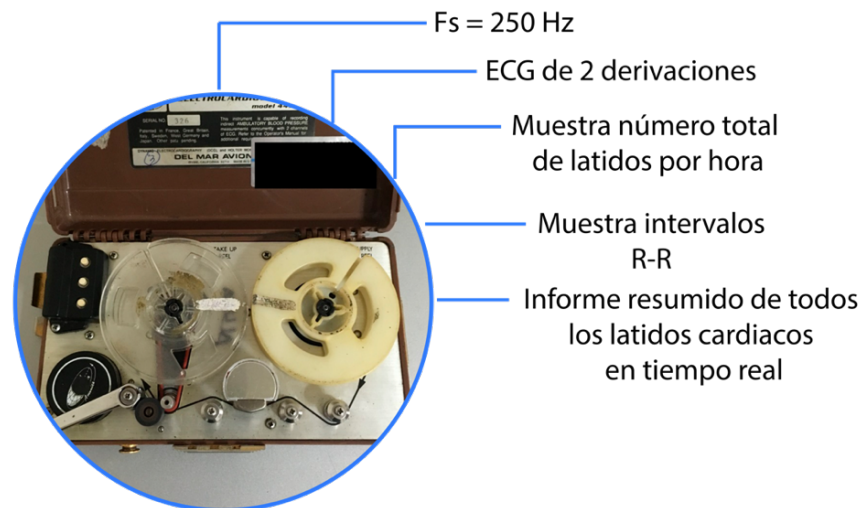


Figura 3.2 Electrocardiocorder 445B de Del Mar Avionics.

El monitor Holter tiene un sistema de electrodo bipolar. Consta de tres electrodos: los electrodos de exploración (generalmente rojos), indiferentes (blancos) y de tierra (verdes). Este monitor puede utilizar dos sistemas básicos de posicionamiento de electrodos, denominados derivación V_1 y V_5 . El sistema V_5 permite buenos análisis de las ondas P, los complejos QRS, el segmento S-T y las

anomalías de la onda T. En el sistema de posicionamiento V_5 , el electrodo explorador se coloca sobre la quinta costilla en la línea clavicular media izquierda. El electrodo indiferente se coloca alto sobre el esternón y el electrodo de tierra se coloca sobre la quinta costilla en la línea media clavicular derecha.

La otra colocación básica, sistema V_1 , se utiliza principalmente para el análisis del ritmo cardíaco, aunque puede registrar los cambios en las ondas S-T y T. En este sistema, el electrodo explorador se coloca sobre el esternón inferior, el electrodo indiferente sobre el esternón superior y el electrodo de tierra sobre la quinta costilla en la línea media clavicular derecha. Dichas configuraciones de electrodos mencionadas se muestran en la Figura 3.3 y 3.4 (Chung, 1979).

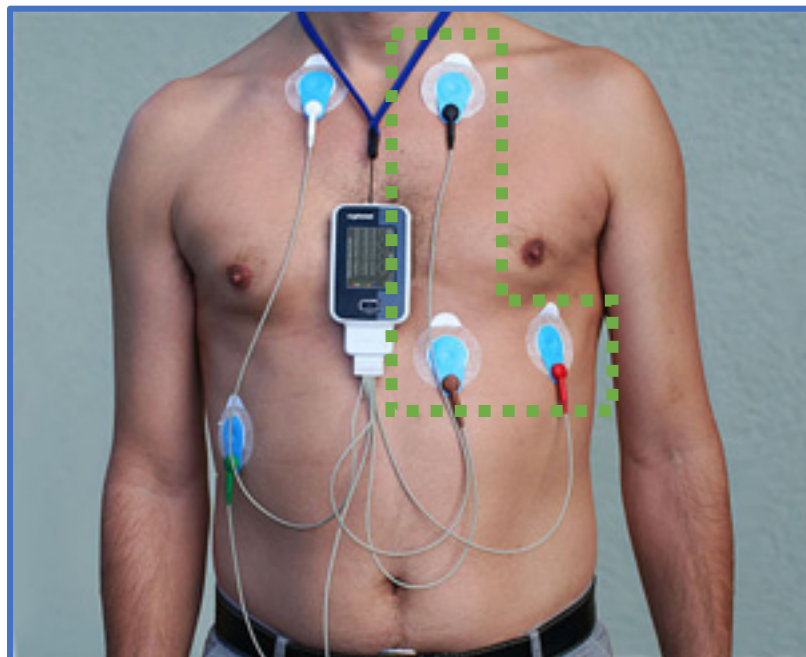


Figura 3.3 Colocación de los electrodos para la derivación V_5 .

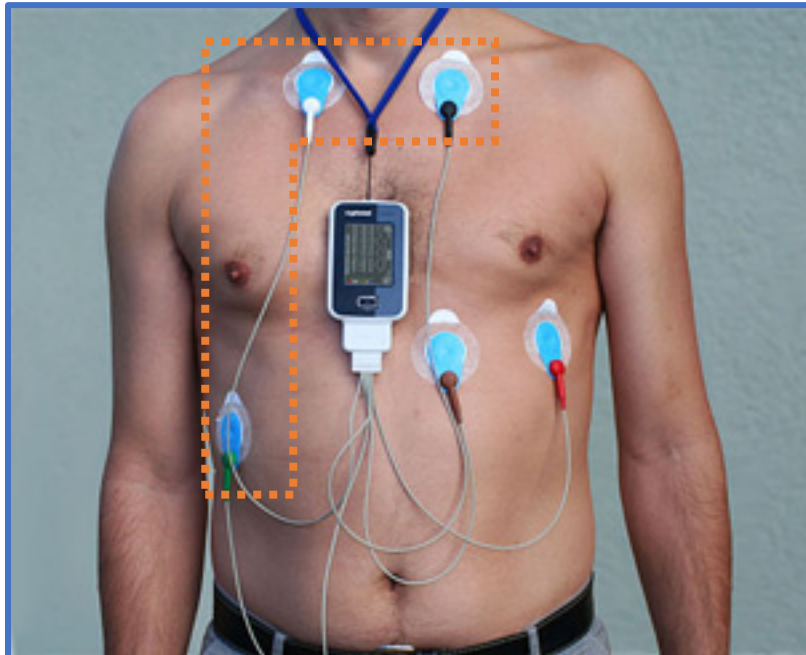


Figura 3.4 Colocación de los electrodos para la derivación V₁.

Los pacientes fueron monitoreados durante veinticuatro horas y la información fue digitalizada a través de un convertidor analógico digital de 12 bits y una computadora PDP 11/23 de la marca Digital Equipment Corp (ver Figura 3.5). Es muy importante mencionar que las señales ECG digitalizadas son compatibles con programas de software existentes diseñados para la base de datos MIT / BIH (Chung, 1979; Greenwald, 1986).



Figura 3.5 Computadora PDP 11/23 de Digital Equipment Corp.

3.4 Análisis en tiempo de la señal ECG

Con el fin de mostrar a grandes rasgos el funcionamiento de la Dimensión Fractal, se usa una señal sintética que asemeja el ritmo cardiaco normal (Amezquita-Sanchez et al. 2018). La señal generada presenta las siguientes características: una amplitud 2.4 mV similar a las ondas adquiridas por un electrocardiograma y una frecuencia de muestreo es 100 Hz durante un tiempo de 60 s resultando en un total de 6000 muestras. En la Figura 3.6 podemos observar la señal en una ventana de 10 s, esto con el fin de apreciar la señal con mayor claridad.

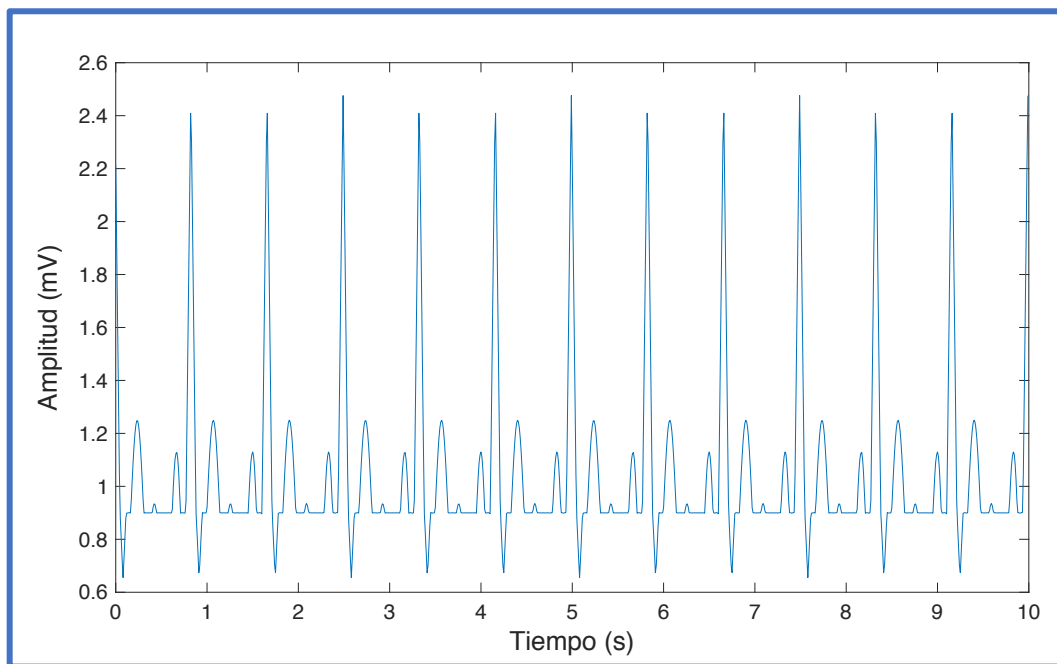


Figura 3.6 Señal Sintética en ventana de 10s.

Una vez que se tiene la señal sintética, los diferentes algoritmos de fractalidad, KFD, HFD, BD y SFD son aplicados a dicha señal. Tabla 3.3 muestra los valores obtenidos para cada fractal. Es importante señalar que cada valor de fractalidad es distinto ya que cada uno de los algoritmos tiene su propia interpretación y su forma de cálculo de la fractalidad o comportamiento de los patrones dentro de una señal. Debido a esto, la importancia de analizar los cuatro diferentes algoritmos de fractalidad en la identificación de patrones para la predicción de infartos.

Tabla 3.3 Valores de dimensión fractal de las 4 técnicas para la señal sintética.

Dimensión Fractal	Valor de Fractalidad
Katz	1.3828
Higuchi 32	1.6754
Higuchi 64	1.8120
Box Dimension	1.6440
Sevcik	1.6316

4

Resultados

4.1 Puesta de Experimento / Tratamiento de las señales ECG

Para obtener el registro de las señales ECG, primero se les explicó a los pacientes en lo que consistían las pruebas. En general, se les recomendó mantener secos los electrodos del sistema de medición, que no los tocaran, así como no los desplazaran durante el período de monitoreo, ya que esto podría inducir ruidos en los registros. Adicionalmente, cada paciente es dotado con un documento llamado “diario de paciente”, en el cual se le indicó que llevara un registro cuidadoso de sus actividades, sus síntomas, el momento de su aparición, así como si ingirió o no medicamentos y en qué cantidad (Chung, 1979). En la Figura 4.1 se muestra un ejemplo de cómo se genera un diario de paciente.

TIME	ACTIVITY	SYMPTOMS
	START RECORDING	
10:00 A.M.		
10:30 A.M.	Walking in street	Fluttering feeling in chest
11:00 A.M.	Resting on bench	None
Noon	Eating lunch	Feeling of indigestion
1:15 P.M.	Walking steps to office	Shortness of breath
1:30 P.M.	Sitting in office	Shortness of breath gone
2:00 P.M.	Business meeting	Chest discomfort
2:30 P.M.	Took nitroglycerin	Feeling better
4:30 P.M.	Driving home	Anxiety
5:45 P.M.	Eating dinner	Feeling fine
7:00 P.M.	Watching T-V	None
8:30 P.M.	Got up to go bathroom	Lightheaded
8:45 P.M.	Resting	None
9:30 P.M.	Reading newspaper	Feels O.K.
10:30 P.M.	Go to bed	None
10:00 A.M.	Monitor off	

Figura 4.1 Diario de Paciente para registro de actividades y síntomas.

Las señales de ECG se monitorearon/adquirieron durante 24 horas utilizando una frecuencia de muestreo de 250 Hz para el grupo MSC y 128 Hz para el grupo normal, y se digitalizaron con un convertidor analógico a digital de 12 bits (NSR, 2018). Para mantener la coherencia entre ambas bases de datos, las señales de ECG adquiridas del grupo MSC se re-muestrearon de 250 Hz a 128 Hz para coincidir con la frecuencia de muestreo del grupo normal. El procedimiento de re-

muestreo se lleva a cabo mediante la convolución de la señal de ECG con un filtro de respuesta de impulso finito (FIR) tipo pasa bajas.

Una vez que las señales fueron muestreadas a 128 Hz, de las 24 h registradas para cada paciente con MSC, sólo se extraen los primeros 60 minutos de la señal de ECG antes del infarto. Esta ventana de tiempo se elige por dos razones: (1) con el objetivo de analizar y proporcionar una predicción de MSC anterior a la proporcionada por otros trabajos reportados anteriormente, y (2) porque los síntomas se pueden llegar a presentar hasta 1 hora antes de la MSC, de acuerdo a los antecedentes revisados (Chugh et al. 2010; Talle et al. 2015; Lerma & Glass, 2016). Estos 60 minutos se segmentan en intervalos de 1 minuto; por ejemplo, el primer intervalo de un minuto, el segundo intervalo de un minuto, el tercer intervalo de un minuto antes del inicio de MSC, y así sucesivamente.

Por otro lado, para los datos del grupo normal (NSR), se extraen intervalos de 1 minuto de cada señal de ECG arbitrariamente con el fin de revelar las diferencias entre ambos grupos SCD y NSR. La Figura 4.2 muestra un ejemplo de la señal de ECG de una persona que sufrió un infarto, en dicha figura se puede observar la señal durante 3 minutos antes de la aparición del infarto y 1 minuto después del mismo. La Figura 4.3 muestra la señal de ECG de una persona con ritmo cardíaco normal.

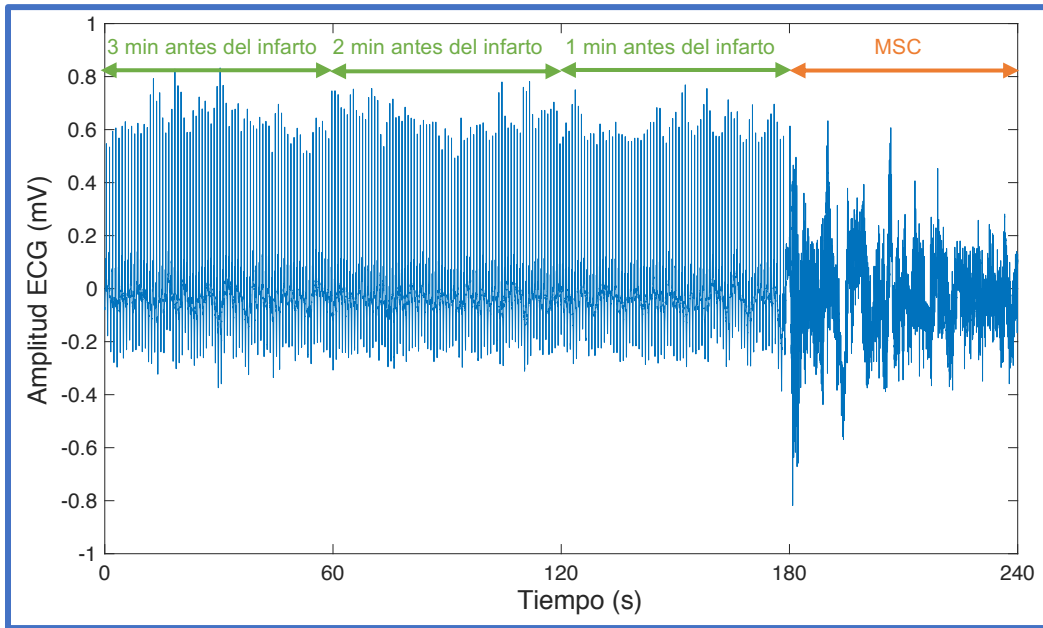


Figura 4.2 Señal ECG con tres intervalos de 1 minuto previo a MSC.

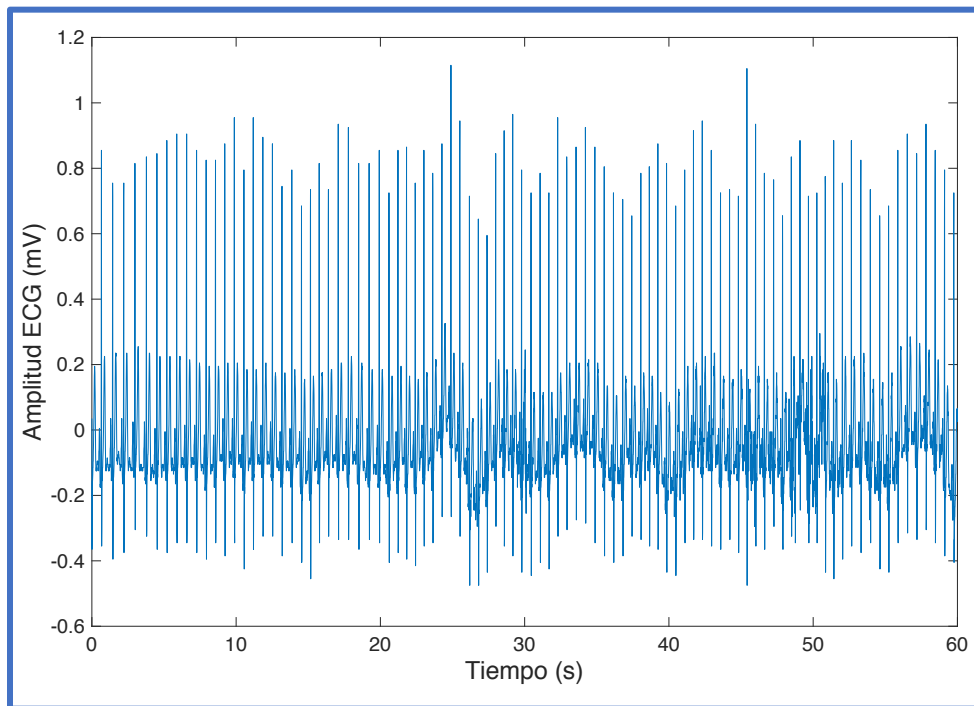


Figura 4.3 Señal ECG de un ritmo cardiaco normal.

De acuerdo a las Figuras 4.2 y 4.3, se pueden visualizar algunas mínimas diferencias entre las dos señales; sin embargo, éstas no pueden ser asociadas a la condición de MSC, ya que dichas diferencias visibles también se pueden deber a la edad, el sexo, la condición física general, entre otras características (Amezquita-

Sanchez et al. 2018). Debido a esto, en este trabajo de tesis se presenta una nueva metodología de diagnóstico asistido por computadora para revelar las diferencias entre los grupos sano y MSC.

4.2 Resultados

Siguiendo la metodología propuesta, los intervalos/ventanas de 1 minuto para las señales de ECG de personas sanas y con MSC son analizados a través de los cuatro diferentes algoritmos de fractalidad: KFD, BD, HFD y SFD con el fin de encontrar características capaces de predecir oportunamente un infarto. Por lo tanto, 240 valores de fractalidad para cada paciente son obtenidos. Una vez estimados los valores de fractalidad para las diferentes señales ECG y los diferentes intervalos de tiempo, esto son evaluados por medio de ANOVA con el fin de identificar cuál o cuáles algoritmos de DF son más útiles para diagnosticar un infarto de manera anticipada (60 minutos antes).

Después de un análisis exhaustivo de los valores de DF empleando ANOVA, los resultados obtenidos muestran que el fractal Higuchi-32 y Sevcik son los fractales más discriminantes y permiten un correcto diagnóstico anticipado del infarto hasta 60 minutos antes del evento. Es muy importante mencionar que se llega a esta decisión ya que ambos algoritmos presentan los valores de probabilidad (valor P) más bajos tendiendo a cero indicando que los valores de personas sanas y personas con MSC no son similares y estos pueden ser asociados al fenómeno analizado.

Las Figuras 4.4 y 4.5 muestran la distribución de los valores de fractalidad obtenidos por los algoritmos HFD-32 y SFD para los pacientes sanos (denotado por una S en las figuras) como para los que sufrieron un infarto desde 1 hasta 60 minutos antes del evento. Observando ambas figuras y los resultados de ANOVA, los valores de HFD y SFD presentan ligero traslape entre los valores de pacientes con ritmo cardiaco normal y de pacientes que sufrieron algún infarto, pero a pesar de dicho mínimo traslape, éstos son los más útiles para diagnosticar

anticipadamente el infarto de acuerdo a ANOVA, lo que justifica el uso de un clasificador de lógica difusa, ya que éste es empleado con señales que puedan presentar un traslape.

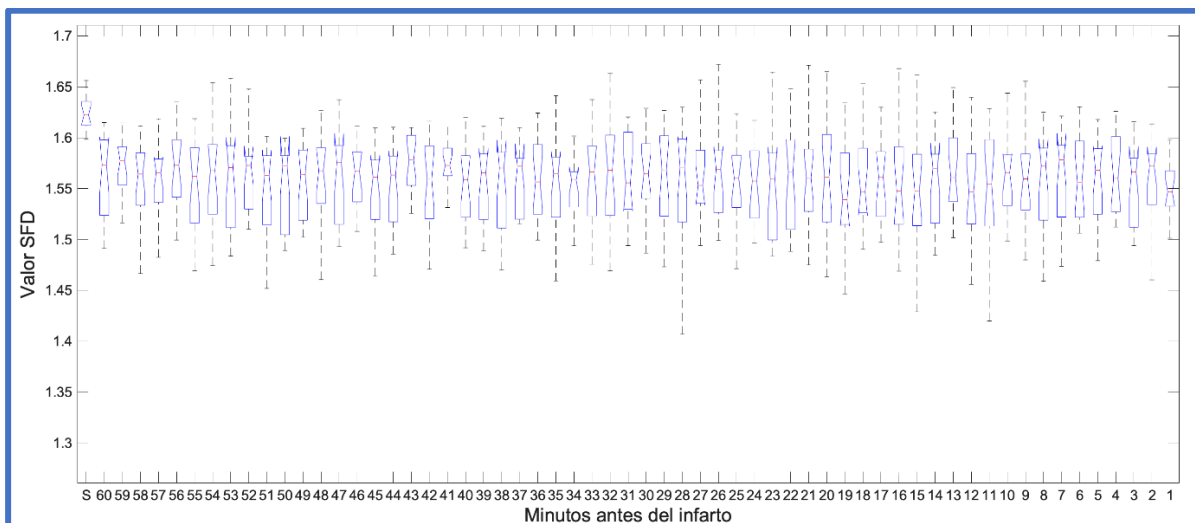


Figura 4.4 Diagrama de cajas y bigotes para fractal Sevcik (SFD).

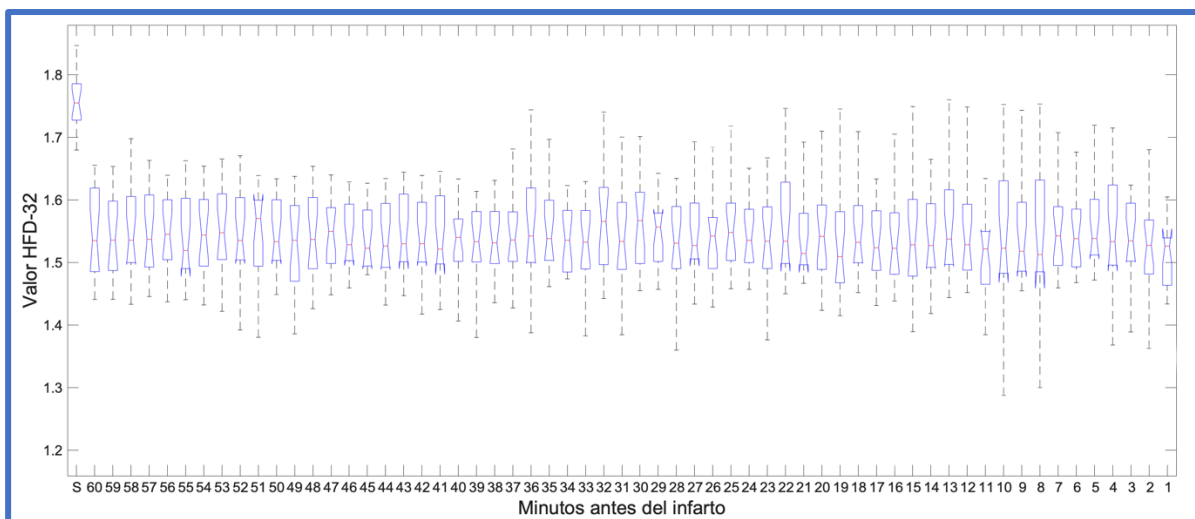


Figura 4.5 Diagrama de cajas y bigotes para fractal Higuchi 32 (HFD-32).

La Tablas 4.1 y 4.2 muestran la media (μ) y la desviación estándar (σ) de los valores HFD-32 y SFD, respectivamente, así como sus valores de probabilidad (valor P) desde el primer minuto hasta el minuto 60, en intervalos de 1 minuto antes del infarto con un valor de probabilidad $< 4.5164 \times 10^{-6}$ en promedio. Con la finalidad de mostrar todos los valores obtenidos con los diferentes algoritmos de

fractalidad para las señales ECG tanto para pacientes sanos como para los que presentaron infarto, el Anexo 1 y Anexo 2 son puestos en la última sección de la tesis con estos valores.

Tabla 4.1 Media(μ) y desviación estándar (σ) de SFD y valores P estimados por ANOVA desde el minuto 1 hasta el minuto 60, en intervalos de 1 minuto, antes de un infarto y pacientes con un ritmo cardiaco normal.

Algoritmo DF	Normal: Intervalo 1-min / $\mu \pm \sigma$	Minuto	$\mu \pm \sigma$	Valor P
SFD	1.6248 \pm 0.0169	1	1.5481 \pm 0.0276	1.02E-11
		2	1.5583 \pm 0.036	3.49E-08
		3	1.5555 \pm 0.0385	4.66E-08
		4	1.5564 \pm 0.0522	7.46E-06
		5	1.5579 \pm 0.0451	1.16E-06
		6	1.562 \pm 0.0415	1.04E-06
		7	1.5621 \pm 0.0438	2.41E-06
		8	1.56 \pm 0.0484	5.82E-06
		9	1.5592 \pm 0.041	3.73E-07
		10	1.5653 \pm 0.0391	1.08E-06
		11	1.5505 \pm 0.0563	5.72E-06
		12	1.5433 \pm 0.0501	1.72E-07
		13	1.5664 \pm 0.0464	1.64E-05
		14	1.5568 \pm 0.0441	6.24E-07
		15	1.553 \pm 0.0534	4.68E-06
		16	1.5457 \pm 0.0821	3.21E-04
		17	1.5603 \pm 0.0375	1.25E-07
		18	1.5613 \pm 0.0482	7.52E-06
		19	1.5451 \pm 0.0615	7.07E-06
		20	1.5625 \pm 0.0528	3.44E-05
		21	1.5616 \pm 0.0488	9.85E-06
		22	1.5598 \pm 0.0492	7.05E-06
		23	1.557 \pm 0.0514	6.73E-06
		24	1.5603 \pm 0.0474	4.64E-06
		25	1.5589 \pm 0.0531	1.66E-05
		26	1.5669 \pm 0.0445	1.08E-05
		27	1.5619 \pm 0.0419	1.13E-06
		28	1.5461 \pm 0.0629	1.19E-05
		29	1.5647 \pm 0.0438	4.78E-06
		30	1.5619 \pm 0.0411	8.40E-07
		31	1.5601 \pm 0.0387	2.00E-07
		32	1.5645 \pm 0.0495	2.37E-05
		33	1.561 \pm 0.0448	2.50E-06
		34	1.5533 \pm 0.0343	3.06E-09
		35	1.5574 \pm 0.0414	2.67E-07
		36	1.5597 \pm 0.0422	7.07E-07
		37	1.5607 \pm 0.0325	1.33E-08
		38	1.5531 \pm 0.0462	5.10E-07
		39	1.5557 \pm 0.0391	6.43E-08
		40	1.5581 \pm 0.0387	1.08E-07
		41	1.5679 \pm 0.0376	1.31E-06
		42	1.554 \pm 0.0452	4.51E-07

		43	1.5762 ± 0.0281	3.70E-07
		44	1.5523 ± 0.0416	7.09E-08
		45	1.5522 ± 0.0421	8.30E-08
		46	1.5618 ± 0.0322	1.60E-08
		47	1.5602 ± 0.0426	9.07E-07
		48	1.5601 ± 0.0438	1.37E-06
		49	1.5541 ± 0.0359	9.14E-09
		50	1.5555 ± 0.0413	1.50E-07
		51	1.5495 ± 0.043	5.80E-08
		52	1.5625 ± 0.0379	2.91E-07
		53	1.5593 ± 0.0487	5.30E-06
		54	1.5634 ± 0.043	2.55E-06
		55	1.5542 ± 0.0474	1.01E-06
		56	1.5704 ± 0.0397	6.09E-06
		57	1.5606 ± 0.0383	1.92E-07
		58	1.5605 ± 0.0383	1.86E-07
		59	1.5678 ± 0.0344	3.44E-07
		60	1.5612 ± 0.0426	1.20E-06

Tabla 4.2 Media(μ) y desviación estándar (σ) de HFD-32 y valores P estimados por ANOVA desde el minuto 1 hasta el minuto 60, en intervalos de 1 minuto, antes de un infarto y pacientes con un ritmo cardiaco normal.

Algoritmo DF	Normal: Intervalo 1-min / $\mu \pm \sigma$	Minuto	$\mu \pm \sigma$	Valor P
HFD	1.7547 ± 0.0499	1	1.5336 ± 0.077	1.11E-12
		2	1.5422 ± 0.0789	4.10E-12
		3	1.5418 ± 0.0695	1.05E-12
		4	1.5398 ± 0.0887	2.33E-10
		5	1.5415 ± 0.0981	1.40E-09
		6	1.5338 ± 0.0994	1.45E-09
		7	1.5383 ± 0.1007	2.20E-09
		8	1.5385 ± 0.12	2.39E-08
		9	1.5134 ± 0.1003	1.47E-09
		10	1.5375 ± 0.1067	4.61E-09
		11	1.5409 ± 0.1031	1.91E-10
		12	1.537 ± 0.1032	2.25E-09
		13	1.5307 ± 0.1037	3.49E-09
		14	1.516 ± 0.1101	6.96E-09
		15	1.5246 ± 0.119	1.55E-08
		16	1.5426 ± 0.1416	9.39E-08
		17	1.5154 ± 0.1032	6.00E-10
		18	1.5473 ± 0.1052	5.49E-09
		19	1.5398 ± 0.1346	3.59E-08
		20	1.5458 ± 0.1126	2.92E-08
		21	1.5354 ± 0.1069	5.46E-09
		22	1.5454 ± 0.1101	1.70E-08
		23	1.5411 ± 0.1129	9.37E-09
		24	1.5377 ± 0.1044	6.34E-09
		25	1.5374 ± 0.0994	1.66E-09
		26	1.5198 ± 0.1029	2.20E-09
		27	1.5402 ± 0.1002	1.31E-09
		28	1.5481 ± 0.0978	1.30E-10
		29	1.5301 ± 0.096	8.00E-10
		30	1.5527 ± 0.0971	2.33E-09

		31	1.5277 ± 0.1007	6.63E-10
		32	1.531 ± 0.1061	1.82E-08
		33	1.5403 ± 0.1023	6.98E-10
		34	1.541 ± 0.081	1.23E-11
		35	1.5327 ± 0.09	2.47E-10
		36	1.5345 ± 0.1098	9.96E-09
		37	1.5267 ± 0.0908	1.26E-10
		38	1.531 ± 0.0989	7.58E-10
		39	1.5266 ± 0.0971	2.34E-10
		40	1.5258 ± 0.0985	4.78E-10
		41	1.5355 ± 0.0913	7.25E-11
		42	1.5278 ± 0.0916	7.00E-11
		43	1.5276 ± 0.093	2.70E-10
		44	1.5294 ± 0.087	3.26E-11
		45	1.5397 ± 0.0799	6.53E-12
		46	1.5363 ± 0.0813	1.11E-11
		47	1.5188 ± 0.0711	3.29E-12
		48	1.5332 ± 0.0935	3.22E-10
		49	1.5351 ± 0.092	3.65E-11
		50	1.5342 ± 0.0865	5.39E-11
		51	1.5389 ± 0.0931	2.61E-10
		52	1.5332 ± 0.0948	3.32E-10
		53	1.5241 ± 0.0961	7.16E-10
		54	1.532 ± 0.0929	2.03E-10
		55	1.5381 ± 0.0942	9.91E-11
		56	1.5331 ± 0.0902	1.02E-10
		57	1.532 ± 0.0923	3.11E-10
		58	1.5332 ± 0.1004	8.54E-10
		59	1.5678 ± 0.0945	2.50E-10
		60	1.5612 ± 0.0984	5.97E-10

Una vez determinados los valores de fractalidad más discriminantes para la predicción de un infarto, se diseña un clasificador de lógica difusa (LD), el cual es capaz de trabajar con datos que presentan un traslape como los obtenidos, mapeando los datos de entrada directamente en funciones de pertenencia tales como distribuciones gaussianas, donde se puede obtener información discriminante entre las funciones de densidad de probabilidad y los valores DF utilizando las reglas de clasificación if-then.

Con respecto a la Fuzzificación del sistema de LD, las dos entradas se dividen en dos funciones de pertenencia de tipo gaussiana como se muestra en la Figura 4.6 y 4.7. Este tipo de funciones de pertenencia son empleadas debido a que son las que mejor se ajustan a los datos obtenidos tales como los mostrados en el trabajo presentado por Amezcuita-Sanchez et al. (2017). En las figuras se etiqueta

las funciones de pertenencia de la siguiente manera: valor P (el cual corresponde con la distribución de valores de pacientes con MSC empleando el SFD y HFD, respectivamente) y valor G (el cual corresponde con la distribución de valores de pacientes sanos empleando el SFD y HFD, respectivamente). Es importante mencionar que esta forma de función de pertenencia se utiliza, ya que proporciona la mejor alternativa después de que se investigó el desempeño de diferentes funciones de pertenencia (Amezquita-Sanchez et al. 2017). La salida del sistema LD está diseñado para asumir valores entre 0.5 y 2.5 como se muestra en la Figura 4.8, donde S (Sano) = 1, MSC (Infarto) = 2.

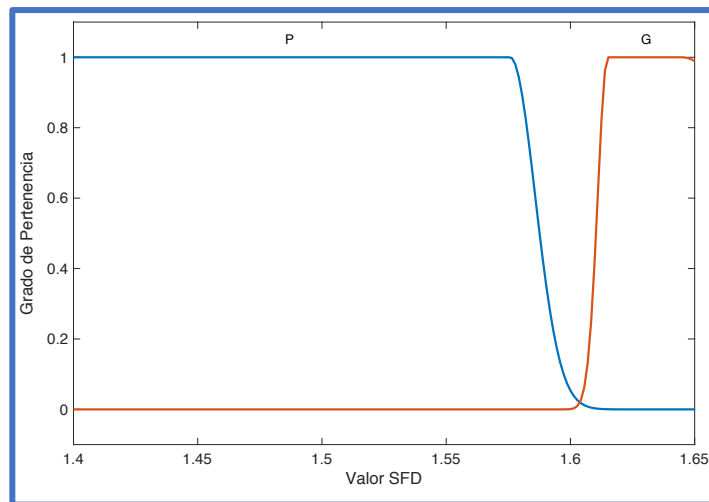


Figura 4.6 Funciones de Pertenencia para SFD.

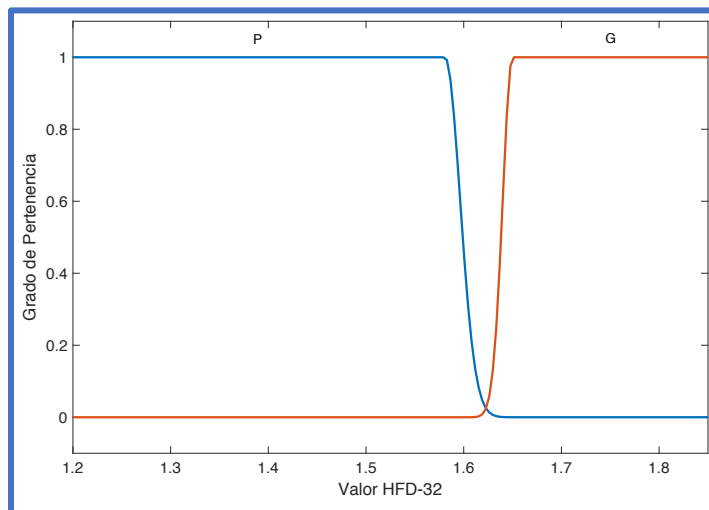


Figura 4.7 Funciones de Pertenencia para HFD-32.

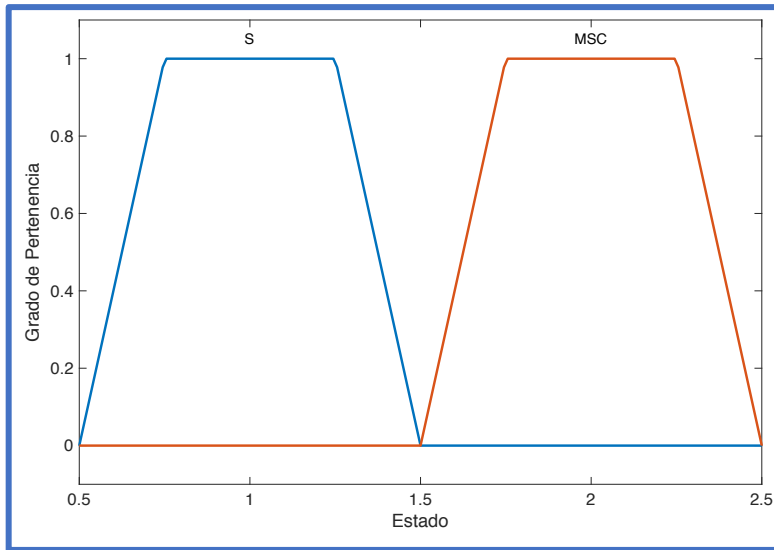


Figura 4.8 Funciones de Pertenencia de salida para el sistema de LD.

La Tabla 4.3 presenta las reglas para cada estado de salida, en total 2 reglas. Por ejemplo, una regla sería: si el valor SFD es G y HFD-32 es G, entonces la condición del paciente es S. La condición marcada X hace referencia a “no importa”, ya que estos casos no se darán de forma práctica (se podrían deber a fallas del sensado, del sensor, etc.). De ser el caso, es conveniente que no se pueda definir a indicar un resultado erróneo.

Tabla 4.3 Reglas propuestas para el sistema LD.

Entradas	SFD	
HFD-32	P	G
P	MSC	X
G	X	S

Para validar la metodología propuesta y en particular el clasificador de LD para estimar de forma automática la posibilidad de un infarto se utilizan 18 señales ECG de pacientes sanos y 20 señales ECG de pacientes que sufrieron infarto con sus respectivas ventanas de 1 minuto hasta 60 minutos antes del infarto. La Tabla 4.4 muestra los resultados de clasificación obtenidos para ambas condiciones. Basado en la Tabla 4.4, el clasificador de LD es capaz de estimar las personas sanas con un 100% de efectividad. Por otro lado, la metodología es capaz de

estimar con una eficiencia global del 91.58% 60 minutos antes de suceda el evento (20 pacientes con MSC*60 minutos analizados = 1200 eventos evaluados), indicando que la propuesta es una metodología adecuada para la predicción automática de infartos. La Tabla 4.5 presenta los valores de eficiencia minuto a minuto del método propuesto, donde es posible observar que en el minuto 59 la metodología es capaz de predecir un infarto con una eficiencia del 100 %, indicando que la metodología propuesta puede ser una gran alternativa para la predicción de infartos.

Tabla 4.4 Resultados de Clasificación.

Condición	Sano	MSC	Eficiencia (%)
Sano	18	0	100
MSC	101	1099	91.58

Tabla 4.5 Eficiencia del método minuto a minuto.

Minutos antes de MSC	Eficiencia (%)
1	100
2	95
3	90
4	85
5	90
6	90
7	90
8	85
9	85
10	85
11	90
12	90
13	85
14	95
15	90
16	90
17	95
18	90
19	85
20	80
21	85
22	85
23	90
24	90
25	90
26	90
27	90
28	100

29	95
30	90
31	85
32	85
33	90
34	100
35	85
36	90
37	95
38	90
39	90
40	95
41	100
42	100
43	85
44	100
45	100
46	100
47	95
48	90
49	95
50	100
51	100
52	100
53	90
54	95
55	95
56	95
57	85
58	85
59	100
60	90
Global	91.58

4.3 Discusión de Resultados

Los resultados muestran que la metodología propuesta produce una alta precisión global del 91.58% para predecir un episodio de MSC hasta 60 minutos antes de que ocurra el evento. Esta ventana de tiempo es bastante larga para que una persona que puede sufrir un infarto pueda trasladarse a un hospital. La predicción de un infarto hasta 60 minutos antes del evento es una tarea retadora, ya que sólo hay cambios sutiles en la señal antes del mismo en comparación con una señal de ECG normal. Debido a ese motivo, más del 50% de las personas no sufren ningún síntoma o síntomas antes de la aparición de una MSC (Raka & Naik, 2007) pero aun así se sabe que se pueden llegar a presentar (Lerma & Glass, 2016).

La metodología que se propone es capaz de predecir un evento de MSC incluso cuando el ECG cambia ligeramente.

En los últimos años se han reportado varios métodos en la literatura para la predicción de MSC empleando la misma base de datos, SCD y NSR, basados en características no lineales como lo son la entropía, el exponente de Hurst y la dimensión de correlación. Los resultados han sido bastante prometedores, sin embargo, dichos trabajos requieren de recursos computacionales más altos. En este sentido, la dimensión fractal demuestra ser una poderosa técnica no lineal ya que sólo se requiere una característica para la predicción de MSC. La Tabla 4.6 presenta un resumen de los resultados obtenidos por trabajos recientes que han utilizado la misma base de datos junto con la metodología propuesta. Incluye los métodos utilizados, el tiempo máximo de predicción de MSC y el porcentaje de precisión para predecir un evento de MSC.

Tabla 4.6 Resumen de resultados con su metodología propuesta de trabajos recientes que han usado la misma base de datos.

Trabajo	Señal (ECG o HRV)	Metodología Propuesta	Tiempo de Predicción (Eficiencia %)
Acharya et al. (Acharya, Fujita, Sudarshan, Ghista, et al. 2015)	HRV	<ol style="list-style-type: none"> 1. Estimación de la señal HRV utilizando el algoritmo Pan-Tompkins. 2. Análisis de cuantificación de recurrencia (tasa de recurrencia, determinante, entropía, transitividad) y el análisis de complejidad de Kolmogorov se utilizan para la extracción de características. 3. K-vecinos más cercanos se utiliza para la clasificación de características. 	4 min antes (86.80%)
Acharya et al. (Acharya, Fujita, Sudarshan, Sree, et al. 2015)	ECG	<ol style="list-style-type: none"> 1. La Transformada Wavelet Discreta se utiliza para eliminar ruidos y descomponer los datos en bandas de frecuencia. 2. La dimensión fractal, el exponente de Hurst, la entropía aproximada, el análisis de fluctuación descendente, la dimensión de correlación se utiliza para la extracción de características. 3. La Máquina de Soporte Vectorial se utiliza para la clasificación de características. 	4 min antes (92.11%)
Fujita et al. (Fujita et al. 2016)	HRV	<ol style="list-style-type: none"> 1. Estimación de la señal HRV utilizando el algoritmo Pan-Tompkins. 2. La entropía de Renyi, la entropía difusa, los parámetros de Hjorth, la entropía de Tsallis y la energía se utilizan para la extracción de características. 3. La Máquina de Soporte Vectorial se utiliza para la clasificación de características. 	4 min antes (94.70%)

Mirhoseini et al. (Mirhoseini, JahedMotlagh, Pooyan, 2016)	HRV	<ol style="list-style-type: none"> 1. Estimación de la señal HRV utilizando el algoritmo Pan-Tompkins. 2. Extracción de características: dominio de tiempo (media de todos los intervalos, desviación estándar de todos los intervalos, cuadrícula media de la raíz de la diferencia de intervalos RR sucesivos), dominio tiempo-frecuencia (la energía total de la señal en la banda de muy baja frecuencia, baja frecuencia y alta frecuencia, el promedio de la señal de energía en la banda de muy baja frecuencia, baja frecuencia y alta frecuencia y las medidas no lineales (método de Poincare). 3. La Máquina de Soporte Vectorial se utiliza para la clasificación de características. 	1 min antes (83.24%)
Ebrahimzadeh et al. (Ebrahimzadeh et al. 2018)	HRV	<ol style="list-style-type: none"> 1. Estimación de la señal HRV utilizando el algoritmo Pan-Tompkins. 2. Extracción de características: dominio del tiempo (media y desviación estándar de todos los intervalos RR, desviación estándar de diferencias entre intervalos RR adyacentes), tiempo-frecuencia (cantidad máxima y mínima de energía en cada ventana, diferencia entre la cantidad máxima y mínima de energía entre ventanas, desviación estándar entre la energía de las ventanas de tiempo) y no lineales medidas (desviación estándar de la variabilidad del intervalo RR a corto plazo y desviación estándar del intervalo RR a largo plazo). 3. La Red Neuronal Perceptrón Multicapa se utiliza para la clasificación de características. 	12 min antes (88.29%)
Amézquita et al. (Juan P. Amézquita-Sanchez et al. 2018)	ECG	<ol style="list-style-type: none"> 1. La Transformada Wavelet Packet se utiliza para descomponer los datos en bandas de frecuencia. 2. El análisis de homogeneidad se utiliza para la extracción de características. 3. La Red Neuronal Probabilística Mejorada se utiliza para la clasificación de características. 	20 min antes (95.8%)
Investigación Actual	ECG	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fractal Katz, Fractal Box Dimension, Fractal Higuchi y Fractal Sevcik para extracción de características. 2. Sistema de Lógica Difusa para la clasificación de características. 	60 min antes (91.58%)

En base a la Tabla 4.6, la metodología propuesta presenta las siguientes ventajas sobre los trabajos antes reportados:

1. Comparando con trabajo reportados en la literatura, la metodología propuesta logra una mayor precisión utilizando solamente dos características no lineales, SFD y HFD-32, esto se traduce en menor carga computacional para predecir un evento de MSC en tiempo real, a diferencia de otras metodologías que utilizan bastantes características para predecir el infarto como se muestra en la tabla anterior (Acharya, et al. 2015a&b; Ebrahimzadeh et al. 2014; Fujita et al. 2016; Mirhoseini et al. 2016).
2. La metodología propuesta es capaz de predecir el riesgo de desarrollar un evento de MSC hasta 60 minutos antes del infarto con una precisión del

91.58%, superando el tiempo de predicción de 20 minutos informado recientemente por Amézquita et al. (2018) con una precisión de 95.8%.

3. La nueva metodología utiliza la señal de ECG directamente sin la necesidad de transformar la señal en una señal HRV o sin tener que hacerle un preprocesamiento antes como los trabajos mostrados en la Tabla 4.6, por ello se considera que la metodología es de baja carga computacional.

5

Conclusiones y Perspectivas

5.1 Conclusiones y Prospectivas

La MSC es una de las principales causas de muerte en la sociedad, tanto a nivel mundial como a nivel nacional. Por lo tanto, una predicción temprana de un evento de MSC puede permitir salvar la vida de las personas ya que pueden recibir tratamientos médicos oportunos.

En este trabajo de tesis, se propone una metodología basada en la combinación de algoritmos de Dimensión Fractal y un sistema de Lógica Difusa para predecir un evento de MSC usando señales de ECG. Para validar y probar la metodología, se emplean los datos proporcionados por las bases de datos MIT / BIH-SCDH (SCD, 2018) y el MIT / BIH-NSR (NSR, 2018), donde se consideran 20 pacientes con MSC y 18 pacientes sanos. El análisis estadístico ANOVA permite observar que las mejores características para distinguir entre MSC y sujetos normales son SFD y HFD-32. Al usar dichos valores de DF, el sistema de LD propuesto para automatizar la predicción alcanza una precisión del 91.58% 60 minutos antes de que ocurra el infarto.

De igual forma, la efectividad de la metodología propuesta para la predicción de eventos de MSC queda demostrada ya que el episodio de MSC se puede predecir 60 minutos antes del mismo, mejorando los tiempos de predicción reportados en otros trabajos.

Los resultados reportados en esta tesis pueden considerarse parciales, ya que solo se utilizó un conjunto de datos de 38 sujetos (18 sanos y 20 con MSC) para probar la metodología. Por lo tanto, como trabajo futuro debe incluir:

1. Adquisición de más señales de ECG para obtener más datos.
2. Probar la metodología utilizando una base de datos más grande con el fin de comprobar la regularidad de la metodología propuesta.
3. Probar la metodología con otras alteraciones del ritmo cardiaco como la taquicardia ventricular o la fibrilación auricular.

4. Debido a la baja carga computacional, la metodología propuesta se puede implementar en un microcontrolador, para permitir un sistema de monitoreo continuo y portátil de pacientes que estén hospitalizados o presenten enfermedades cardiacas.

6

Referencias Bibliográficas

- Acharya, U. R., Fujita, H., Sudarshan, V. K., Ghista, D. N., Wei, L., Eugene, J., & Koh, J. E. W. (2015a). Automated Prediction of Sudden Cardiac Death Risk Using Kolmogorov complexity and Recurrence Quantification Analysis Features Extracted from HRV Signals. *International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 1110–1115. <https://doi.org/10.1109/SMC.2015.199>
- Acharya, U. R., Fujita, H., Sudarshan, V. K., Sree, V. S., Eugene, L. W. J., Ghista, D. N., & Tan, R. S. (2015b). An Integrated Index for Detection of Sudden Cardiac Death using Discrete Wavelet Transform and Nonlinear Features. *Knowledge-Based Systems*, 83(1), 149–158. <https://doi.org/10.1016/j.knosys.2015.03.015>
- Ahmadlou, M., & Adeli, H. (2010). Enhanced probabilistic neural network with local decision circles: A robust classifier. *Integrated Computer-Aided Engineering*, 17(3), 197–210. <https://doi.org/10.3233/ICA-2010-0345>
- Ahmadlou, M., Adeli, H., & Adeli, A. (2011). Fractality and a Wavelet-chaos-Methodology for EEG-based Diagnosis of Alzheimer Disease. *Alzheimer Disease & Associated Disorders*, 25(1), 85–92. <https://doi.org/10.1097/WAD.0b013e3181ed1160>
- Amezquita-Sanchez, J. P., Valtierra-Rodriguez, M., Adeli, H., & Perez-Ramirez, C. A. (2018). A Novel Wavelet Transform-Homogeneity Model for Sudden Cardiac Death Prediction Using ECG Signals. *Journal of Medical Systems*, 42(10). <https://doi.org/10.1007/s10916-018-1031-5>
- Amezquita-Sanchez, J. P., Valtierra-Rodriguez, M., Camarena-Martinez, D., Granados-Lieberman, D., Romero-Troncoso, R. J., & Dominguez-Gonzalez, A. (2016). Fractal dimension-based approach for detection of multiple combined faults on induction motors. *JVC/Journal of Vibration and Control*, 22(17), 3638–3648. <https://doi.org/10.1177/1077546314565685>
- Amezquita-Sanchez, J. P., Valtierra-Rodriguez, M., Perez-Ramirez, C. A., Camarena-Martinez, D., Garcia-Perez, A., & Romero-Troncoso, R. J. (2017). Fractal dimension and fuzzy logic systems for broken rotor bar detection in induction motors at start-up and steady-state regimes. *Measurement Science and Technology*, 28. <https://doi.org/10.1088/1361-6501/aa6adf>
- Carrasco Gonzaga, A. (2019). *Desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento basado en la transformada de Fourier y LabVIEW para señales*

- eléctricas cardiacas*. Universidad Autónoma de Querétaro. Tesis de Licenciatura.
- Chugh, S. S., Teodorescu, C., Evanado, A., & Reinier, K. (2010). Sudden Unexplained Death in the Community. In *Clinical Approach to Sudden Cardiac Death Syndromes* (pp. 3–6). London: Springer London. https://doi.org/10.1007/978-1-84882-927-5_1
- Chung, E. K. (1979). *Ambulatory Electrocardiography* (1a ed.). Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-05267-2.00087-x>
- Cromwell, L., Weibell, F. J., & Pfeiffer, E. A. (1980). *Biomedical Instrumentation and Measurements* (2a Edición). Nueva Jersey: Prentice-Hall.
- Demski, A. J., & Soria, M. L. (2016). ecg-kit a Matlab Toolbox for Cardiovascular Signal Processing. *Journal of Open Research Software*, 4, 2–5. <https://doi.org/10.5334/jors.86>
- Desarrollo, I. y. (2014). Development of software that “predicts” sudden cardiac death. Retrieved January 8, 2019, from www.sciencedaily.com/releases/2014/12/141224103021.htm
- Drew, B. J., Califf, R. M., Funk, M., Kaufman, E. S., Krucoff, M. W., Laks, M. M., ... Hare, G. F. Van. (2004). Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings. *Circulation*, 6083(71), 2721–2746. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000145144.56673.59>
- Ebrahimzadeh, E., Manuchehri, M. S., Amoozegar, S., Araabi, B. N., & Soltanian-Zadeh, H. (2018). A Time Local Subset Feature Selection for Prediction of Sudden Cardiac Death from ECG Signal. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 56(7), 1253–1270. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1764-1>
- Ebrahimzadeh, E., Pooyan, M., & Bijar, A. (2014). A novel approach to predict sudden cardiac death (SCD) using nonlinear and time-frequency analyses from HRV signals. *PLoS ONE*, 9(2), 1–14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0081896>
- Francis, J. (2016). ECG monitoring leads and special leads. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, 16(3), 92–95. <https://doi.org/10.1016/j.ipej.2016.07.003>
- Fujita, H., Acharya, U. R., Sudarshan, V. K., Ghista, D. N., Sree, S. V., Eugene, L.

- W. J., & Koh, J. E. W. (2016). Sudden Cardiac Death (SCD) Prediction Based on Nonlinear Heart Rate Variability Features and SCD Index. *Applied Soft Computing Journal*, 43, 510–519. <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2016.02.049>
- Gautam, A., & Kaur, M. (2012). ECG Analysis using Continuous Wavelet Transform (CWT). *IOSR Journal of Engineering*, 2(4), 632–635.
- Gilat, A. (2011). *MATLAB An Introduction with Applications* (4ta Edició). Nueva Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. *Circulation*, 101(23). <https://doi.org/10.1161/01.CIR.101.23.e215>
- Greenwald, S. (1986). *The development and analysis of a ventricular fibrillation detector*. Massachusetts Institute of Technology. Retrieved from <https://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/92988/15128381-MIT.pdf?sequence=2>
- Gruetzmann, A., Hansen, S., & Müller, J. (2007). Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Physiological Measurement*, 28, 1375–1390. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/11/005>
- Hernández Morales, V. H. (2015). *Desarrollo de un sistema para la adquisición de señales biométricas en roedores*. Universidad Autónoma de Querétaro. Tesis de Licenciatura.
- Higuchi, T. (1988). Approach to an Irregular Time Series on the Basis of the Fractal Theory. *Physica D*, 31, 277–283. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-2789\(88\)90081-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-2789(88)90081-4)
- Katz, M. J. (1988). Fractals and the analysis of waveforms. *Computers in Biology and Medicine*, 18(3), 145–156. [https://doi.org/10.1016/0010-4825\(88\)90041-8](https://doi.org/10.1016/0010-4825(88)90041-8)
- Kim, T. K. (2017). Understanding one-way ANOVA using conceptual figures. *Korean Journal Of Anesthesiology*, 70(1), 22–26.
- Kumar, N., Ahmad, I., & Rai, P. (2012). Signal Processing of ECG Signals. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 2(10), 1–6.
- Kuncheva, L. (2008). Fuzzy classifiers. *Scholarpedia*, 3(1), 2925. <https://doi.org/10.4249/scholarpedia.2925>
- Lerma, C., & Glass, L. (2016). Predicting The risk of Sudden Cardiac Death. *Journal*

- of Physiology*, 594(9), 2445–2458. <https://doi.org/10.1113/JP270535>
- Li, H., Huang, Y., Ou, J., & Bao, Y. (2011). Fractal dimension-based damage detection method for beams with a uniform cross-section. *Computer-Aided Civil and Infrastructure Engineering*, 26(3), 190–206. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8667.2010.00686.x>
- Luo, S., & Johnston, P. (2010). A Review of Electrocardiogram Filtering. *Journal of Electrocardiology*, 43(6), 486–496. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2010.07.007>
- Marijon, E., Tafflet, M., Celermajer, D. S., Dumas, F., Perier, M. C., Mustafic, H., ... Jouven, X. (2011). Sports-related Sudden Death in the General Population. *Circulation*, 124(6), 672–681. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.008979>
- Martis, R. J., Acharya, U. R., & Adeli, H. (2014). Current Methods in Electrocardiogram Characterization. *Computers in Biology and Medicine*, 48(1), 133–149. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.02.012>
- Meziane, N., Webster, J. G., Attari, M., & Nimunkar, A. J. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurement*, 34, R-47-R69. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/9/R47>
- Mirhoseini, S. R., JahedMotlagh, M., & Pooyan, M. (2016). Improve Accuracy of Early Detection Sudden Cardiac Deaths (SCD) Using Decision Forest and SVM. *International Conference on Robotics and Artificial Intelligence*, (April).
- NSR. (2018). The MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database. Retrieved January 8, 2019, from <https://physionet.org/physiobank/database/nsrdb/>
- Pérez-Riera, A., & Barbosa-Barros, R. (2017). Principales Artefactos en Electrocardiografía: una puesta al día. *CardioLatina*.
- Rajni, R., & Kaur, I. (2013). Electrocardiogram Signal Analysis - An Overview. *International Journal of Computer Applications*, 84(7), 22–25. <https://doi.org/10.5120/14590-2826>
- Raka, A. G., & Naik, G. R. (2007). Computational Algorithms Underlying the Time-Based Detection of Sudden Cardiac Arrest via Electrocardiographic Markers. *Applied Sciences*. <https://doi.org/10.3390/app7090954>
- Reyes Armilla, A., & López Arroyo, F. (2002). Desfibriladores Cardioversores

- Automáticos Implantables. *Enfermería En Cardiología*, 26, 24–27.
- Roberts, W. C. (1986). Sudden Cardiac Death: Definitions and Causes. *The American Journal of Cardiology*, 57(15), 1410–1413. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(86\)90229-8](https://doi.org/10.1016/0002-9149(86)90229-8)
- Rodríguez-Reyes, H., Muñoz Gutiérrez, M., Márquez, M. F., Pozas Garza, G., Lafuente, E. A., Galván, F. O., ... Montero, M. (2015). Muerte Súbita Cardíaca. Estratificación de Riesgo, Prevención y Tratamiento. *Arch Cardiol Mex*, 85(4), 329–336. <https://doi.org/10.1016/j.acmx.2015.06.002>
- Romero-Troncoso, R. J., Saucedo-Gallaga, R., Cabal-Yepez, E., Garcia-Perez, A., Osornio-Rios, R. A., Alvarez-Salas, R., ... Huber, N. (2011). FPGA-based online detection of multiple combined faults in induction motors through information entropy and fuzzy inference. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58(11), 5263–5270. <https://doi.org/10.1109/TIE.2011.2123858>
- Sarkozy, A., Chierchia, G. B., Rodríguez-Mañero, M., & Brugada, P. (2013). Muerte Súbita Cardíaca en las Cardiopatías Estructurales. *Revista Espanola de Cardiología Suplementos*, 13(1), 7–13. [https://doi.org/10.1016/S1131-3587\(13\)70061-X](https://doi.org/10.1016/S1131-3587(13)70061-X)
- SCD. (2018). Sudden Cardiac Death Holter Database. Retrieved January 8, 2019, from <https://physionet.org/physiobank/database/sddb/#clinical-information/databased>
- Searle, A., & Kirkup, L. (2000). A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiological Measurement Meas*, 21, 271–283. Retrieved from <http://stacks.iop.org/0967-3334/21/i=2/a=307>
- Sevcik, C. (2018). A procedure to estimate the fractal dimension of waveforms. *Complexity International*, 5.
- Shi, C.-T. (2018). Signal Pattern Recognition Based on Fractal Features and Machine Learning. *Applied Sciences*, 8(8), 1327. <https://doi.org/10.3390/app8081327>
- Shu, Z. (2009). Sudden Cardiac Death in China. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 32(9), 1159–1162. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2009.02458.x>
- Smith, S. W. (1999). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*

- (2a Edición). San Diego: California Technical Publishing.
- Stecker, E. C., Reinier, K., Marijon, E., Narayanan, K., Teodorescu, C., Uy-Evanado, A., ... Chugh, S. S. (2014). Public Health Burden of Sudden Cardiac Death in the United States. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, 7(2), 212–217. <https://doi.org/10.1161/CIRCEP.113.001034>
- Talle, M. A., Bonny, A., Bakki, B., Buba, F., Anjorin, C. O., Yusuf, H., & Kane, A. (2015). Sudden Cardiac Death: Clinical Perspectives from the University of Maiduguri Teaching Hospital, Nigeria. *World Journal of Cardiovascular Diseases*, 05(05), 95–106. <https://doi.org/10.4236/wjcd.2015.55013>
- Wang, B. (2005). Detection Of Structural Damage Using Fractal Dimension Technique. *Journal of Vibration and Shock*, 24, 87–88.
- Wellens, H. J. J., Schwartz, P. J., Lindemans, F. W., Buxton, A. E., Goldberger, J. J., Hohnloser, S. H., ... Wilde, A. A. (2014). Risk Stratification for Sudden Cardiac Death: Current Status and Challenges for the Future. *European Heart Journal*, 35(25), 1642–1651. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehu176>
- Zipes, D. P., & Wellens, H. J. J. (1998). Sudden Cardiac Death. *Circulation*, 98(21), 2334–2351. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.98.21.2334>

7

Anexos



7.1 Anexo 1

Tabla 7.1 Valores de fractalidad para pacientes sanos 1 a 9.

Fractal	Paciente								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Katz	1.3812	1.3769	1.3839	1.3817	1.4021	1.3992	1.3749	1.3936	1.3857
Higuichi 32	1.7918	1.7100	1.7578	1.8469	1.7549	1.7486	1.7276	1.7553	1.6799
Higuichi 64	1.8732	1.7885	1.8262	1.9041	1.8429	1.8252	1.7913	1.8489	1.7601
Box Dimension	1.7343	1.6990	1.7226	1.7389	1.7215	1.7594	1.7325	1.7297	1.7108
Sevcik	1.6357	1.5984	1.6126	1.6098	1.6562	1.6274	1.6227	1.6150	1.6094

Tabla 7.2 Valores de fractalidad para pacientes sanos 10 a 18.

Fractal	Paciente								
	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Katz	1.3918	1.3813	1.4022	1.3737	1.3938	1.4046	1.3697	1.4043	1.3976
Higuichi 32	1.8185	1.7841	1.7486	1.7718	1.7224	1.7945	1.6315	1.7542	1.7859
Higuichi 64	1.8508	1.8525	1.8364	1.8451	1.8286	1.8904	1.7022	1.8435	1.8562
Box Dimension	1.6848	1.7334	1.6984	1.7312	1.7038	1.7394	1.7466	1.7289	1.6822
Sevcik	1.6005	1.6220	1.6310	1.6207	1.6347	1.6480	1.6121	1.6523	1.6366

Tabla 7.3 Valores del fractal Katz para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Katz	60	1.3698	1.3270	1.3697	1.3417	1.3597	1.3917	1.3707	1.3754	1.3930	1.3278
	59	1.3637	1.3178	1.3631	1.3652	1.3490	1.3881	1.3756	1.3733	1.3710	1.3851
	58	1.3592	1.3754	1.3510	1.3675	1.3490	1.3883	1.3745	1.3584	1.3804	1.3836
	57	1.3731	1.3358	1.3733	1.3376	1.3515	1.3874	1.3607	1.3605	1.3803	1.3789
	56	1.3749	1.3686	1.3705	1.3639	1.3561	1.3877	1.3764	1.3716	1.3718	1.3370
	55	1.3789	1.3338	1.3644	1.3531	1.3530	1.3796	1.3669	1.3615	1.3805	1.3307
	54	1.3701	1.3547	1.3709	1.3678	1.3588	1.4027	1.3560	1.3706	1.3951	1.3888
	53	1.3799	1.3298	1.3736	1.3396	1.3537	1.4023	1.3683	1.3666	1.3958	1.3788

52	1.3701	1.3493	1.3502	1.3817	1.3547	1.3989	1.3714	1.3570	1.3831	1.3730
51	1.3678	1.3252	1.3479	1.3737	1.3583	1.3806	1.3817	1.3618	1.3848	1.3795
50	1.3717	1.3704	1.3787	1.3821	1.3505	1.3885	1.3549	1.3589	1.3843	1.3357
49	1.3553	1.3504	1.3699	1.3530	1.3528	1.3704	1.3786	1.3670	1.3769	1.3203
48	1.3598	1.3423	1.3654	1.3839	1.3614	1.3752	1.3816	1.3633	1.3828	1.3935
47	1.3719	1.3292	1.3660	1.3799	1.3517	1.3899	1.3770	1.3635	1.3901	1.3833
46	1.3688	1.3409	1.3725	1.3443	1.3560	1.3809	1.3794	1.3593	1.3853	1.3729
45	1.3701	1.3575	1.3774	1.3363	1.3475	1.3697	1.3607	1.3568	1.3803	1.3283
44	1.3731	1.3379	1.3428	1.3792	1.3669	1.3763	1.3410	1.3632	1.3665	1.3443
43	1.3770	1.3700	1.3728	1.3688	1.3520	1.3797	1.3744	1.3744	1.3874	1.3917
42	1.3640	1.3186	1.3360	1.3345	1.3585	1.3732	1.3797	1.3719	1.3967	1.3910
41	1.3558	1.3688	1.3672	1.3788	1.3603	1.3756	1.3819	1.3697	1.3887	1.3800
40	1.3649	1.3406	1.3679	1.3537	1.3500	1.3820	1.3770	1.3775	1.3935	1.3564
39	1.3751	1.3487	1.3556	1.3723	1.3559	1.3754	1.3780	1.3683	1.3781	1.3215
38	1.3703	1.3302	1.3637	1.3429	1.3682	1.3663	1.3756	1.3717	1.3847	1.3587
37	1.3664	1.3462	1.3617	1.3776	1.3541	1.3726	1.3490	1.3579	1.3719	1.3597
36	1.3411	1.3462	1.3660	1.3490	1.3564	1.3837	1.3641	1.3567	1.3797	1.3940
35	1.3532	1.3388	1.3766	1.3659	1.3589	1.3894	1.3707	1.3680	1.3801	1.3746
34	1.3657	1.3472	1.3520	1.3453	1.3555	1.3878	1.3590	1.3580	1.3814	1.3360
33	1.3709	1.3282	1.3611	1.3697	1.3542	1.3897	1.3845	1.3640	1.3776	1.3397
32	1.3690	1.3436	1.3594	1.3662	1.3428	1.4111	1.3878	1.3693	1.3675	1.3890
31	1.3601	1.3354	1.3628	1.3534	1.3604	1.3933	1.3993	1.3576	1.3792	1.3930
30	1.3766	1.3726	1.3720	1.3265	1.3557	1.3887	1.3850	1.3532	1.3853	1.3663
29	1.3681	1.3260	1.3572	1.3811	1.3558	1.3769	1.3714	1.3534	1.3685	1.3436
28	1.3748	1.3575	1.3594	1.3559	1.3715	1.2683	1.3760	1.3575	1.3933	1.3535
27	1.3661	1.3422	1.3603	1.3528	1.3541	1.4015	1.3806	1.3605	1.3773	1.3679
26	1.3663	1.3422	1.3620	1.3683	1.3549	1.3998	1.3805	1.3672	1.3860	1.3721
25	1.3565	1.3341	1.3628	1.3517	1.3570	1.4134	1.3820	1.3621	1.3800	1.3675
24	1.3611	1.3628	1.3363	1.3786	1.3408	1.4074	1.3771	1.3715	1.3752	1.3644
23	1.3793	1.3437	1.3628	1.3488	1.3549	1.3939	1.3740	1.3782	1.3784	1.3499
22	1.3704	1.3234	1.3575	1.3672	1.3472	1.3998	1.3774	1.3666	1.3864	1.3527
21	1.3623	1.3677	1.3756	1.3616	1.3473	1.4073	1.3626	1.3600	1.3677	1.3711
20	1.3530	1.3080	1.3600	1.3794	1.3539	1.4024	1.3617	1.3432	1.3853	1.3759
19	1.3563	1.3454	1.3711	1.3655	1.3632	1.3898	1.3467	1.3507	1.3817	1.3802
18	1.3512	1.3394	1.3839	1.3853	1.3638	1.4017	1.3750	1.3525	1.3852	1.3515
17	1.3512	1.3703	1.3688	1.3757	1.3583	1.3826	1.3763	1.3564	1.3624	1.3347
16	1.3527	1.3250	1.3723	1.3826	1.3629	1.4112	1.3811	1.3568	1.3633	1.3560
15	1.3574	1.3665	1.3647	1.3568	1.3438	1.3945	1.3661	1.3538	1.3723	1.3561
14	1.3714	1.3393	1.3696	1.3833	1.3486	1.3901	1.3785	1.3392	1.3858	1.3734
13	1.3538	1.3352	1.3664	1.3452	1.3659	1.3948	1.3726	1.3665	1.3838	1.3667
12	1.3706	1.3314	1.3197	1.3376	1.3528	1.3946	1.3404	1.3438	1.3855	1.3392
11	1.3652	1.3277	1.3755	1.3564	1.3546	1.3701	1.3746	1.3567	1.3774	1.3612
10	1.3717	1.3425	1.3716	1.3519	1.3668	1.3909	1.3689	1.3591	1.3805	1.3570
9	1.3707	1.3403	1.3642	1.3617	1.3727	1.3991	1.3620	1.3300	1.3859	1.3689

8	1.3509	1.3682	1.3391	1.3402	1.3571	1.3940	1.3655	1.3555	1.3759	1.3729
7	1.3744	1.3213	1.3710	1.3798	1.3585	1.3848	1.3693	1.3574	1.3674	1.3432
6	1.3662	1.3468	1.3753	1.3591	1.3485	1.3872	1.3750	1.3565	1.3720	1.3439
5	1.3636	1.3299	1.3709	1.3774	1.3579	1.3758	1.3605	1.3658	1.3857	1.3757
4	1.3500	1.3478	1.3670	1.3663	1.3659	1.3678	1.3790	1.3571	1.3904	1.3586
3	1.3580	1.3395	1.3651	1.3931	1.3580	1.3598	1.3729	1.3721	1.3591	1.3674
2	1.3791	1.3749	1.3578	1.3658	1.3516	1.3768	1.3728	1.3636	1.3712	1.3569
1	1.3670	1.3307	1.3621	1.3669	1.3457	1.3685	1.3682	1.3594	1.3643	1.3470

Tabla 7.4 Valores del fractal Katz para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Katz	60	1.3635	1.3501	1.3695	1.3839	1.3498	1.3802	1.3802	1.3564	1.3738	1.3755
	59	1.3716	1.3477	1.3657	1.3471	1.3743	1.3260	1.3718	1.3395	1.3678	1.3723
	58	1.3781	1.3438	1.3766	1.3549	1.3659	1.3831	1.3658	1.3532	1.3651	1.3838
	57	1.3819	1.3401	1.3829	1.3812	1.3383	1.4032	1.3790	1.3497	1.3712	1.3768
	56	1.3544	1.3373	1.3921	1.3816	1.3428	1.3434	1.3819	1.3515	1.3667	1.3535
	55	1.3515	1.3434	1.3736	1.3776	1.3456	1.3194	1.3764	1.3547	1.3677	1.3812
	54	1.3662	1.3453	1.3791	1.3640	1.3391	1.3404	1.3826	1.3486	1.3726	1.3771
	53	1.3869	1.3442	1.3715	1.3369	1.3575	1.3585	1.3684	1.3451	1.3662	1.3701
	52	1.3771	1.3340	1.3855	1.3760	1.3415	1.3132	1.3713	1.3536	1.3706	1.3701
	51	1.3668	1.3332	1.3803	1.3795	1.3327	1.3314	1.3682	1.3472	1.3738	1.3642
	50	1.3560	1.3481	1.3765	1.3779	1.3401	1.3503	1.3794	1.3563	1.3715	1.3930
	49	1.3648	1.3561	1.3799	1.3742	1.3298	1.3183	1.3733	1.3479	1.3739	1.3881
	48	1.3814	1.3394	1.3801	1.3270	1.3343	1.3345	1.3659	1.3473	1.3808	1.3710
	47	1.3628	1.3576	1.3792	1.3717	1.3365	1.3623	1.3855	1.3525	1.3711	1.3702
	46	1.3539	1.3512	1.3752	1.3696	1.3405	1.3322	1.3834	1.3537	1.3671	1.3776
	45	1.3604	1.3460	1.3707	1.3750	1.3577	1.3400	1.3724	1.3581	1.3657	1.3772
	44	1.3740	1.3530	1.3784	1.3712	1.3403	1.3510	1.3717	1.3606	1.3797	1.3806
	43	1.3833	1.3388	1.3694	1.3484	1.3738	1.3395	1.3718	1.3614	1.3697	1.3784
	42	1.3612	1.3535	1.3780	1.3606	1.3755	1.3005	1.3743	1.3423	1.3627	1.3769
	41	1.3645	1.3466	1.3821	1.3531	1.3652	1.3536	1.3812	1.3556	1.3714	1.3777
40	1.3758	1.3411	1.3755	1.3604	1.3368	1.3446	1.3792	1.3581	1.3793	1.3753	
39	1.3714	1.3483	1.3825	1.3780	1.3306	1.3210	1.3742	1.3484	1.3832	1.3728	
38	1.3663	1.3414	1.3787	1.3529	1.3740	1.3512	1.3806	1.3538	1.3722	1.3751	
37	1.3661	1.3362	1.3783	1.3633	1.3740	1.3532	1.3822	1.3360	1.3714	1.3552	
36	1.3514	1.3380	1.3778	1.3765	1.3402	1.3254	1.3888	1.3525	1.3712	1.3736	
35	1.3659	1.3253	1.3845	1.3631	1.3690	1.3569	1.3797	1.3487	1.3907	1.3783	
34	1.3629	1.3429	1.3846	1.3812	1.3607	1.3534	1.3745	1.3444	1.3777	1.3867	
33	1.3626	1.3356	1.3780	1.3503	1.3712	1.3263	1.3786	1.3525	1.3818	1.3770	
32	1.3429	1.3525	1.3723	1.3423	1.3379	1.3373	1.3712	1.3581	1.3722	1.3835	
31	1.3541	1.3296	1.3767	1.3717	1.3433	1.3656	1.3734	1.3499	1.3676	1.3688	
30	1.3841	1.3519	1.3809	1.3737	1.3314	1.3927	1.3764	1.3449	1.3665	1.3712	

29	1.3723	1.3429	1.3806	1.3720	1.3327	1.3085	1.3923	1.3334	1.3738	1.3919
28	1.3684	1.3445	1.3761	1.3560	1.3568	1.3637	1.3813	1.3440	1.3651	1.3745
27	1.3721	1.3432	1.3834	1.3543	1.3315	1.3589	1.3801	1.3472	1.3772	1.3691
26	1.3650	1.3438	1.3954	1.3568	1.3715	1.3247	1.3850	1.3279	1.3667	1.3772
25	1.3625	1.3388	1.3820	1.3670	1.3268	1.3447	1.3762	1.3517	1.3720	1.3829
24	1.3782	1.3302	1.3793	1.3731	1.3603	1.3323	1.3896	1.3355	1.3633	1.3668
23	1.3654	1.3290	1.3709	1.3702	1.3305	1.3363	1.3913	1.3544	1.3617	1.3842
22	1.3513	1.3507	1.3806	1.3357	1.3323	1.3492	1.3986	1.3468	1.3706	1.3870
21	1.3856	1.3375	1.3848	1.3874	1.3398	1.3523	1.3819	1.3486	1.3795	1.3996
20	1.2605	1.3520	1.3816	1.3856	1.3422	1.3209	1.3900	1.3490	1.3665	1.3871
19	1.3512	1.3329	1.3817	1.3850	1.3480	1.3435	1.3861	1.3547	1.3690	1.3766
18	1.3472	1.3509	1.4022	1.3818	1.3394	1.3715	1.3762	1.3560	1.3714	1.3848
17	1.1853	1.3336	1.3818	1.3581	1.3292	1.3784	1.3816	1.3514	1.3692	1.2683
16	1.3550	1.3336	1.3847	1.3471	1.3394	1.3125	1.3818	1.3533	1.3643	1.3933
15	1.3429	1.3366	1.3854	1.3687	1.3778	1.3585	1.3576	1.3484	1.3712	1.3623
14	1.3632	1.3382	1.3831	1.3677	1.3400	1.4068	1.3827	1.3488	1.3592	1.3791
13	1.3760	1.3292	1.3816	1.3846	1.3601	1.3439	1.3779	1.3574	1.3601	1.3701
12	1.3748	1.3316	1.3802	1.3533	1.3426	1.3077	1.3818	1.3494	1.3587	1.3814
11	1.3663	1.3421	1.3823	1.3593	1.3607	1.3698	1.3857	1.3608	1.3669	1.3722
10	1.3586	1.3509	1.3816	1.3563	1.3828	1.3292	1.3824	1.3507	1.3628	1.3786
9	1.3636	1.3492	1.4014	1.3847	1.3860	1.3184	1.3828	1.3464	1.3633	1.3807
8	1.3693	1.3431	1.3800	1.3802	1.3991	1.3551	1.3810	1.3490	1.3817	1.3916
7	1.3712	1.3524	1.3822	1.3570	1.3954	1.3490	1.3825	1.3558	1.3590	1.3798
6	1.3649	1.3313	1.3797	1.3505	1.3940	1.3384	1.3674	1.3556	1.3585	1.3811
5	1.3736	1.3318	1.3837	1.3791	1.3912	1.3024	1.3772	1.3464	1.3639	1.3900
4	1.3730	1.3428	1.3787	1.3775	1.3374	1.3510	1.3680	1.3462	1.3660	1.3912
3	1.3761	1.3517	1.3803	1.3793	1.3788	1.3202	1.3705	1.3448	1.3629	1.3894
2	1.3759	1.3420	1.3710	1.3528	1.3511	1.3657	1.3637	1.3356	1.3743	1.3808
1	1.3635	1.3501	1.3695	1.3839	1.3498	1.3802	1.3802	1.3564	1.3738	1.3755

Tabla 7.5 Valores del fractal BD para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Box Dimension	60	1.7735	1.5071	1.7658	1.5991	1.7966	1.6647	1.6397	1.7138	1.8027	1.4501
	59	1.7728	1.4594	1.7590	1.7693	1.7631	1.6730	1.7099	1.6218	1.8117	1.6323
	58	1.7295	1.7436	1.5741	1.7404	1.7397	1.6291	1.7621	1.6015	1.7259	1.7219
	57	1.6497	1.4806	1.7185	1.5266	1.7645	1.6484	1.6736	1.6575	1.7170	1.6829
	56	1.7100	1.7033	1.7421	1.6270	1.6894	1.7620	1.7230	1.7419	1.7769	1.5007
	55	1.7501	1.4205	1.7617	1.6307	1.7527	1.7327	1.7701	1.6463	1.7810	1.4417
	54	1.6542	1.7091	1.7593	1.7433	1.7651	1.7485	1.5116	1.6375	1.7772	1.6193
	53	1.6929	1.4498	1.7557	1.4671	1.7612	1.7280	1.7515	1.6251	1.8164	1.6134
	52	1.7031	1.5486	1.5502	1.7438	1.7669	1.7222	1.7497	1.7668	1.7274	1.6565
	51	1.6966	1.4665	1.5629	1.5920	1.7482	1.6487	1.7632	1.6041	1.7320	1.6089

50	1.7183	1.7109	1.7414	1.7035	1.7700	1.6446	1.8164	1.6568	1.7227	1.4613
49	1.5453	1.5208	1.7697	1.4959	1.7538	1.7627	1.7819	1.6200	1.6912	1.4316
48	1.5226	1.5630	1.7524	1.7987	1.7852	1.7527	1.7828	1.6406	1.7559	1.6973
47	1.6843	1.4582	1.7454	1.6015	1.6701	1.7581	1.7781	1.7221	1.7276	1.6707
46	1.6236	1.5605	1.7722	1.5948	1.7679	1.7320	1.7790	1.6162	1.7451	1.6416
45	1.6365	1.5970	1.7731	1.6026	1.7499	1.7448	1.6353	1.7328	1.7686	1.3672
44	1.7644	1.5191	1.5368	1.7549	1.7394	1.7697	1.4859	1.7143	1.7051	1.5289
43	1.7622	1.7210	1.7575	1.6458	1.7466	1.7530	1.7810	1.6462	1.7515	1.6729
42	1.6992	1.4709	1.5181	1.5296	1.7661	1.5901	1.7809	1.6359	1.8183	1.6894
41	1.6927	1.7131	1.7712	1.7539	1.7766	1.7412	1.7818	1.6568	1.8164	1.6203
40	1.6753	1.4801	1.7291	1.6073	1.7581	1.7298	1.7772	1.6941	1.7847	1.5776
39	1.7747	1.6107	1.7381	1.7445	1.7612	1.6488	1.7819	1.6527	1.6735	1.5120
38	1.7279	1.4868	1.7547	1.5028	1.7621	1.5075	1.7847	1.6354	1.7426	1.5776
37	1.7312	1.5282	1.6838	1.7810	1.7651	1.7132	1.4984	1.5887	1.7607	1.6120
36	1.5889	1.5188	1.7466	1.6463	1.7188	1.7526	1.4648	1.5707	1.7404	1.8029
35	1.6743	1.5477	1.7726	1.7454	1.7410	1.7167	1.5931	1.6755	1.7144	1.6037
34	1.6135	1.6097	1.6700	1.5354	1.6888	1.7198	1.5540	1.7318	1.6791	1.4524
33	1.7689	1.4070	1.7303	1.7976	1.6674	1.7488	1.7453	1.6925	1.7008	1.4555
32	1.7720	1.5305	1.7256	1.6464	1.6492	1.7086	1.6276	1.7164	1.8007	1.7351
31	1.7123	1.5064	1.6856	1.6763	1.7739	1.6623	1.7799	1.7537	1.6759	1.6885
30	1.7087	1.7020	1.7538	1.5018	1.7707	1.7229	1.6453	1.7097	1.7250	1.5228
29	1.6454	1.4578	1.7083	1.7138	1.8017	1.7394	1.6311	1.6324	1.8068	1.5329
28	1.7752	1.7037	1.5615	1.6404	1.7553	1.0258	1.7633	1.7737	1.8087	1.5219
27	1.5969	1.4994	1.7230	1.4977	1.7399	1.7206	1.7780	1.7742	1.8145	1.5662
26	1.6909	1.5280	1.7279	1.7823	1.7107	1.7180	1.7722	1.7407	1.8057	1.5740
25	1.7227	1.5157	1.7114	1.6503	1.6274	1.7536	1.8174	1.6144	1.7233	1.6124
24	1.6559	1.5549	1.5706	1.7318	1.6612	1.7489	1.7811	1.7179	1.6503	1.6134
23	1.7629	1.4885	1.6688	1.5384	1.6996	1.7320	1.7671	1.7466	1.6673	1.5716
22	1.7700	1.4813	1.7372	1.7769	1.6416	1.7166	1.6065	1.7334	1.6968	1.6053
21	1.7058	1.6602	1.7781	1.6336	1.6771	1.7426	1.7660	1.6918	1.6929	1.5723
20	1.6964	1.4285	1.6591	1.7395	1.7324	1.7519	1.6290	1.6101	1.7184	1.5517
19	1.5621	1.5713	1.7611	1.5529	1.6841	1.6957	1.6282	1.6211	1.7396	1.6740
18	1.5863	1.5082	1.7587	1.7284	1.6810	1.7400	1.7847	1.6679	1.6891	1.5477
17	1.5832	1.6399	1.7658	1.6466	1.7067	1.7732	1.7837	1.7742	1.7103	1.5415
16	1.5717	1.4332	1.7615	1.7347	1.7076	1.6972	1.8192	1.7083	1.7045	1.6076
15	1.6961	1.7288	1.7618	1.4903	1.6651	1.7006	1.7838	1.7236	1.6843	1.6405
14	1.7040	1.5255	1.7625	1.6769	1.6550	1.7145	1.7733	1.6301	1.8107	1.5954
13	1.6677	1.5326	1.6581	1.6495	1.7023	1.7669	1.7742	1.6827	1.7662	1.5310
12	1.6156	1.4555	1.3598	1.4994	1.6385	1.7153	1.5823	1.7638	1.7354	1.5251
11	1.7712	1.5075	1.7569	1.7350	1.7021	1.7662	1.7752	1.6937	1.7694	1.5912
10	1.7094	1.6277	1.7496	1.6150	1.7299	1.7266	1.7847	1.6861	1.7946	1.6418
9	1.7419	1.5504	1.7567	1.7642	1.6925	1.7567	1.6978	1.6480	1.7484	1.5961
8	1.6591	1.7231	1.5230	1.5142	1.7341	1.6052	1.7484	1.7425	1.8077	1.7134
7	1.7633	1.4388	1.7305	1.7540	1.7170	1.6784	1.7810	1.6687	1.8087	1.4826

	6	1.7719	1.5447	1.7656	1.6352	1.5915	1.7166	1.7264	1.6972	1.6844	1.3798
	5	1.5729	1.4296	1.7689	1.7418	1.7280	1.7018	1.7770	1.6809	1.7683	1.6332
	4	1.5601	1.6258	1.7278	1.5293	1.6824	1.7549	1.7724	1.5649	1.8115	1.5528
	3	1.6562	1.5305	1.7466	1.7382	1.6857	1.7580	1.7752	1.7170	1.7967	1.6148
	2	1.6380	1.7925	1.7558	1.6083	1.6731	1.6992	1.7810	1.6868	1.7567	1.5928
	1	1.7735	1.5071	1.7658	1.5991	1.7966	1.6647	1.6397	1.7138	1.8027	1.4501

Tabla 7.6 Valores del fractal BD para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Box Dimension	60	1.7996	1.7101	1.7205	1.7327	1.5876	1.7414	1.6189	1.5850	1.7232	1.6304
	59	1.6212	1.6447	1.7249	1.8192	1.5995	1.7391	1.7335	1.6600	1.6845	1.5804
	58	1.6781	1.6825	1.7184	1.6569	1.7489	1.4144	1.7142	1.6555	1.7459	1.5908
	57	1.6616	1.6674	1.7657	1.6616	1.7446	1.6285	1.6944	1.7182	1.7586	1.6199
	56	1.7316	1.6882	1.7556	1.7837	1.5726	1.7218	1.7452	1.6085	1.7706	1.5928
	55	1.7502	1.6037	1.7668	1.7761	1.5566	1.4885	1.7356	1.6470	1.6969	1.6621
	54	1.7049	1.6957	1.7600	1.7693	1.5571	1.4601	1.6750	1.6783	1.7590	1.6591
	53	1.7385	1.6153	1.7097	1.6472	1.5446	1.5713	1.7705	1.7145	1.7706	1.6836
	52	1.6057	1.6596	1.7262	1.6172	1.6503	1.6482	1.6187	1.6045	1.7537	1.7113
	51	1.7220	1.6049	1.7097	1.7828	1.5362	1.4405	1.6057	1.7240	1.6928	1.6506
	50	1.7179	1.4353	1.7064	1.7691	1.5266	1.3712	1.6383	1.6061	1.7023	1.6093
	49	1.7750	1.6736	1.7203	1.7819	1.6191	1.5622	1.7712	1.6849	1.7577	1.6450
	48	1.6784	1.7286	1.7177	1.7426	1.5293	1.4244	1.7165	1.6367	1.7664	1.6803
	47	1.7769	1.6133	1.7279	1.6242	1.5784	1.3438	1.7966	1.7110	1.7601	1.6681
	46	1.7148	1.7474	1.7118	1.8037	1.5516	1.6654	1.7838	1.6828	1.7668	1.6403
	45	1.7545	1.6496	1.7168	1.7438	1.5688	1.4486	1.7721	1.6774	1.7580	1.5907
	44	1.7057	1.6784	1.7146	1.8126	1.7406	1.4926	1.7531	1.6961	1.6547	1.6482
	43	1.8113	1.7561	1.7775	1.8066	1.5697	1.5620	1.7679	1.7374	1.7580	1.6589
	42	1.7259	1.6206	1.7076	1.6594	1.6955	1.4286	1.7727	1.7448	1.7578	1.6583
	41	1.7929	1.7034	1.7298	1.7613	1.7642	1.4104	1.8164	1.7095	1.7618	1.6419
	40	1.6652	1.7058	1.7706	1.6604	1.7208	1.6145	1.7277	1.6386	1.7818	1.5986
	39	1.6573	1.5605	1.6518	1.6981	1.5246	1.5459	1.7735	1.6585	1.6861	1.6383
	38	1.6944	1.7013	1.7639	1.7610	1.5433	1.4265	1.7588	1.6485	1.7276	1.6367
	37	1.6524	1.6549	1.7703	1.5933	1.7518	1.6105	1.6046	1.6678	1.7178	1.6472
	36	1.7609	1.5704	1.7637	1.6767	1.7140	1.6447	1.7739	1.5592	1.6861	1.5718
	35	1.6895	1.6622	1.7331	1.7528	1.5689	1.4258	1.7696	1.6846	1.7744	1.7040
	34	1.7407	1.4953	1.7177	1.7006	1.7372	1.5536	1.7540	1.7320	1.7361	1.6968
	33	1.7229	1.6572	1.7703	1.7737	1.7072	1.6155	1.7176	1.5474	1.7048	1.6995
32	1.7080	1.4556	1.6933	1.6472	1.7331	1.4382	1.7573	1.6455	1.7696	1.6279	
31	1.6171	1.7504	1.7674	1.6523	1.5364	1.5422	1.7746	1.6125	1.7160	1.6749	
30	1.6699	1.4242	1.7725	1.7296	1.5458	1.5841	1.7469	1.6661	1.7847	1.6837	
29	1.8068	1.7666	1.7721	1.7130	1.6101	1.7436	1.7128	1.6581	1.7251	1.6185	
28	1.7339	1.6695	1.7189	1.8056	1.5034	1.3707	1.7678	1.6027	1.6739	1.7794	

27	1.6705	1.7019	1.7577	1.6837	1.6532	1.6100	1.7495	1.8097	1.7732	1.6924
26	1.6944	1.6976	1.7723	1.6342	1.5395	1.7305	1.7517	1.6167	1.7704	1.6655
25	1.6876	1.7204	1.7895	1.7837	1.7108	1.4367	1.7609	1.5475	1.6781	1.6691
24	1.5935	1.5758	1.7624	1.7042	1.5523	1.5495	1.7343	1.6736	1.6687	1.6150
23	1.7017	1.5842	1.7719	1.7384	1.6649	1.5574	1.7475	1.5269	1.6895	1.5866
22	1.7500	1.6062	1.7617	1.5827	1.5000	1.4962	1.8048	1.6724	1.7185	1.6677
21	1.7286	1.6595	1.7358	1.4776	1.5330	1.5312	1.7476	1.7071	1.6877	1.7381
20	1.7681	1.6954	1.7721	1.7492	1.5579	1.5570	1.7476	1.6577	1.7310	1.7328
19	1.2084	1.7024	1.7702	1.7835	1.5387	1.4435	1.7699	1.6680	1.7658	1.6894
18	1.5057	1.5574	1.8173	1.7819	1.6059	1.6115	1.7752	1.7732	1.7704	1.6037
17	1.5776	1.6100	1.7721	1.8192	1.5883	1.7591	1.6236	1.7039	1.7733	1.6505
16	0.9695	1.6427	1.7587	1.6253	1.6187	1.7035	1.7483	1.7219	1.7696	1.0119
15	1.5511	1.5523	1.7667	1.6215	1.5209	1.3512	1.7572	1.6753	1.7733	1.7259
14	1.4552	1.6288	1.7706	1.7412	1.7519	1.5094	1.5986	1.6694	1.7510	1.6659
13	1.6748	1.5924	1.7726	1.7837	1.5605	1.7537	1.7212	1.6670	1.7462	1.6659
12	1.7937	1.5208	1.7717	1.7712	1.6876	1.4350	1.5905	1.7596	1.7502	1.6117
11	1.8116	1.5031	1.7674	1.6356	1.5404	1.2271	1.7721	1.6733	1.7676	1.6548
10	1.7857	1.5786	1.7426	1.6468	1.7455	1.6162	1.7656	1.6901	1.7712	1.6898
9	1.7530	1.7185	1.6937	1.5602	1.7179	1.4834	1.6691	1.6793	1.7525	1.6993
8	1.7762	1.6941	1.7415	1.7591	1.7050	1.4711	1.7756	1.6387	1.7559	1.6637
7	1.7547	1.6383	1.7667	1.7776	1.7703	1.5299	1.6178	1.6290	1.7693	1.7001
6	1.7530	1.6976	1.7712	1.6585	1.7996	1.5371	1.7436	1.6701	1.7587	1.6801
5	1.7821	1.4744	1.7705	1.6069	1.7381	1.5773	1.5531	1.6522	1.7528	1.6046
4	1.7112	1.6817	1.7702	1.7810	1.7771	1.2666	1.7847	1.6581	1.7648	1.6701
3	1.6833	1.5480	1.7725	1.7509	1.5162	1.5290	1.5802	1.6388	1.7703	1.6580
2	1.7874	1.6107	1.7784	1.8182	1.6983	1.4733	1.6320	1.6877	1.7703	1.7089
1	1.7996	1.7101	1.7205	1.7327	1.5876	1.7414	1.6189	1.5850	1.7232	1.6304

Tabla 7.7 Valores del fractal Higuchi 32 para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Higuchi 32	60	1.4411	1.4950	1.4947	1.4749	1.6019	1.6278	1.5414	1.6411	1.2530	1.6015
	59	1.4412	1.4873	1.4889	1.4883	1.5982	1.5890	1.5949	1.5535	1.2544	1.6537
	58	1.4333	1.5000	1.5076	1.5113	1.5930	1.6056	1.5425	1.5347	1.2575	1.6549
	57	1.4457	1.4928	1.4963	1.4796	1.6044	1.6080	1.5370	1.5389	1.2752	1.6221
	56	1.4372	1.5057	1.4962	1.5046	1.5938	1.5631	1.5370	1.5495	1.2578	1.6031
	55	1.4751	1.5057	1.4973	1.5002	1.6028	1.5228	1.5268	1.5156	1.2518	1.6196
	54	1.6008	1.5036	1.4944	1.4781	1.6046	1.5924	1.5575	1.5259	1.2534	1.6543
	53	1.6099	1.5047	1.4906	1.5068	1.6031	1.6195	1.5293	1.5234	1.2570	1.6657
	52	1.6039	1.5138	1.4908	1.5249	1.6079	1.5767	1.5294	1.5043	1.2629	1.6707
	51	1.5997	1.4942	1.5060	1.5901	1.6001	1.5650	1.5257	1.5923	1.2798	1.6390
	50	1.6031	1.5003	1.5036	1.5386	1.6004	1.5407	1.5199	1.5698	1.2595	1.6118
	49	1.5912	1.4965	1.5000	1.5384	1.6074	1.4702	1.5379	1.5515	1.2653	1.6192

48	1.5690	1.4895	1.4988	1.5634	1.5956	1.4901	1.5427	1.6539	1.2746	1.6459
47	1.5837	1.4985	1.5020	1.5879	1.5981	1.5747	1.5352	1.5581	1.3384	1.6401
46	1.5860	1.5032	1.4950	1.5263	1.6116	1.5308	1.5325	1.5256	1.2745	1.5933
45	1.6014	1.4854	1.4937	1.5155	1.6116	1.5154	1.5493	1.5029	1.2738	1.5840
44	1.6009	1.4989	1.4924	1.5211	1.6185	1.4832	1.5217	1.5946	1.2609	1.5567
43	1.6052	1.5026	1.4996	1.5273	1.6103	1.5093	1.5326	1.6095	1.2505	1.6317
42	1.5964	1.4729	1.5027	1.5008	1.6124	1.5019	1.5422	1.5205	1.2477	1.6095
41	1.5835	1.4997	1.4978	1.5095	1.6140	1.5282	1.5361	1.4853	1.2501	1.6068
40	1.5833	1.4954	1.5027	1.5019	1.6126	1.5690	1.5328	1.5615	1.2511	1.5698
39	1.5872	1.4982	1.5008	1.5219	1.6139	1.5433	1.5290	1.5137	1.2643	1.5817
38	1.5702	1.4743	1.4984	1.5240	1.6103	1.5129	1.5247	1.5735	1.2674	1.6079
37	1.5875	1.4834	1.5019	1.5247	1.6039	1.5360	1.5364	1.5811	1.2704	1.6467
36	1.5463	1.4886	1.5065	1.5002	1.6038	1.5267	1.6576	1.6389	1.2694	1.6192
35	1.5780	1.4972	1.5035	1.5097	1.6011	1.5997	1.5669	1.5549	1.2748	1.6223
34	1.5770	1.4840	1.5328	1.5248	1.6114	1.5443	1.5222	1.4849	1.2701	1.6014
33	1.5731	1.4892	1.5002	1.5173	1.5959	1.5760	1.5763	1.4897	1.2747	1.5832
32	1.5817	1.4844	1.5033	1.4967	1.5972	1.6708	1.6434	1.5502	1.2593	1.6168
31	1.5687	1.4986	1.5064	1.4891	1.5962	1.5918	1.6248	1.4619	1.2649	1.6144
30	1.5744	1.4984	1.5054	1.4855	1.5963	1.5820	1.6317	1.4549	1.2607	1.6391
29	1.5773	1.4753	1.5017	1.5543	1.6039	1.5539	1.5790	1.4572	1.2518	1.6425
28	1.5730	1.4938	1.5178	1.4903	1.6015	1.5266	1.5354	1.4652	1.2512	1.6347
27	1.5608	1.5059	1.5071	1.5192	1.5952	1.6434	1.5358	1.4823	1.2522	1.6800
26	1.5699	1.4994	1.4953	1.5092	1.5666	1.6844	1.5423	1.4905	1.2541	1.6694
25	1.5750	1.4581	1.5033	1.5084	1.5959	1.7183	1.5399	1.5066	1.2604	1.5950
24	1.5853	1.4927	1.4998	1.5261	1.5848	1.7161	1.5310	1.5258	1.2700	1.6508
23	1.5891	1.4836	1.4982	1.4904	1.5829	1.6546	1.5452	1.5067	1.2728	1.6674
22	1.5710	1.5044	1.4985	1.5227	1.5589	1.6365	1.6285	1.4501	1.2594	1.6738
21	1.5787	1.5000	1.4965	1.4757	1.5634	1.6825	1.6004	1.4668	1.2664	1.6926
20	1.5670	1.4957	1.5090	1.4891	1.5920	1.6696	1.5592	1.4237	1.2728	1.7101
19	1.5046	1.4677	1.5146	1.5465	1.5755	1.6359	1.4813	1.4372	1.2770	1.7354
18	1.4997	1.5086	1.5065	1.5396	1.5763	1.6368	1.5326	1.4520	1.2632	1.7094
17	1.5828	1.5054	1.5021	1.5337	1.5885	1.5661	1.5296	1.4314	1.2452	1.6329
16	1.5796	1.4983	1.5079	1.5447	1.5677	1.7052	1.5284	1.4385	1.2075	1.6291
15	1.5717	1.5086	1.5071	1.5575	1.5611	1.7069	1.5412	1.4783	1.2230	1.6158
14	1.5812	1.4924	1.5044	1.5681	1.5329	1.5941	1.5298	1.4185	1.2560	1.6652
13	1.5836	1.5019	1.5368	1.4910	1.5165	1.6163	1.5420	1.4439	1.2687	1.6563
12	1.5713	1.5003	1.4880	1.4527	1.5546	1.6331	1.5189	1.4605	1.2793	1.6808
11	1.5744	1.5007	1.5247	1.4653	1.5189	1.4868	1.5378	1.4266	1.2773	1.6345
10	1.5750	1.4884	1.5116	1.4533	1.5804	1.6520	1.5330	1.4390	1.2877	1.6354
9	1.5833	1.4986	1.5125	1.4548	1.5783	1.6661	1.5330	1.4903	1.3075	1.5965
8	1.5720	1.5093	1.4897	1.4665	1.5730	1.6910	1.5348	1.4975	1.3002	1.6320
7	1.5602	1.5047	1.5484	1.4953	1.5894	1.5705	1.5422	1.4595	1.3044	1.6094
6	1.5658	1.4962	1.5347	1.4739	1.5845	1.5854	1.5497	1.4932	1.2763	1.6447
5	1.5444	1.5131	1.5364	1.5122	1.5606	1.5750	1.5406	1.6604	1.3204	1.6011

	4	1.5197	1.5042	1.5300	1.6374	1.5443	1.5339	1.5334	1.5909	1.3857	1.6440
	3	1.5891	1.5023	1.5347	1.5949	1.5456	1.4657	1.5349	1.5162	1.3891	1.6237
	2	1.5680	1.4817	1.5243	1.5346	1.5379	1.5075	1.5379	1.4706	1.3627	1.6210
	1	1.4411	1.4950	1.4947	1.4749	1.6019	1.6278	1.5414	1.6411	1.2530	1.6015

Tabla 7.8 Valores del fractal Higuchi 32 para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Higuchi 32	60	1.5392	1.5246	1.6191	1.6557	1.6256	1.4855	1.5311	1.4438	1.5563	1.6283
	59	1.5335	1.5384	1.6114	1.6469	1.6219	1.4717	1.5232	1.4804	1.5639	1.6698
	58	1.5390	1.5170	1.6114	1.6463	1.6981	1.4446	1.5368	1.4619	1.6249	1.6999
	57	1.5583	1.5337	1.6633	1.6375	1.6573	1.5145	1.5371	1.4840	1.6123	1.7090
	56	1.5512	1.5180	1.6169	1.6395	1.6226	1.6005	1.5409	1.4378	1.6016	1.6433
	55	1.4905	1.5409	1.6195	1.6398	1.6627	1.4405	1.5691	1.4532	1.6000	1.5950
	54	1.5248	1.5305	1.6144	1.6280	1.5797	1.4322	1.5635	1.4589	1.5504	1.6087
	53	1.5424	1.5603	1.6029	1.6324	1.6222	1.4220	1.5530	1.4554	1.6129	1.5776
	52	1.5801	1.5328	1.5949	1.6260	1.6065	1.3922	1.5378	1.4602	1.5820	1.5523
	51	1.4602	1.5397	1.6100	1.6318	1.5780	1.3805	1.5760	1.4630	1.5508	1.6396
	50	1.5121	1.5982	1.6339	1.6235	1.5274	1.4784	1.5282	1.4489	1.6203	1.5840
	49	1.5163	1.5341	1.6378	1.6294	1.4673	1.3861	1.5372	1.4530	1.6078	1.6993
	48	1.5168	1.5291	1.6414	1.6267	1.6041	1.4264	1.5312	1.4534	1.6207	1.6740
	47	1.4934	1.5417	1.6101	1.6032	1.5769	1.4933	1.5302	1.4485	1.6549	1.6417
	46	1.5073	1.5168	1.6289	1.6250	1.5979	1.4819	1.5328	1.4594	1.6190	1.6169
	45	1.4945	1.5329	1.6193	1.6269	1.5734	1.5059	1.5302	1.4806	1.6318	1.6359
	44	1.5408	1.5226	1.6126	1.6343	1.5946	1.4321	1.5306	1.4834	1.5972	1.6441
	43	1.5151	1.5014	1.6312	1.6447	1.6016	1.4472	1.5365	1.4834	1.4183	1.6896
	42	1.5279	1.5327	1.6325	1.6393	1.5855	1.4177	1.5323	1.4896	1.5942	1.6059
	41	1.5146	1.5043	1.6251	1.6458	1.6179	1.4249	1.5406	1.4947	1.5600	1.6575
	40	1.5476	1.5212	1.7274	1.6337	1.5492	1.4066	1.5314	1.4604	1.5700	1.6357
	39	1.5179	1.5394	1.7377	1.6005	1.5425	1.3802	1.5378	1.4698	1.5485	1.6653
	38	1.5223	1.5381	1.7493	1.6314	1.5818	1.4357	1.5514	1.4479	1.6665	1.6773
	37	1.5130	1.5347	1.6816	1.5713	1.5788	1.4275	1.5583	1.4524	1.4935	1.6673
	36	1.5269	1.5387	1.7442	1.6246	1.5977	1.3877	1.5501	1.4113	1.6012	1.6507
	35	1.5285	1.5186	1.6969	1.6506	1.5443	1.4615	1.5324	1.4846	1.5474	1.6608
	34	1.5365	1.5722	1.6232	1.6071	1.5835	1.4739	1.5349	1.4747	1.6010	1.6216
33	1.5312	1.5341	1.7328	1.6295	1.5949	1.3950	1.5228	1.3828	1.4809	1.6745	
32	1.5375	1.5836	1.7406	1.6260	1.6202	1.4425	1.5224	1.4724	1.4307	1.6731	
31	1.5454	1.5126	1.7006	1.6281	1.5773	1.4534	1.5222	1.3847	1.4901	1.6401	
30	1.5597	1.6000	1.7016	1.6243	1.6124	1.5101	1.5406	1.4888	1.4986	1.6596	
29	1.5713	1.5034	1.7018	1.6351	1.5667	1.5090	1.5592	1.4797	1.5074	1.6161	
28	1.5896	1.5119	1.6328	1.6272	1.5510	1.3600	1.5521	1.4426	1.4962	1.5565	
27	1.5187	1.5107	1.6930	1.6312	1.5781	1.4336	1.5355	1.4915	1.4965	1.5650	

26	1.5721	1.4889	1.6961	1.6331	1.5513	1.4290	1.5426	1.4839	1.4949	1.6220
25	1.5560	1.5033	1.6851	1.6304	1.5861	1.4886	1.5566	1.4735	1.4641	1.6372
24	1.5398	1.5095	1.7428	1.6219	1.5466	1.4572	1.5512	1.4668	1.4721	1.6325
23	1.5233	1.5080	1.7477	1.6373	1.5870	1.3764	1.5677	1.3996	1.4783	1.6330
22	1.5231	1.5086	1.7465	1.6881	1.5851	1.4678	1.5450	1.4552	1.4770	1.6914
21	1.5149	1.4990	1.7572	1.5144	1.5715	1.5006	1.5599	1.4761	1.4953	1.6852
20	1.5718	1.5061	1.7495	1.6916	1.5538	1.4804	1.5298	1.4810	1.4853	1.7155
19	1.2220	1.4960	1.7456	1.6512	1.5814	1.4151	1.5144	1.4758	1.4861	1.6090
18	1.5035	1.5321	1.7449	1.6422	1.5912	1.4929	1.5429	1.4931	1.4845	1.6348
17	1.4585	1.5223	1.7471	1.6337	1.4888	1.4876	1.5253	1.4612	1.4812	1.6030
16	1.1919	1.5265	1.7573	1.6357	1.4813	1.5168	1.5192	1.4529	1.4771	1.5198
15	1.3894	1.5128	1.7495	1.6311	1.6010	1.4175	1.5155	1.4644	1.4725	1.5713
14	1.4568	1.5249	1.7591	1.6402	1.6560	1.4947	1.5215	1.4706	1.4984	1.5997
13	1.4531	1.5385	1.7604	1.6272	1.5519	1.6298	1.5213	1.4970	1.4828	1.5592
12	1.4521	1.5346	1.7487	1.6264	1.5932	1.5648	1.5225	1.4929	1.4914	1.6278
11	1.4365	1.5343	1.7492	1.6266	1.5497	1.3847	1.5417	1.4724	1.4826	1.6896
10	1.4467	1.5127	1.7527	1.6307	1.6602	1.4867	1.5652	1.4829	1.5166	1.6717
9	1.4559	1.5046	1.7435	1.6128	1.6768	1.4652	1.5239	1.4863	1.4934	1.6890
8	1.4853	1.5009	1.7534	1.6543	1.6906	1.3729	1.5165	1.3684	1.5141	1.6808
7	1.4968	1.5055	1.7078	1.6228	1.7604	1.4653	1.5433	1.4603	1.4951	1.6051
6	1.5010	1.5040	1.6767	1.6186	1.7309	1.4678	1.5417	1.4706	1.5310	1.5936
5	1.4989	1.5328	1.6582	1.6217	1.7197	1.3541	1.5299	1.4721	1.5228	1.6285
4	1.4940	1.4959	1.6320	1.6240	1.7151	1.3682	1.5395	1.4668	1.5095	1.7121
3	1.5340	1.5288	1.6239	1.6146	1.6000	1.4033	1.5346	1.4692	1.4846	1.6249
2	1.4968	1.5312	1.6185	1.6151	1.6805	1.3951	1.5156	1.4607	1.4911	1.5782
1	1.5392	1.5246	1.6191	1.6557	1.6256	1.4855	1.5311	1.4438	1.5563	1.6283

Tabla 7.9 Valores del fractal Higuchi 64 para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Higuchi 64	60	1.5933	1.5577	1.5843	1.6062	1.7291	1.7168	1.6827	1.7262	1.6026	1.6689
	59	1.5940	1.5604	1.5788	1.6116	1.7292	1.6768	1.7430	1.6517	1.6031	1.7698
	58	1.5838	1.5739	1.5774	1.6356	1.7156	1.7354	1.7011	1.6486	1.5975	1.7598
	57	1.5897	1.5589	1.5876	1.6051	1.7330	1.7363	1.6970	1.6582	1.6121	1.6993
	56	1.5877	1.5739	1.5910	1.6126	1.7113	1.7400	1.6892	1.6629	1.6013	1.6431
	55	1.6356	1.5656	1.5890	1.6209	1.7152	1.7037	1.6936	1.6287	1.6006	1.6658
	54	1.7831	1.5888	1.5854	1.6160	1.7198	1.7600	1.6859	1.6394	1.5982	1.7563
	53	1.7945	1.5604	1.5851	1.6063	1.7183	1.7829	1.6903	1.6607	1.5987	1.7927
	52	1.7971	1.5973	1.5753	1.6275	1.7256	1.7604	1.6936	1.6317	1.5951	1.7666
	51	1.7917	1.5743	1.5687	1.6743	1.7254	1.6947	1.6846	1.6877	1.6038	1.7489
	50	1.8005	1.5715	1.5966	1.6445	1.7217	1.6983	1.6879	1.6700	1.5932	1.6637
	49	1.7894	1.5691	1.5937	1.6335	1.7258	1.6697	1.7003	1.6645	1.5872	1.7068

48	1.7500	1.5550	1.5923	1.6711	1.7117	1.6661	1.7064	1.7336	1.5980	1.7842
47	1.7620	1.5612	1.5921	1.6771	1.7140	1.7245	1.6976	1.6686	1.6301	1.7362
46	1.7755	1.5696	1.5879	1.6347	1.7157	1.6972	1.6964	1.6310	1.5997	1.6412
45	1.7930	1.5697	1.5836	1.6223	1.7291	1.6855	1.7092	1.6329	1.6033	1.6232
44	1.7918	1.5584	1.5871	1.6264	1.7266	1.6687	1.6515	1.6852	1.5905	1.5606
43	1.7982	1.5644	1.5871	1.6239	1.7290	1.6748	1.7036	1.6977	1.5958	1.7102
42	1.7818	1.5427	1.5655	1.6048	1.7389	1.6370	1.7084	1.6395	1.6078	1.7147
41	1.7623	1.5644	1.5857	1.6153	1.7340	1.6720	1.7085	1.6033	1.6115	1.6648
40	1.7730	1.5573	1.5820	1.6160	1.7298	1.7139	1.7042	1.6502	1.6103	1.5984
39	1.7803	1.5630	1.5880	1.6287	1.7186	1.6891	1.7039	1.6370	1.6092	1.6157
38	1.7622	1.5465	1.5827	1.6161	1.7150	1.6565	1.7043	1.6621	1.6018	1.6242
37	1.7754	1.5580	1.5853	1.6318	1.7097	1.6969	1.6917	1.6454	1.6019	1.7180
36	1.7368	1.5546	1.5937	1.6172	1.7098	1.7131	1.7626	1.6838	1.6197	1.7263
35	1.7702	1.5672	1.5905	1.6186	1.7146	1.7497	1.6995	1.6639	1.5968	1.7311
34	1.7666	1.5705	1.6007	1.6137	1.7128	1.7107	1.6442	1.6152	1.6005	1.6700
33	1.7766	1.5654	1.5862	1.6259	1.6849	1.7158	1.7251	1.6185	1.5955	1.6771
32	1.7762	1.5723	1.5875	1.6138	1.7080	1.7733	1.7473	1.6640	1.5895	1.7324
31	1.7594	1.5554	1.5855	1.6084	1.7153	1.7033	1.7512	1.5971	1.5842	1.7256
30	1.7612	1.5803	1.5844	1.6027	1.7160	1.7358	1.7513	1.5955	1.5934	1.7774
29	1.7737	1.5683	1.5915	1.6394	1.7123	1.7151	1.7129	1.5893	1.5837	1.7343
28	1.7783	1.5672	1.5880	1.6124	1.7034	1.5307	1.7050	1.6015	1.5809	1.7014
27	1.7650	1.5649	1.5978	1.6093	1.6558	1.7768	1.7153	1.6171	1.5817	1.7619
26	1.7686	1.5685	1.5836	1.6247	1.6380	1.7897	1.7154	1.6297	1.5803	1.7119
25	1.7620	1.5818	1.5895	1.6177	1.6791	1.8049	1.7198	1.6421	1.5832	1.6660
24	1.7746	1.5610	1.5726	1.6218	1.6515	1.7969	1.7112	1.6521	1.6064	1.7090
23	1.7802	1.5648	1.5850	1.5999	1.6975	1.7501	1.7127	1.6344	1.5874	1.7161
22	1.7776	1.5636	1.5923	1.6269	1.6873	1.7382	1.7398	1.5741	1.6021	1.7732
21	1.7789	1.5802	1.5914	1.6005	1.6905	1.7704	1.7306	1.6014	1.6031	1.7572
20	1.7618	1.5534	1.5948	1.5977	1.6881	1.7636	1.7210	1.5724	1.5884	1.8003
19	1.7110	1.5548	1.6067	1.6441	1.6604	1.7382	1.6644	1.5856	1.5913	1.7745
18	1.6909	1.5698	1.6060	1.6391	1.6386	1.7296	1.7102	1.5863	1.5886	1.7556
17	1.7752	1.5846	1.5969	1.6415	1.6983	1.6934	1.7093	1.5935	1.5565	1.6733
16	1.7443	1.5679	1.6004	1.6526	1.6586	1.7834	1.7146	1.5909	1.5228	1.6925
15	1.7677	1.5690	1.6024	1.6521	1.6353	1.7875	1.7210	1.6144	1.5366	1.6380
14	1.7738	1.5687	1.6004	1.6618	1.6127	1.7173	1.7164	1.5474	1.5620	1.7176
13	1.7769	1.5766	1.6129	1.6094	1.6030	1.7267	1.7265	1.5994	1.5672	1.7276
12	1.7682	1.5687	1.5172	1.5666	1.6186	1.7221	1.7029	1.6035	1.5698	1.7294
11	1.7808	1.5841	1.6147	1.5871	1.5891	1.6388	1.7257	1.5432	1.5682	1.7265
10	1.7731	1.5695	1.6046	1.5721	1.6508	1.7424	1.7219	1.5925	1.5387	1.7025
9	1.7664	1.5802	1.6048	1.5836	1.6539	1.7530	1.7173	1.6273	1.6114	1.6699
8	1.7692	1.5833	1.5304	1.5851	1.6459	1.7116	1.7245	1.6262	1.5911	1.7326
7	1.7695	1.5802	1.6372	1.6067	1.6736	1.7001	1.7284	1.6036	1.6094	1.6394
6	1.7784	1.5695	1.6265	1.6003	1.6579	1.7578	1.7425	1.6294	1.5518	1.7258
5	1.7489	1.5787	1.6263	1.6157	1.6627	1.7325	1.7258	1.7314	1.5642	1.7588

	4	1.7248	1.5948	1.6227	1.6966	1.6433	1.6829	1.7208	1.6976	1.5931	1.7558
	3	1.7397	1.5603	1.6290	1.7037	1.6765	1.6191	1.7261	1.6473	1.5802	1.7383
	2	1.7072	1.5676	1.6162	1.6660	1.6295	1.6503	1.7254	1.5904	1.5562	1.6755
	1	1.5933	1.5577	1.5843	1.6062	1.7291	1.7168	1.6827	1.7262	1.6026	1.6689

Tabla 7.10 Valores del fractal Higuchi 64 para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Higuchi 64	60	1.7217	1.6085	1.7500	1.7418	1.7226	1.5531	1.6787	1.5336	1.6146	1.6893
	59	1.7180	1.6212	1.7450	1.7401	1.7316	1.5454	1.6895	1.5764	1.6091	1.7227
	58	1.7114	1.5842	1.7428	1.7300	1.7905	1.4856	1.7059	1.5701	1.6831	1.7657
	57	1.7298	1.6005	1.7819	1.7270	1.7492	1.5360	1.7036	1.5829	1.6666	1.7551
	56	1.7377	1.5889	1.7472	1.7394	1.7178	1.5965	1.6992	1.5304	1.6601	1.7217
	55	1.7049	1.6050	1.7548	1.7394	1.7550	1.4591	1.7159	1.5591	1.6532	1.6652
	54	1.7129	1.5903	1.7521	1.7358	1.6982	1.5028	1.7131	1.5549	1.6057	1.7137
	53	1.7091	1.6265	1.7425	1.7293	1.7152	1.5108	1.7072	1.5463	1.6615	1.6573
	52	1.7641	1.5954	1.7372	1.7204	1.7053	1.5037	1.6936	1.5508	1.6398	1.6325
	51	1.7041	1.6249	1.7487	1.7411	1.6796	1.4761	1.7203	1.5514	1.6178	1.7084
	50	1.7071	1.6736	1.7635	1.7301	1.6436	1.5189	1.6847	1.5435	1.6655	1.6750
	49	1.7169	1.6243	1.7626	1.7358	1.5881	1.4812	1.6851	1.5467	1.6611	1.7756
	48	1.7096	1.6290	1.7577	1.7035	1.7073	1.4817	1.6773	1.5439	1.6725	1.7263
	47	1.6966	1.6446	1.7412	1.6453	1.6926	1.4994	1.6771	1.5417	1.6981	1.7448
	46	1.7018	1.6116	1.7537	1.6845	1.7123	1.5101	1.6790	1.5514	1.6710	1.7212
	45	1.6976	1.6213	1.7471	1.6914	1.6916	1.5263	1.6833	1.5696	1.6953	1.7288
	44	1.7128	1.6238	1.7413	1.6977	1.6982	1.4919	1.6786	1.5801	1.6616	1.7426
	43	1.7166	1.6050	1.7622	1.7115	1.7005	1.5199	1.6839	1.5706	1.4945	1.7932
	42	1.7131	1.6346	1.7603	1.6965	1.6821	1.4939	1.6821	1.5814	1.6479	1.7097
	41	1.7050	1.6115	1.7587	1.7212	1.7216	1.4755	1.6869	1.5861	1.6184	1.7410
	40	1.7115	1.6145	1.8304	1.6924	1.6561	1.4694	1.6830	1.5578	1.6304	1.7176
	39	1.6939	1.6347	1.8344	1.6903	1.6533	1.4734	1.6930	1.5723	1.6093	1.7461
	38	1.6971	1.6348	1.8424	1.7269	1.6898	1.4916	1.7005	1.5384	1.6901	1.7523
	37	1.6932	1.6359	1.7988	1.6659	1.6856	1.4967	1.6950	1.5465	1.5537	1.7578
	36	1.7123	1.6409	1.8399	1.7174	1.6955	1.4932	1.6993	1.6047	1.6614	1.7358
	35	1.7089	1.6231	1.7964	1.7463	1.6532	1.5122	1.6851	1.5755	1.6093	1.7606
	34	1.7109	1.6682	1.7498	1.7064	1.6843	1.5224	1.6907	1.5636	1.6462	1.7398
33	1.6872	1.6400	1.8312	1.7353	1.6850	1.4991	1.6836	1.5851	1.5499	1.7414	
32	1.7097	1.6837	1.8169	1.7202	1.7069	1.5062	1.6778	1.5700	1.4920	1.7632	
31	1.7025	1.6210	1.7815	1.7198	1.6792	1.5108	1.6749	1.6167	1.5416	1.7025	
30	1.7152	1.6874	1.8003	1.7225	1.7144	1.5207	1.6884	1.5760	1.5509	1.7473	
29	1.7148	1.6137	1.7986	1.7293	1.6821	1.5406	1.7023	1.5750	1.5714	1.6879	
28	1.7275	1.6159	1.7575	1.7268	1.6630	1.4220	1.7069	1.5514	1.5579	1.6584	
27	1.6993	1.6176	1.7995	1.7243	1.6876	1.5114	1.7020	1.6111	1.5506	1.6243	

26	1.7161	1.5803	1.7984	1.7209	1.6549	1.5194	1.7097	1.6013	1.5525	1.7167
25	1.7066	1.5966	1.7929	1.7320	1.7015	1.5269	1.7136	1.5417	1.5372	1.7163
24	1.7026	1.5666	1.8385	1.6914	1.6800	1.5246	1.6978	1.5626	1.5414	1.7183
23	1.7002	1.5653	1.8416	1.7023	1.7039	1.4373	1.7150	1.6018	1.5407	1.7347
22	1.7023	1.5879	1.8389	1.7037	1.7024	1.5132	1.7060	1.5510	1.5378	1.7969
21	1.7010	1.5552	1.8495	1.5063	1.6901	1.5629	1.7254	1.5618	1.5556	1.7802
20	1.7229	1.6004	1.8478	1.7308	1.6744	1.5321	1.7133	1.5692	1.5475	1.8111
19	1.2289	1.5909	1.8462	1.7184	1.6911	1.4715	1.7023	1.5658	1.5511	1.6746
18	1.6352	1.6080	1.8434	1.7056	1.7000	1.5615	1.7149	1.5808	1.5467	1.7465
17	1.5387	1.6206	1.8439	1.6925	1.6042	1.5466	1.7026	1.5656	1.5487	1.6737
16	1.2322	1.6318	1.8493	1.6866	1.6070	1.5628	1.6976	1.5435	1.5426	1.6474
15	1.4569	1.5993	1.8452	1.6965	1.7076	1.4460	1.6929	1.5485	1.5386	1.6629
14	1.6101	1.6355	1.8486	1.7029	1.7506	1.5490	1.6929	1.5725	1.5634	1.6782
13	1.7212	1.6318	1.8507	1.7062	1.6419	1.6475	1.6937	1.5993	1.5503	1.6356
12	1.7345	1.6007	1.8405	1.7082	1.7051	1.5781	1.6969	1.5942	1.5560	1.7051
11	1.7462	1.5638	1.8400	1.7140	1.6548	1.4147	1.7062	1.5704	1.5500	1.7703
10	1.7396	1.5822	1.8408	1.7110	1.7624	1.4681	1.7244	1.5883	1.5842	1.7784
9	1.7347	1.6110	1.8348	1.6673	1.7559	1.5113	1.7004	1.5896	1.5600	1.7877
8	1.7294	1.6043	1.8374	1.7390	1.7794	1.4382	1.6960	1.5830	1.5770	1.7573
7	1.7327	1.6029	1.8126	1.7189	1.8459	1.5499	1.7069	1.5581	1.5640	1.6634
6	1.7319	1.6089	1.7908	1.7059	1.8282	1.5346	1.7050	1.5759	1.5929	1.7102
5	1.7287	1.5801	1.7758	1.7034	1.8192	1.4773	1.6998	1.5779	1.5880	1.7104
4	1.7318	1.5886	1.7624	1.7189	1.8191	1.4532	1.7052	1.5667	1.5785	1.7884
3	1.7432	1.5991	1.7566	1.7098	1.7320	1.4957	1.6977	1.5786	1.5577	1.7552
2	1.7239	1.6480	1.7478	1.7187	1.7697	1.4474	1.6847	1.5577	1.5572	1.6947
1	1.7217	1.6085	1.7500	1.7418	1.7226	1.5531	1.6787	1.5336	1.6146	1.6893

Tabla 7.11 Valores del fractal Sevcik para pacientes 1 a 10 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sevcik	60	1.5978	1.4913	1.5801	1.5187	1.5600	1.6149	1.5565	1.6078	1.6014	1.4936
	59	1.5884	1.4885	1.5765	1.5620	1.5656	1.6055	1.5910	1.5536	1.6035	1.5947
	58	1.5680	1.5807	1.5285	1.5605	1.5530	1.6057	1.5794	1.5399	1.5834	1.6112
	57	1.5532	1.4825	1.5687	1.4928	1.5656	1.6186	1.5627	1.5447	1.5982	1.5745
	56	1.5662	1.5692	1.5831	1.5415	1.5446	1.6356	1.5662	1.5766	1.5981	1.5074
	55	1.5901	1.4691	1.5848	1.5326	1.5564	1.6083	1.5849	1.5393	1.6118	1.4806
	54	1.5701	1.5755	1.5796	1.5584	1.5652	1.6541	1.5248	1.5469	1.6126	1.5933
	53	1.5888	1.4838	1.5826	1.4919	1.5640	1.6583	1.5775	1.5478	1.6124	1.5954
	52	1.5783	1.5322	1.5318	1.5811	1.5672	1.6478	1.5786	1.5817	1.5885	1.5782
	51	1.5762	1.4789	1.5321	1.5652	1.5580	1.5999	1.5823	1.5272	1.5867	1.5873
	50	1.5994	1.5783	1.5795	1.5813	1.5648	1.5956	1.5824	1.5491	1.5959	1.4891
	49	1.5407	1.5082	1.5883	1.5189	1.5680	1.5949	1.5879	1.5596	1.5747	1.5022
	48	1.5353	1.5113	1.5823	1.6047	1.5613	1.6025	1.5837	1.5707	1.5902	1.6269

47	1.5741	1.4947	1.5784	1.5750	1.5494	1.6373	1.5835	1.5761	1.6054	1.5923
46	1.5596	1.5079	1.5808	1.5284	1.5689	1.6113	1.5861	1.5369	1.5928	1.5594
45	1.5735	1.5411	1.5780	1.5196	1.5617	1.6083	1.5586	1.5679	1.5984	1.4639
44	1.6089	1.4944	1.5173	1.5760	1.5619	1.6103	1.4971	1.5646	1.5820	1.4994
43	1.6070	1.5760	1.5783	1.5531	1.5646	1.6100	1.5898	1.5663	1.6010	1.6038
42	1.5824	1.4707	1.5106	1.4855	1.5713	1.5619	1.5921	1.5530	1.6162	1.6097
41	1.5737	1.5767	1.5736	1.5670	1.5776	1.6123	1.5898	1.5480	1.6153	1.5689
40	1.5744	1.4917	1.5641	1.5218	1.5706	1.6190	1.5823	1.5732	1.6141	1.5322
39	1.6087	1.5418	1.5701	1.5688	1.5625	1.5965	1.5830	1.5590	1.5864	1.4913
38	1.5932	1.4731	1.5752	1.4947	1.5685	1.5432	1.5854	1.5748	1.5894	1.5525
37	1.5914	1.5199	1.5542	1.5785	1.5735	1.6080	1.5173	1.5614	1.5945	1.5724
36	1.5248	1.5001	1.5740	1.5291	1.5628	1.6206	1.5563	1.5561	1.5933	1.6243
35	1.5708	1.5070	1.5687	1.5629	1.5664	1.6413	1.5473	1.5543	1.5882	1.5810
34	1.5588	1.5267	1.5614	1.5087	1.5656	1.6193	1.5387	1.5579	1.5829	1.4937
33	1.6033	1.4756	1.5678	1.5919	1.5437	1.6374	1.5927	1.5582	1.5746	1.4883
32	1.6039	1.5229	1.5659	1.5412	1.5422	1.6631	1.5954	1.5704	1.6012	1.6190
31	1.5676	1.4939	1.5512	1.5415	1.5732	1.6108	1.6204	1.5602	1.5777	1.6056
30	1.5782	1.5760	1.5640	1.4870	1.5812	1.6289	1.5941	1.5407	1.5959	1.5403
29	1.5671	1.4731	1.5634	1.5904	1.5698	1.6267	1.5796	1.5190	1.6045	1.5211
28	1.6041	1.5711	1.5262	1.5432	1.5745	1.4068	1.5871	1.5715	1.6063	1.5172
27	1.5490	1.4941	1.5698	1.5060	1.5572	1.6569	1.5877	1.5801	1.6060	1.5447
26	1.5726	1.5176	1.5679	1.5740	1.5391	1.6721	1.5873	1.5703	1.6034	1.5582
25	1.5790	1.4892	1.5613	1.5421	1.5344	1.6882	1.5871	1.5313	1.5828	1.5590
24	1.5638	1.5333	1.5209	1.5900	1.5338	1.6899	1.5873	1.5687	1.5827	1.5509
23	1.6020	1.4990	1.5553	1.4995	1.5488	1.6645	1.5848	1.5780	1.5770	1.5156
22	1.5986	1.4896	1.5753	1.5974	1.5295	1.6480	1.5815	1.5424	1.5913	1.5529
21	1.5785	1.5563	1.5860	1.5418	1.5370	1.6712	1.5986	1.5276	1.5888	1.5664
20	1.5631	1.4633	1.5590	1.5868	1.5556	1.6649	1.5539	1.4912	1.5842	1.5690
19	1.5383	1.5145	1.5837	1.5399	1.5463	1.6348	1.5368	1.5148	1.5850	1.5950
18	1.5423	1.4903	1.5854	1.6000	1.5364	1.6529	1.5865	1.5173	1.5878	1.5350
17	1.5533	1.5555	1.5854	1.5616	1.5535	1.6160	1.5864	1.5611	1.5770	1.5182
16	1.5472	1.4688	1.5841	1.5943	1.5480	1.6679	1.5882	1.5368	1.5767	1.5406
15	1.5597	1.5834	1.5838	1.5307	1.5404	1.6615	1.5854	1.5448	1.5807	1.5501
14	1.5747	1.4902	1.5891	1.5838	1.5288	1.6254	1.5775	1.5033	1.6035	1.5652
13	1.5693	1.5111	1.5578	1.5400	1.5372	1.6492	1.5885	1.5406	1.5999	1.5390
12	1.5483	1.4801	1.4558	1.4815	1.5258	1.6395	1.5224	1.5506	1.5862	1.5229
11	1.5983	1.5131	1.5868	1.5597	1.5234	1.5982	1.5858	1.5187	1.5982	1.5494
10	1.5706	1.5278	1.5810	1.5263	1.5549	1.6438	1.5831	1.5341	1.5814	1.5609
9	1.5735	1.4997	1.5848	1.5576	1.5580	1.6555	1.5610	1.5289	1.5842	1.5476
8	1.5568	1.5824	1.4954	1.4856	1.5640	1.6198	1.5790	1.5486	1.5923	1.5696
7	1.5928	1.4736	1.5804	1.5781	1.5567	1.6062	1.5782	1.5293	1.5986	1.5100
6	1.5967	1.5277	1.5860	1.5362	1.5209	1.6304	1.5796	1.5475	1.5645	1.5062
5	1.5330	1.4792	1.5892	1.5820	1.5404	1.6126	1.5818	1.5625	1.6013	1.5739
4	1.5122	1.5356	1.5776	1.5589	1.5437	1.6037	1.5835	1.5273	1.6012	1.5434

	3	1.5627	1.4940	1.5781	1.6111	1.5485	1.5800	1.5874	1.5732	1.5701	1.5505
	2	1.5727	1.5840	1.5862	1.5500	1.5342	1.5851	1.5843	1.5364	1.5722	1.5313
	1	1.5978	1.4913	1.5801	1.5187	1.5600	1.6149	1.5565	1.6078	1.6014	1.4936

Tabla 7.12 Valores del fractal Sevcik para pacientes 11 a 20 que sufrieron infarto.

Fractal	Minuto antes del infarto	Paciente									
		11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Sevcik	60	1.6028	1.5236	1.5900	1.5719	1.5311	1.5940	1.5747	1.4912	1.5752	1.5936
	59	1.5594	1.5217	1.5844	1.5860	1.5312	1.5779	1.6145	1.5162	1.5676	1.5792
	58	1.5603	1.5230	1.5852	1.5336	1.5879	1.4665	1.6115	1.5102	1.5841	1.5877
	57	1.5771	1.5158	1.6171	1.5352	1.5653	1.5790	1.6031	1.5364	1.5904	1.5955
	56	1.5896	1.5307	1.6077	1.5850	1.5238	1.6309	1.6112	1.4994	1.5952	1.5797
	55	1.5677	1.5069	1.6085	1.5767	1.5245	1.4984	1.6187	1.5160	1.5751	1.5734
	54	1.5639	1.5151	1.6021	1.5783	1.5160	1.4745	1.5958	1.5144	1.5860	1.5758
	53	1.5771	1.5053	1.5922	1.5320	1.5283	1.5044	1.6132	1.5116	1.6025	1.5878
	52	1.6138	1.5148	1.5941	1.5222	1.5299	1.5209	1.5533	1.5101	1.5797	1.5787
	51	1.5693	1.5145	1.6014	1.5807	1.5053	1.4519	1.5606	1.5131	1.5646	1.5851
	50	1.5720	1.4977	1.5976	1.5731	1.4912	1.4893	1.5575	1.5046	1.5803	1.5631
	49	1.5716	1.5265	1.5978	1.5787	1.5167	1.5108	1.6092	1.5191	1.5939	1.6163
	48	1.5541	1.5401	1.5982	1.5644	1.5005	1.4605	1.5900	1.5053	1.5952	1.6122
	47	1.5772	1.5195	1.5943	1.5105	1.5148	1.4934	1.5963	1.5105	1.6055	1.5839
	46	1.5688	1.5439	1.5927	1.5807	1.5140	1.5652	1.6049	1.5102	1.5950	1.5693
	45	1.5705	1.5357	1.5916	1.5607	1.5075	1.4788	1.6096	1.5143	1.5857	1.5846
	44	1.5626	1.5277	1.5921	1.5815	1.5639	1.4856	1.5967	1.5198	1.5604	1.5946
	43	1.5896	1.5507	1.6096	1.5778	1.5255	1.5278	1.6024	1.5380	1.5704	1.6039
	42	1.5812	1.5205	1.5948	1.5246	1.5564	1.4872	1.6068	1.5473	1.5897	1.5852
	41	1.5626	1.5356	1.5936	1.5671	1.5718	1.4494	1.6073	1.5314	1.5788	1.5881
	40	1.5536	1.5213	1.6201	1.5356	1.5529	1.5083	1.5918	1.5179	1.5887	1.5836
	39	1.5706	1.5178	1.5843	1.5472	1.4946	1.4890	1.6112	1.5195	1.5675	1.5964
	38	1.5856	1.5282	1.6190	1.5718	1.5112	1.4701	1.6157	1.5051	1.6195	1.5891
	37	1.5716	1.5187	1.6099	1.5156	1.5730	1.5370	1.5797	1.5155	1.5752	1.5784
	36	1.5764	1.5116	1.6207	1.5317	1.5567	1.5213	1.6159	1.4993	1.5726	1.5677
	35	1.5529	1.5204	1.5944	1.5705	1.5218	1.4592	1.6055	1.5204	1.5731	1.6000
	34	1.5665	1.5009	1.5962	1.5507	1.5634	1.5318	1.6016	1.5352	1.5978	1.5937
	33	1.5651	1.5233	1.6246	1.5762	1.5618	1.5163	1.5903	1.5072	1.5773	1.6113
32	1.5577	1.4893	1.6064	1.5235	1.5724	1.4691	1.6026	1.5143	1.5926	1.5854	
31	1.5384	1.5338	1.6085	1.5297	1.5062	1.5262	1.6090	1.5286	1.5809	1.6084	
30	1.5654	1.4865	1.6172	1.5615	1.5260	1.5491	1.6078	1.5140	1.5934	1.6005	
29	1.6020	1.5347	1.6179	1.5626	1.5230	1.6006	1.6071	1.5014	1.5739	1.5750	
28	1.6002	1.5212	1.5987	1.5707	1.4916	1.4211	1.6300	1.4881	1.5669	1.6094	
27	1.5658	1.5209	1.6156	1.5357	1.5410	1.5308	1.6113	1.5413	1.5928	1.5829	
26	1.5807	1.5263	1.6256	1.5248	1.4988	1.5638	1.6144	1.5074	1.5943	1.5830	
25	1.5611	1.5136	1.6186	1.5752	1.5557	1.4713	1.6238	1.4866	1.5597	1.5870	

24	1.5651	1.4966	1.6170	1.5441	1.5080	1.5142	1.6023	1.5166	1.5652	1.5775
23	1.5685	1.4975	1.6201	1.5632	1.5468	1.4834	1.6242	1.4974	1.5674	1.5707
22	1.5683	1.5039	1.6181	1.5638	1.4947	1.4883	1.6236	1.5098	1.5696	1.6062
21	1.5651	1.5093	1.6118	1.4749	1.5044	1.5241	1.6330	1.5336	1.5658	1.6321
20	1.6164	1.5153	1.6291	1.6032	1.5158	1.5172	1.6195	1.5181	1.5732	1.6450
19	1.3943	1.5203	1.6257	1.5838	1.5124	1.4465	1.6218	1.5177	1.5834	1.6056
18	1.5048	1.5035	1.6262	1.5897	1.5333	1.5262	1.6343	1.5509	1.5847	1.5821
17	1.4974	1.5126	1.6299	1.5889	1.5056	1.5899	1.5708	1.5226	1.5835	1.5919
16	1.2813	1.5088	1.6244	1.5344	1.5031	1.5912	1.6124	1.5148	1.5824	1.4055
15	1.5119	1.5043	1.6271	1.5325	1.5069	1.4289	1.6090	1.5135	1.5790	1.6120
14	1.4844	1.5098	1.6238	1.5760	1.5811	1.5277	1.5625	1.5159	1.5819	1.5985
13	1.5639	1.5138	1.6317	1.5844	1.5018	1.6493	1.6007	1.5168	1.5702	1.5879
12	1.5903	1.4909	1.6259	1.5844	1.5469	1.5151	1.5662	1.5466	1.5792	1.5672
11	1.5992	1.4813	1.6227	1.5219	1.5028	1.4198	1.6286	1.5003	1.5772	1.5938
10	1.5865	1.4985	1.6194	1.5333	1.5713	1.5468	1.6296	1.5255	1.5810	1.6007
9	1.5734	1.5297	1.6031	1.5240	1.5838	1.4798	1.5920	1.5281	1.5780	1.6101
8	1.5754	1.5190	1.6250	1.5898	1.5850	1.4590	1.6232	1.5095	1.5735	1.6065
7	1.5826	1.5115	1.6187	1.5847	1.6213	1.5221	1.5747	1.4990	1.5808	1.6122
6	1.5804	1.5218	1.6204	1.5351	1.6185	1.5172	1.6108	1.5170	1.5745	1.6030
5	1.5821	1.4840	1.6179	1.5247	1.6109	1.4873	1.5602	1.5184	1.5742	1.5938
4	1.5611	1.5132	1.6136	1.5811	1.6122	1.4087	1.6260	1.5132	1.5803	1.6172
3	1.5829	1.4939	1.6159	1.5726	1.5004	1.5092	1.5569	1.5120	1.5802	1.6127
2	1.5835	1.5226	1.6135	1.5824	1.5776	1.4602	1.5527	1.5209	1.5791	1.6009
1	1.6028	1.5236	1.5900	1.5719	1.5311	1.5940	1.5747	1.4912	1.5752	1.5936

7.2 Anexo 2

Tabla 7.13 Valores P para las dimensiones fractales calculadas.

Minuto antes del infarto	Fractal				
	Katz	Box Dimension	Higuchi 32	Higuchi 64	Sevcik
60	0.00014304	0.08704252	5.97E-10	4.92E-10	1.20E-06
59	3.93E-05	0.22598073	2.50E-10	1.42E-09	3.44E-07
58	4.55E-06	0.04871264	8.54E-10	8.97E-09	1.86E-07
57	6.74E-06	0.0064561	3.11E-10	1.95E-09	1.92E-07
56	0.00032878	0.2225485	1.02E-10	2.00E-10	6.09E-06
55	4.23E-06	0.06572434	9.91E-11	1.18E-09	1.01E-06
54	0.00013341	0.06365206	2.03E-10	1.62E-08	2.55E-06
53	9.13E-05	0.03138319	7.16E-10	7.19E-08	5.30E-06
52	1.19E-05	0.0053116	3.32E-10	4.09E-08	2.91E-07
51	4.73E-05	0.00210129	2.61E-10	1.82E-08	5.80E-08
50	1.52E-05	0.02299655	5.39E-11	1.69E-09	1.50E-07
49	4.19E-07	0.04045818	3.65E-11	3.10E-09	9.14E-09
48	5.49E-05	0.10136222	3.22E-10	1.35E-08	1.37E-06

47	4.71E-05	0.0535969	3.29E-12	1.01E-09	9.07E-07
46	5.60E-06	0.16100979	1.11E-11	2.77E-10	1.60E-08
45	2.25E-07	0.03992528	6.53E-12	2.50E-10	8.30E-08
44	7.28E-08	0.06486554	3.26E-11	4.60E-10	7.09E-08
43	4.03E-05	0.93242869	2.70E-10	3.20E-09	3.70E-07
42	3.96E-05	0.02416463	7.00E-11	1.53E-09	4.51E-07
41	0.00010943	0.97321174	7.25E-11	1.25E-09	1.31E-06
40	4.13E-06	0.0582698	4.78E-10	6.67E-09	1.08E-07
39	2.02E-06	0.01117282	2.34E-10	3.80E-09	6.43E-08
38	4.94E-06	0.02136648	7.58E-10	7.48E-09	5.10E-07
37	6.66E-08	0.00961589	1.26E-10	2.02E-09	1.33E-08
36	5.15E-06	0.03071155	9.96E-09	3.60E-08	7.07E-07
35	1.42E-05	0.02592725	2.47E-10	9.12E-09	2.67E-07
34	8.06E-07	0.00307056	1.23E-11	1.57E-10	3.06E-09
33	1.06E-05	0.11056361	6.98E-10	6.83E-09	2.50E-06
32	0.0001205	0.02815545	1.82E-08	7.80E-08	2.37E-05
31	1.51E-05	0.0341522	6.63E-10	2.77E-09	2.00E-07
30	1.89E-05	0.01901508	2.33E-09	4.97E-08	8.40E-07
29	2.02E-05	0.1966689	8.00E-10	5.63E-09	4.78E-06
28	0.00014143	0.08115481	1.30E-10	5.17E-09	1.19E-05
27	3.95E-06	0.13425083	1.31E-09	1.48E-08	1.13E-06
26	3.00E-05	0.16835474	2.20E-09	8.47E-09	1.08E-05
25	0.00016173	0.07492305	1.66E-09	1.53E-08	1.66E-05
24	2.64E-05	0.00190677	6.34E-09	2.61E-08	4.64E-06
23	4.32E-05	0.01377661	9.37E-09	9.21E-08	6.73E-06
22	2.91E-05	0.02349586	1.70E-08	7.65E-08	7.05E-06
21	2.34E-05	0.01702202	5.46E-09	7.93E-08	9.85E-06
20	0.00024207	0.02441302	2.92E-08	1.69E-07	3.44E-05
19	0.00028097	0.01168022	3.59E-08	8.66E-07	7.07E-06
18	0.00013246	0.05763978	5.49E-09	1.76E-09	7.52E-06
17	1.60E-05	0.11312137	6.00E-10	1.50E-09	1.25E-07
16	0.0040316	0.07856639	9.39E-08	5.92E-07	0.00032106
15	1.31E-06	0.01153476	1.55E-08	5.59E-08	4.68E-06
14	2.38E-05	0.02421793	6.96E-09	1.25E-08	6.24E-07
13	0.00013987	0.0505074	3.49E-09	6.52E-09	1.64E-05
12	6.74E-06	0.00414817	2.25E-09	1.29E-08	1.72E-07
11	2.49E-06	0.12247625	1.91E-10	3.78E-08	5.72E-06
10	4.36E-06	0.23402943	4.61E-09	1.44E-07	1.08E-06
9	3.49E-05	0.03927857	1.47E-09	1.55E-08	3.73E-07
8	0.00013058	0.12648434	2.39E-08	2.26E-07	5.82E-06
7	8.62E-05	0.1513815	2.20E-09	5.64E-08	2.41E-06
6	9.60E-06	0.07101496	1.45E-09	1.41E-07	1.04E-06
5	1.39E-05	0.03340578	1.40E-09	1.66E-07	1.16E-06
4	0.00010127	0.09903609	2.33E-10	7.65E-08	7.46E-06

3	8.64E-07	0.026913	1.05E-12	3.18E-09	4.66E-08
2	1.04E-05	0.18640411	4.10E-12	1.66E-09	3.49E-08
1	6.94E-09	0.02164274	1.11E-12	5.92E-12	1.02E-11