



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN

**Sistema electrónico para graficar dos derivaciones
cardíacas en forma de atractor aplicado a pacientes
de Terapia Intensiva**



TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Eléctrico y Electrónico

PRESENTAN:

David Santiago Torres
Marco Isaac Brena Samaniego

ASESOR DE TESIS:

Dr. Octavio Díaz Hernández

Ciudad Nezahualcóyotl, Estado de México, 2019





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria M.I.B.S.

A la grandiosa Mujer y Reyna que me dio la vida, su tiempo y mejores años de su vida, que, con varios trabajos laborales, desveladas y preocupaciones, supo cómo guiarme, reprenderme, amarme, consentirme, escucharme, aconsejarme y hacer un hombre de bien. A la mujer que si no fuera por ella yo no estaría donde estoy y no sería nada de esto posible, que me enseñó como valorar la figura femenina y a valorarme. A mi mamá, mi guerrera y ser de luz, Diana SL.

Soy el resultado de lo que una gran mujer quiso hacer de mí.
“Thomas Alva Edison”

Al increíble, sonriente y amoroso hombre, que me da la fuerza, seguridad y la voluntad de seguir adelante, que me enseñó que los sentimientos no son debilidad sino una virtud y camino a la felicidad, que me motivo a ser mejor cada día, nunca tiro la toalla ni dejo sus responsabilidades como cabeza de familia, a mi papá que a pesar de su cansancio después de una jornada larga de trabajo laboral siempre me tendió su mano y apoyo, José IBD.

En el cielo, directamente después de Dios, viene un papá.
“Amadeus Mozart”

A mis dos hombres favoritos, que me motivan e inspiran a ser mejor cada día, a luchar por mis sueños y metas para demostrarles que cualquier cosa que se propongan lo pueden hacer realidad, que logran siempre sorprenderme y obsequiarme momentos inolvidables. A ellos que me dieron la oportunidad y el honor de ser su hermano mayor. A mis hermanos, con amor.
Isaac IBS & Sergio EBS.

Vinimos al mundo como hermano y hermano. Y ahora vamos mano a mano,
ninguno antes que el otro
“William Shakespeare”

Agradecimientos M.I.B.S.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad De Estudios Superiores Aragón por brindarme la oportunidad de estudiar en esta casa de estudios, formarme académicamente, apasionarme de la electrónica e inspirarme a ser mejor persona en todos los ámbitos.

Así mismo a todo su personal académico que me brindo las herramientas y formo habilidades para usarlas a beneficio de la sociedad.

A mi familia Brena y Samaniego que siempre me alentaron e inspiraron a seguir adelante y me dieron todo su apoyo.

A Dios y todos los seres de luz, que siempre estuvieron apoyándome, guiándome y cuidándome.

A mi compañero de tesis, compañero de locuras y mejor amigo en la carrera David, quien me ha apoyado en cada proyecto e inspiro a seguir mejorando como ingeniero, gracias por soportarme en esta aventura.

A mi mejor amigo Esteban que me inspiro a ser un mejor hombre y mejor ingeniero, que siempre me apoyo y no me dejo solo en lo académico y personal.

Al profesor José Manuel Ramírez Mora por todo su apoyo incondicional, por los consejos, su amistad, aventuras y respaldo, jamás me dejo solo hasta la fecha. Gracias por brindarme un lugar donde pude pulir mis habilidades.

Al profesor Benito Zúñiga Villegas por todo su apoyo, siempre busco formarme como un buen ingeniero, agradezco sus consejos, tiempo y aprecio.

Al Dr. Pedro Alvarado Rubio por aceptarnos en su consultorio y regalarnos de su tiempo para iluminarnos en la elección de tesis. Por profesionales como él he aprendido que puedo aportar en otras áreas. Se convirtió en mi modelo a seguir.

Al Dr. Othón Gayosso Cruz que indirectamente me inspira.

Al maestro Pedro Lara Granados que me encamino a enamorarme de la ingeniería.

Al maestro Luis Alberto Lechuga Alarcon que fue el primero en creer en mi en la FES Aragón y me dio la oportunidad de impartir mi primer intersemestral.

A nuestro asesor de tesis el Dr. Octavio Díaz Hernández por su paciencia, fe, compromiso y asesoramiento.

Al personal administrativo que me apoyo eficientemente en todos mis tramites.

Y a todos los no presentes pero que saben fueron parte fundamental en este camino.

Dedicatorias D.S.T.

A mi madre por su entrega para que pudiera concentrarme en los estudios, por su amor incondicional y por creer en mí en todo el camino.

A mi padre por enseñarme que siempre se puede seguir aprendiendo y desarrollándose, por siempre dar lo mejor de sí y mostrarme el camino para convertirme en un buen profesionalista.

A mis hermanos por estar ahí cuando los necesito, por sus consejos y brindarme tantas alegrías.

A todos los profesores y compañeros en la carrera que han contribuido para que pueda alcanzar mis metas y concluir esta etapa de mi vida académica.

Agradecimientos D.S.T.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad De Estudios Superiores Aragón por brindarme la oportunidad de estudiar en esta casa de estudios, aprender de esta carrera y de su comunidad.

Al equipo de taekwondo de esta Facultad y al entrenador en jefe Martín López Isaías por enseñarme lo que significa trabajar en equipo, ayudarme a vencer mis miedos y mostrarme lo que significa emprender los proyectos con pasión.

A Marco mi compañero de tesis y mejor amigo en la carrera, quien me ha apoyado en cada proyecto y me ha brindado una amistad inconmensurable.

Al Dr. Pedro Alvarado Rubio Por brindarnos el tema de tesis, por las asesorías y por el apoyo. Debido a su aporte he podido obtener un panorama más amplio de la posibilidad de involucrar mis conocimientos en otras disciplinas.

Al profesor José Manuel Ramírez Mora por el apoyo incondicional, por las enseñanzas y el espacio para desarrollarme en los últimos semestres de la carrera y hasta la fecha.

A nuestro asesor de tesis el Dr. Octavio Díaz Hernández por su interés en el proyecto, por las asesorías y por lo que invirtió en esta tesis.

Contenido

| | |
|--|----|
| Contenido..... | 7 |
| Introducción | 9 |
| Objetivo..... | 11 |
| 1. Antecedentes..... | 12 |
| 1.1. Historia | 12 |
| 1.1.1. Dispositivo Holter | 14 |
| 1.2.Pacientes en Estado Crítico | 14 |
| 1.3.Bibbin Xu, Sabir Jacquir, et al..... | 15 |
| 1.4.Tromboembolia Pulmonar | 17 |
| 1.5.Dr. Alvarado y Dr. Mansilla..... | 18 |
| 1.6.Chirivella, Ortega-Becea, & Infante..... | 20 |
| 2. Actividad Eléctrica del Corazón..... | 21 |
| 2.1. Comportamiento en las células cardiacas | 21 |
| 2.2. Funcionamiento de Corriente Eléctrica en una cadena de células de miocardio usando un Galvanómetro | 21 |
| 2.3. Vectores eléctricos en un ciclo cardiaco, actividad eléctrica global del corazón 24 | |
| 2.4.Derivaciones Cardiacas del Electrocardiograma | 25 |
| 2.4.1. Derivaciones de las Extremidades o del Plano Frontal | 26 |
| 2.4.2. Derivaciones Bipolares Estándar del Electrocardiograma | 26 |
| 2.5. Triángulo y Ley de Einthoven | 27 |
| 3.5.1 Derivaciones monopolares aumentadas | 27 |
| 3.5.2. Derivaciones Precordiales o Derivaciones del plano horizontal..... | 27 |
| 3.5.3. Derivaciones Precordiales..... | 28 |
| 3. Electrocardiograma..... | 29 |
| 3.1. Electrocardiograma..... | 29 |
| 4. Atractores..... | 32 |
| 4.1.Tipos de Atractores..... | 32 |
| 4.2.Teoría del Caos..... | 34 |

| | |
|---|----|
| | 8 |
| 4.3.Reconstrucción de un atractor por espacio de fase..... | 36 |
| 4.4.Dinámica del sistema..... | 37 |
| 4.5.Teorema de Takens..... | 37 |
| 4.6.Proyección del atractor cardíaco..... | 39 |
| 5. Sistema Electrónico para Graficar dos Derivaciones Cardíacas | 41 |
| 5.1. Descripción del sistema..... | 41 |
| 5.2. Hardware y software del sistema..... | 41 |
| 5.2.1. Arduino Nano..... | 41 |
| 5.2.2. IDE para Arduino Nano | 43 |
| 5.2.3. Monitor cardíaco | 44 |
| 5.2.4. Processing..... | 47 |
| 5.3. Esquema del sistema..... | 48 |
| 5.4. Alambrado del circuito | 48 |
| 5.4.1. Hardware físico | 50 |
| 5.4.3. Descripción del programa | 52 |
| 5.4.4. Código del programa Arduino..... | 53 |
| 5.5. Programa en Processing..... | 53 |
| 5.5.1. Descripción del programa | 53 |
| 5.5.2. Prueba del programa en funcionamiento..... | 55 |
| 5.5.3. Diagrama de flujo..... | 59 |
| 6. Caso práctico | 62 |
| 7. Código Fuente..... | 68 |
| 7.1. Código de <i>Processing</i> | 68 |
| 7.2.Código de <i>Arduino</i> | 80 |
| 8. Conclusiones..... | 81 |
| Lista de figuras..... | 82 |
| Bibliografías..... | 84 |

Introducción

Para el médico, incluso experimentado, presenta un reto el predecir un evento de tromboembolismo pulmonar (TEP) en pacientes en estado crítico. La razón se debe a que el diagnóstico se basa en probabilidades de riesgo del paciente entre ellas su estado de salud actual, historia clínica, historia familiar y hábitos; Ya que aún que se conocen procedimientos capaces de detectar un coagulo llega a ser difícil de identificar, ser antisomático y hasta la fecha no se conoce un método para determinar en qué momento se desprenderá con exactitud. En el Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE), el Dr. Pedro Eduardo Alvarado Rubio Coordinador de Urgencias y Terapia Intensiva Adultos (CUTIA), tomando muestras con un holter, instrumento que almacena datos de la actividad eléctrica del corazón, a pacientes en la sala de Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), trabaja sobre la hipótesis de que generando un atractor a partir de dos derivaciones cardiacas podría ser posible diagnosticar e incluso predecir un evento de TEP. Entre los resultados obtenidos por el doctor Alvarado, se ha identificado que hay una diferencia apreciable entre un atractor de una persona sana respecto a una persona enferma o grave (1). Sin embargo, debido a que para obtener los datos del holter y posteriormente realizar las gráficas requiere de un largo proceso. El llegar a predecir el TEP no ha sido posible. Por lo que se propone en esta tesis realizar un sistema electrónico de monitoreo de la actividad eléctrica del corazón capaz de graficar dos derivaciones cardiacas en forma de atractor con un mínimo de retraso, lo que representa una reducción del tiempo de algunas horas a unos pocos segundos brindando además la ventaja

de la autonomía del sistema al graficar el atractor sin ningún tipo de intervención por parte del médico con lo que se espera se aceleré el proceso de investigación en esta área. En el capítulo 1 se resume la historia de los esfuerzos por identificar la actividad eléctrica del corazón y el desarrollo de los instrumentos para hacerlo posible. Se hablará del concepto de pacientes en estado crítico y que es la tromboembolia pulmonar. También se hará mención de algunas investigaciones que demuestran que es posible diferenciar la actividad eléctrica cardíaca de un sujeto de estudio sano de uno con enfermedad. En el capítulo 2 se explica el funcionamiento eléctrico del corazón a nivel celular, se explica cómo se obtiene la señal cardíaca a partir de un galvanómetro y se describen las derivaciones cardíacas usadas para obtener un diagnóstico médico. En el capítulo 3 se explica que es un electrocardiograma, en que consiste, como se conecta, que señal se obtiene, para que tipos de diagnósticos es útil y se muestra un ejemplo. En el capítulo 4 se explica que es un atractor, la teoría del caos, como reconstruir un atractor, cual es la dinámica de un sistema y se brevemente en que consiste el teorema de Takens. En el capítulo 5 se muestra el desarrollo del sistema desarrollado en esta tesis, cuáles son sus componentes tanto en hardware como en software, como se alambrió, se muestra un diagrama de su funcionamiento, se explica cómo funciona el programa que traza las gráficas incluyendo un diagrama de flujo y se muestran imágenes del sistema en funcionamiento. En el capítulo 6 se muestran algunas pruebas realizadas a pacientes con el dispositivo con permiso del Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos (ISSSTE) siendo supervisados en todo momento por el Dr. Pedro Alvarado Rubio. Finalmente, en el capítulo 8 damos nuestras conclusiones al respecto.

Objetivo

Desarrollar un sistema electrónico de monitoreo de actividad eléctrica del corazón, por medio de una interfaz con microcontrolador que servirá de comunicación hacia una computadora donde se graficaran dos derivaciones cardiacas en forma de atractor con un mínimo de retraso; para agilizar el estudio del atractor cardíaco.

1. Antecedentes

1.1. Historia

Todo comienza cerca del año 1600 DC. William Gilbert, Médico de la reina Elizabeth I, Presidente de la Universidad de Médicos Real y creador de la filosofía magnética, introduce el término eléctrica para los objetos que almacenan electricidad estática. (2)

Posteriormente se estudia la electricidad con los tejidos humanos y animales. Mediante pruebas con ranas, perros y hasta humanos, se fue avanzando en esta materia de la medicina, hasta lograr sistemas de detección o tratamiento de ciertas patologías cardíacas, como electrocardiógrafos o desfibriladores.

Mencionaremos algunos hechos que ocurrieron entre el siglo XIX y nuestros días que llevaron a la creación del electrocardiógrafo.

- En 1842 el físico italiano Carlo Matteucci, profesor en la Universidad de Pisa, muestra cómo la corriente eléctrica acompaña a cada latido cardíaco. Para esto, usó un nervio extraído de un anca de rana, empleándolo como sensor eléctrico. Cuando el músculo del anca se contraía se utilizaba como signo visual de la actividad eléctrica.
- Los anatomistas Rudolph von Koelliker y Heinrich Muller, confirmaron en 1856 que una corriente eléctrica acompaña a cada latido, al aplicar un galvanómetro en la base y ápice de un ventrículo expuesto, haciendo una prueba semejante a la de Matteucci. Pudieron observar una pequeña convulsión del músculo justo antes de la sístole ventricular y una mucho más pequeña después de la sístole. Esas sacudidas son causadas por las corrientes eléctricas, que en el electrocardiograma figuran como complejo QRS y ondas T.
- En 1872, un ingeniero eléctrico, llamado Alexander Muirhead, dice haber registrado un electrocardiograma, conectando alambres a la muñeca de un paciente febril.
- En 1878 John Burden Sanderson, fisiólogo británico, junto a Frederick Page, mediante el uso de un electrómetro capilar registran la corriente eléctrica del corazón y demuestran que cuenta de dos fases (QRS y T).
- Hacia finales del siglo XIX, Auguste Waller, fisiólogo británico, fue el primero en acercarse al corazón bajo el punto de vista eléctrico y publica el primer electrocardiograma humano, registrado con un galvanómetro capilar.
- William Bayliss y Edward Starling, fisiólogos británicos, del University College de Londres mejoran el galvanómetro capilar. Al conectarlo a la mano derecha muestran una “variación trifásica” que acompaña a cada latido (P, QRS y T). Además señalaron un

retraso de 0.13 segundos entre la estimulación atrial y la despolarización de los ventrículos (intervalo PR).

- En 1895 Willem Einthoven, diferencia cinco ondas, que él denomina P, Q, R, S y T, utilizando un voltímetro mejorado.
- En 1901, Einthoven inventa un galvanómetro a cuerda utilizando un filamento fino de cuarzo revestido en plata, para producir electrocardiogramas. Publica su primer artículo científico para comunicar la experiencia con el nuevo galvanómetro y su utilidad para registrar los potenciales cardíacos.
- Unos pocos años después, Einthoven comienza a transmitir electrocardiogramas desde el hospital a su laboratorio, a 1.5 km., vía cable de teléfono.
- En 1906, mediante el artículo "*Le telecardiogramme*" describe con detalle las aplicaciones clínicas del electrocardiograma. En él describió las características electrocardiográficas de varios desórdenes cardiovasculares como la hipertrofia ventricular y auricular izquierda y derecha, la onda U (reseñada por primera vez), las melladuras de QRS, las extrasístoles ventriculares, bigeminismo ventricular, el flutter auricular y el bloqueo completo. Esta publicación fue la que estableció las bases para los futuros informes que se desarrollaron sobre los electrocardiogramas.
- La compañía Cambridge Scientific Instruments en Londres fabricó por primera vez la máquina de Einthoven en 1911.
- En 1912 Einthoven describe un triángulo equilátero formado por sus derivaciones standard I, II, III que más adelante sería llamado el "Triángulo de Einthoven".
- En 1920 Hubert Mann explicó la derivación del 'monocardiograma' luego llamada 'vectorcardiograma'. Ese mismo año, Harold Pardee publicó el primer electrocardiograma de un Infarto Agudo de Miocardio y describiendo la onda T como alta que "comienza en un punto bien alto del descenso de la onda R".
- En 1924 Einthoven recibe el premio Nobel por inventar el electrocardiógrafo. Ese mismo año, basándose en la forma de la onda de pulso yugular en pacientes con bloqueo de segundo grado, Woldemar Mobitz publicó su clasificación de los bloqueos cardíacos (Mobitz tipo I y tipo II).
- En el año 1928, la compañía Frank Sanborn produce el primer electrocardiógrafo portátil. Pesaba unos 25 Kg. y funcionaba con una batería de automóvil de 6 V. (3)

1.1.1. Dispositivo Holter

Norman Holter, un doctor en Ciencias Físicas de Helena, (Montana, USA) entró a la historia de la cardiología moderna, gracias a su investigación en el campo de la electromedicina, en los primeros años de la década de los años cincuenta, en la Universidad de California, Los Ángeles, cuando logró captar las ondas electroencefalográficas del cerebro de ratas ambulantes, mediante receptores de radiofrecuencia, que recogían las señales de unos emisores, conectados al cerebro de estos animales. A continuación, el Doctor Holter desvió su atención hacia el corazón y el primer sistema utilizado se basaba en el mismo principio de la radiofrecuencia, apareciendo publicada su primera aplicación clínica por el sistema de radiotelemedicina en 1954, en el *Journal of Canadian Medical Association*.

Este primer sistema presentaba dos graves inconvenientes; uno el desvanecimiento de la imagen cuando el sujeto se alejaba del equipo receptor y más limitante aún, que el sistema transmisor que el sujeto debía cargar, pesaba alrededor de 40 Kg, haciéndolo inaplicable a cualquier paciente cardiológico. Estos inconvenientes fueron superados por una idea del Dr. Glasscock, de conectar al paciente a un receptor portátil transistorizado de poco peso, que grababa en una cinta magnética la señal electrocardiográfica, la cual podía ser analizada una vez finalizada la grabación.

Después de más de 60 años, estos principios de electrocardiografía dinámica ideados y desarrollados por Holter y colaboradores, permanecen prácticamente inalterables, aunque junto con la aparición de nuevos y más pequeños y versátiles equipos de grabación e interpretación computarizados ultrarrápidos.

Debido a que el corazón late en promedio 100.000 veces por día, la información obtenida es aproximadamente equivalente a 3.000 electrocardiogramas. El monitor registra la frecuencia y el ritmo cardíaco en el momento en que el paciente siente dolor en el pecho o tiene síntomas de arritmia. La lectura de estos datos le permite al médico determinar la naturaleza del problema cardíaco del paciente. (4)

1.2. Pacientes en Estado Crítico

El paciente grave o crítico, es aquel que tiene afectado uno o más sistemas de su cuerpo, lo que lo pone en riesgo vital o en riesgo de quedar con graves secuelas. El paciente crítico es un enfermo cuya condición patológica afecta uno o más sistemas, posee un riesgo alto atentando su vida, presenta condiciones de reversibilidad que hacen necesaria la aplicación de técnicas de monitorización, vigilancia, manejo y soporte vital avanzado. La atención del paciente en estado crítico plantea problemas de diagnósticos y terapéuticos específicos. Al evaluar inicialmente a un paciente se debe tener un esquema conceptual de las características de la disfunción de sus órganos

y sistemas que son comunes a alteraciones críticas. Además en la persona con insuficiencia de múltiples órganos la reanimación o la estabilización suele ser más importante que la definición inmediata del diagnóstico específico. (5)

1.3. Bibbin Xu, Sabir Jacquir, et al.

En el trabajo de investigación Analysis of an Experimental Model of In Vitro Cardiac Tissue Using Phase Space Reconstruction (6) los investigadores usaron un cultivo in vitro de células cardíacas de ratas recién nacidas sobre las que registraron el potencial de campo extracelular a través de una especie de electrocardiograma al que llaman MEA (Multi-Electrodes Array or Micro-Electrodes Array) (Ver Figura 1) el cual consta de 60 electrodos para registrar las señales eléctricas, más 8 pares de electrodos especializados en proporcionar una estimulación eléctrica externa.

El cultivo se realiza directamente sobre el MEA el cual estimula el tejido creando las condiciones para estudiar su funcionamiento normal y en presencia de una arritmia

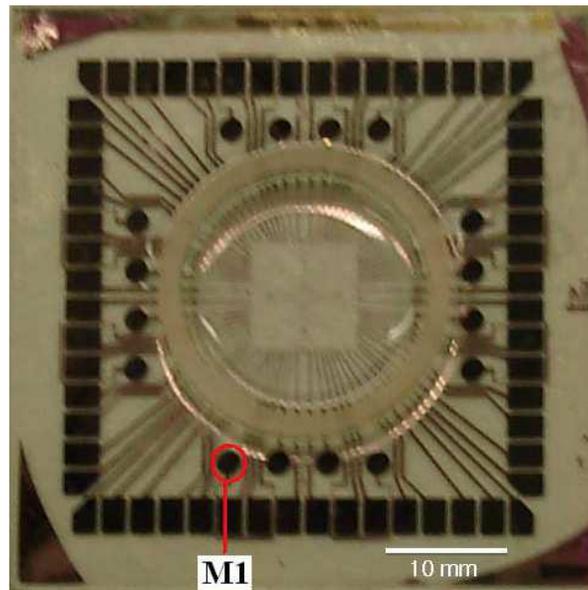


Figura 1 Sensor usado en la investigación (MEA) (6)

Decidieron estudiar la dinámica del potencial de campo extracelular usando el método de reconstrucción de fases para el cual para realizar las gráficas se utiliza una sola señal a la cual se le agrega un retardo T como se explica en el subtema que habla del Teorema de Takens. Usaron el método de función de autocorrelación para calcular el valor del retardo(T)

$$C(T) = C(0)e^{-kT}$$

Donde $C(0)$ Es calculado sin retardo. T Es obtenido cuando $C(T) = \frac{C(0)}{e}$ Por lo tanto $k = \frac{1}{T}$. Corresponde al tiempo requerido para que la función de autocorrelación disminuya a $1/e$ de su valor original

Lo que encontraron fue que cuando se presenta una arritmia el valor de T es más alto (78 ± 16 ms) que cuando el corazón funciona normalmente (44 ± 10 ms).

En una sección de su trabajo mostraron una representación 2D del espacio de fases para la señal normal y en presencia de arritmia en algunos electrodos, ya que aún que la dimensión del sistema es mayor por conveniencia gráfica se hizo de este modo.

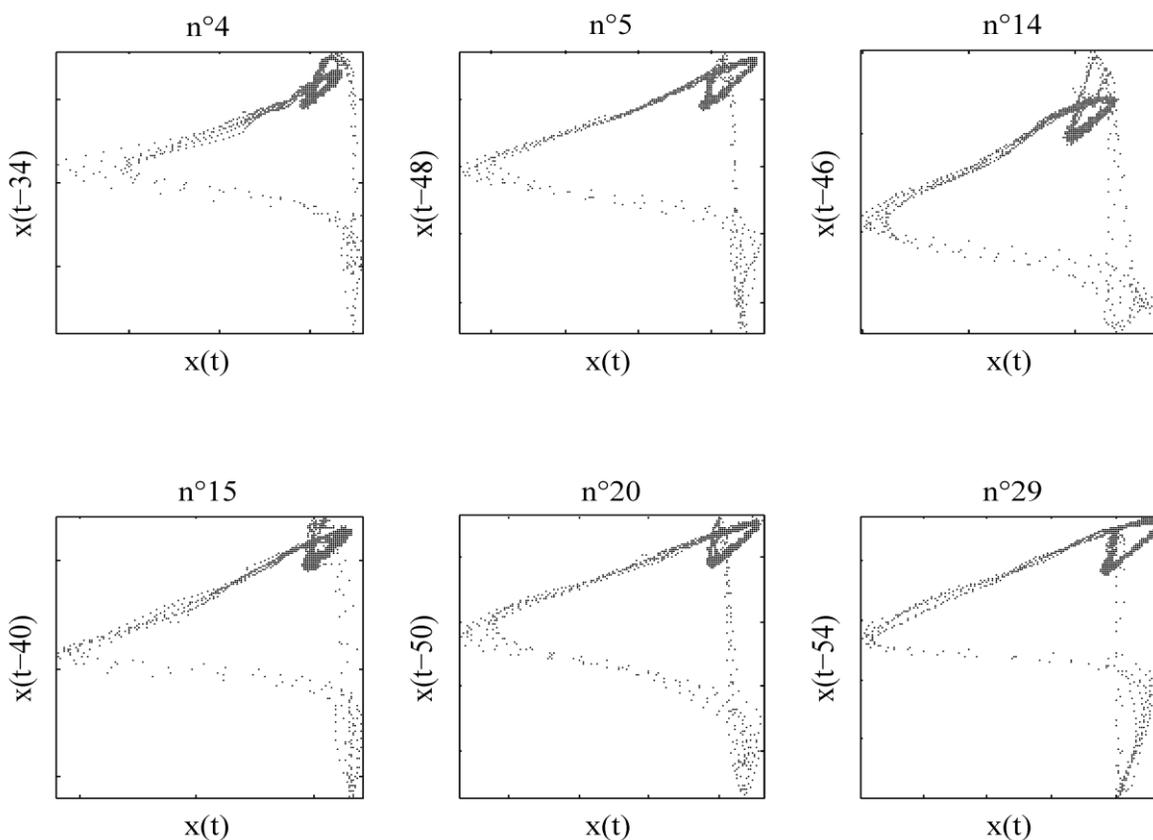


Figura 2 Ejemplo de la proyección 2D de la reconstrucción del espacio de fase de la señal normal. Tomando los electrodos 4, 5, 14, 15, 20 29 (6)

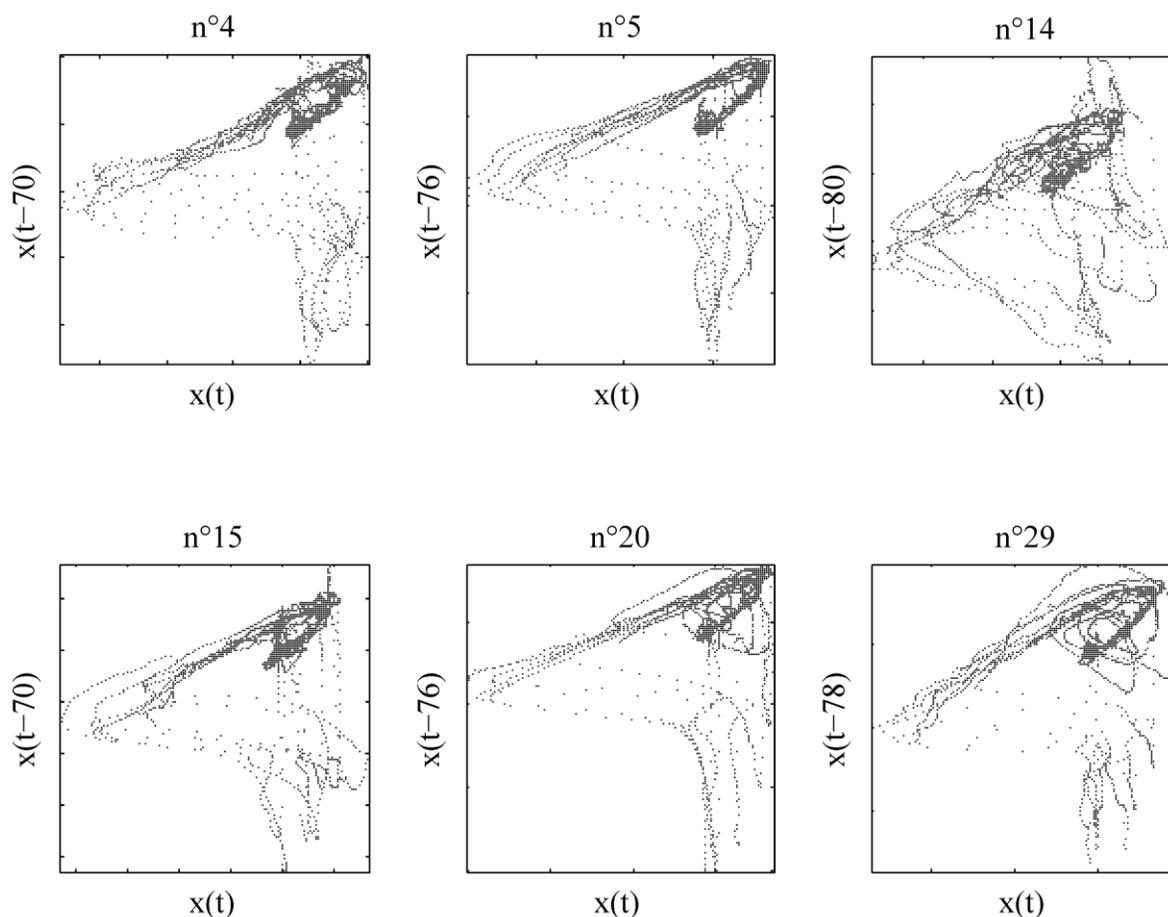


Figura 3 Ejemplo de la proyección 2D de la reconstrucción del espacio de fase de la señal con arritmia. Tomando los electrodos 4, 5, 14, 15, 20 29 (6)

Estas gráficas son de especial interés para lo que se pretende en esta tesis ya que la gráfica de atractor que se mostrará en el programa es similar a las obtenidas por Binbin Xu, et al (6), en las cuales se observa visualmente que hay un cambio en el atractor entre un “corazón” sano y uno enfermo (con arritmia).

1.4. Tromboembolia Pulmonar

La tromboembolia pulmonar (TEP) es la manifestación más grave de la enfermedad tromboembólica venosa donde la trombosis o trombón es la formación de un coágulo en el interior de un vaso sanguíneo y uno de los causantes de un infarto agudo de miocardio. También se denomina así al propio proceso patológico, en el cual, un agregado de plaquetas o fibrina obstruye un vaso sanguíneo. La TEP es una complicación de la trombosis venosa profunda (TVP). Se produce como consecuencia de la migración hasta el árbol arterial pulmonar de un trombo

procedente del territorio venoso, generalmente del sistema venoso profundo de las extremidades inferiores (EEII). Ambas expresiones clínicas, TEP y TVP, constituyen una misma entidad, la enfermedad tromboembólica venosa (ETV). Cuando en TEP sintomáticas se ha realizado sistemáticamente flebografía¹ de EEII, se ha demostrado TVP en alrededor del 80%; y ésta es en más de la mitad de los casos, asintomática. Se ha planteado que en los pacientes en quienes no se encuentran trombos, éstos pudieran proceder de otros territorios venosos, o bien que todo el material trombótico podría haber sido embolizado. A su vez, la mitad de los pacientes con TVP sintomática desarrollan TEP, muchos de ellas silentes². En la epidemiología de la ETV, revisada por White, cabe señalar los siguientes datos estimativos: su incidencia se sitúa en torno a un caso por cada 1.000 personas y año, y aumenta con la edad hasta llegar a un caso por cada 100 personas y año a los 85 años; a los 6 meses recurren aproximadamente el 7% de los casos, más en pacientes con cáncer, y la mortalidad a los 30 días es del 12%, generalmente asociada a cáncer, edad avanzada o comorbilidad³ cardiovascular. (7)

1.5. Dr. Alvarado y Dr. Mansilla

Dr. Pedro Eduardo Alvarado Rubio y Dr. Ricardo Mansilla Corona (8) utilizaron un holter de tres derivaciones cardiacas, una como observable, al obtener los datos usaron el teorema de Takens ya que como se explica en el subtema con el mismo nombre (4.5. Teorema de Takens) al no disponer del total de las series de tiempo del atractor⁴ cardiaco dicho teorema permite hacer uso de una sola derivación cardiaca obteniendo un atractor con características similares al original.

Calcularon el valor del retraso $T = tbu$ y la dimensión de inmersión n , encontrando que en todas las personas estudiadas el valor de T se mantenía entre 19 y 25, en cuanto al valor de n encontraron que en las personas sanas siempre se obtuvo un valor de 7 mientras que en pacientes el valor bajó entre 4 y 6 pendiente de su gravedad. Por lo que concluyeron que una persona sana presenta un atractor con mayor complejidad comparado con una persona enferma (1)

En su trabajo también graficaron proyecciones bidimensionales de los atractores de las cuales se muestran algunas a continuación:

¹ Definición: Técnica radiográfica que permite el estudio morfológico de la vena y el diagnóstico de los estados patológicos que puede sufrir mediante la inyección intravenosa de un medio de contraste opaco a los rayos. Tomado de <http://www.doctissimo.com>

² Definición: Silencioso, tranquilo, sosegado. Tomado de <http://www.wordreference.com>

³ Definición: La presencia de uno o más trastornos (o enfermedades) además de la enfermedad o trastorno primario. Tomado de <https://es.wikipedia.org/wiki/Comorbilidad>

⁴ Véase Atractores página 28

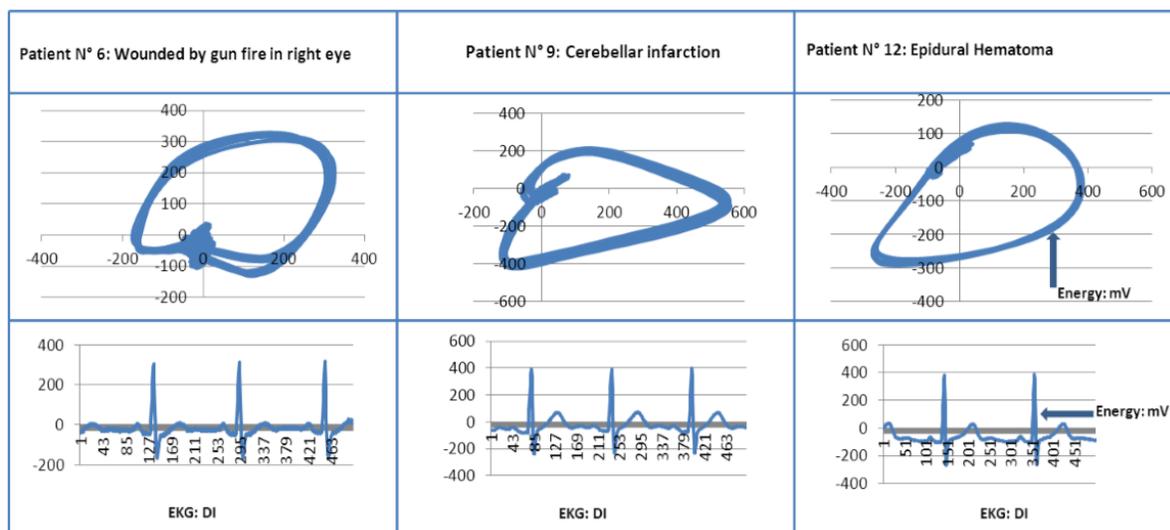


Figura 4 Atractores tomados por Alvarado y Mancilla (8)

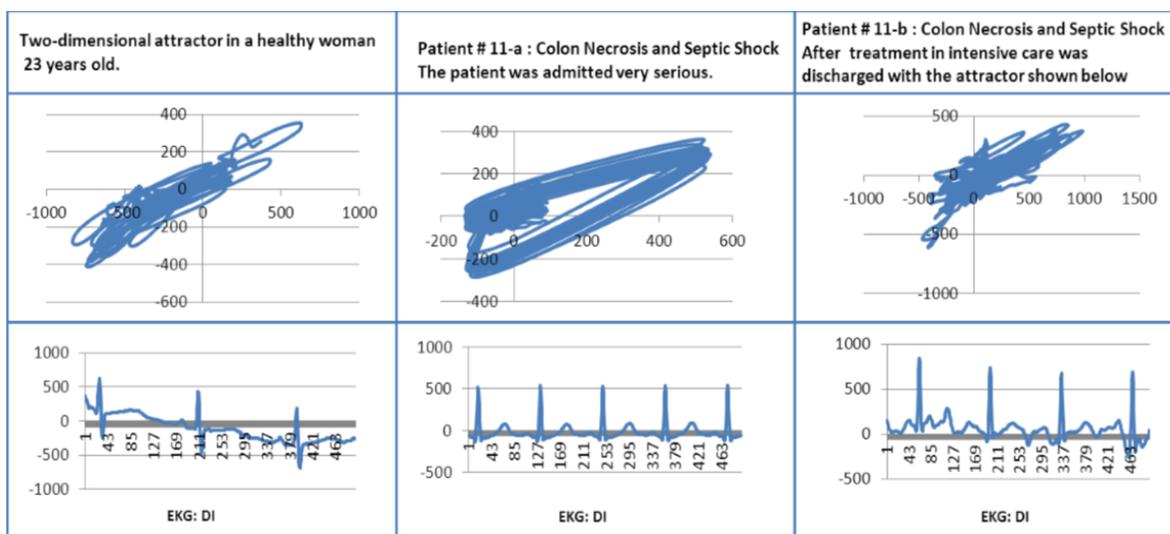


Figura 5 Atractores tomados por Alvarado y Mancilla (8)

Se puede observar en la figura 5 el paciente 11-a mostró un cambio en su atractor en estado grave y después del tratamiento pasando de un atractor menos complejo a otro con mayor complejidad 11-b.

En esta tesis se obtendrán el mismo tipo de gráficas, sobre las que demostraron Alvarado y Mansilla (8) que son de utilidad para observar entre un paciente enfermo, una persona sana y un cambio en su estado de salud.

1.6. Chirivella, Ortega-Becea, & Infante

En su trabajo titulado “Análisis no lineal de la frecuencia cardíaca fetal” Chirivella, Ortega-Becea e Infante (9) tomaron 60 registros de la frecuencia cardíaca de fetos humanos de los cuales 40 estaban sanos y 20 con restricción del crecimiento intrauterino, todos los fetos estaban entre las 30 y 42 semanas de gestación (9).

Hicieron pruebas que verifican que la dinámica de la frecuencia cardíaca fetal representa un sistema complejo, entre ellas comprobaron que el exponente de Lyapunov es positivo, este exponente sirve para verificar la sensibilidad a las condiciones iniciales de un sistema, la cual es una característica de los sistemas complejos.

“Estudios realizados en las últimas décadas sugieren que la frecuencia cardíaca es un sistema complejo, es decir, en su control interactúan numerosas variables, donde cualquier modificación en alguna de ellas, aún mínima, produce una evidente perturbación en el control cardiovascular, y este comportamiento complejo puede explicarse a partir de modelos no lineales” (9)

Utilizaron para la reconstrucción por espacio de fase, el método de retardo, el cual es mencionado en esta tesis en el subtema “5.5. Teorema de Takens”

Encontraron que un feto sano pose un atractor más complejo en comparación con un feto con restricción del crecimiento intrauterino (ver figura 6), esta conclusión concuerda con los resultados obtenidos por el Dr. Alvarado y Mansilla (1)

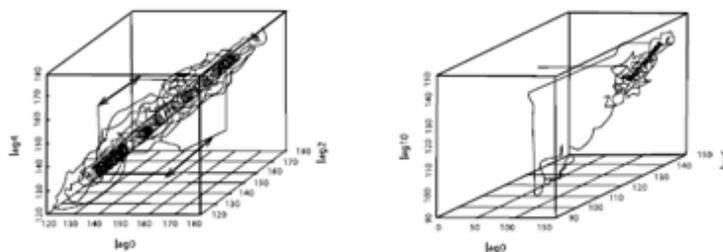


Figura 6 A la izquierda se observa el atractor para un feto sano, a la derecha el atractor para un feto con restricción del crecimiento intrauterino (9)

2. Actividad Eléctrica del Corazón

2.1. Comportamiento en las células cardiacas

Las células cardiacas (inicialmente siempre polarizadas negativamente) tienen una propiedad llamada excitabilidad que quiere decir que la célula cambia de polaridad eléctrica tras membrana cuando se tiene un estímulo adecuado como carga positiva que puede ser calcio (Ca^{+}) y/o sodio (Na^{+}) ambos con carga positiva, producen que se activen o se exciten las células, esto lo llamaremos despolarización ya que las células negativas se están despolarizando con carga positiva. Normalmente la célula tiene una carga negativa (-) en su interior y por su exterior tiene carga positiva (+). Los médicos conocen a esto PAT Potencial de Acción Transmembrana, esto nos indica que la célula en reposo tiene un potencial de acción que es la diferencia eléctrica en el voltaje que se encuentra en el interior y el exterior de la célula, normalmente son menos noventa mili volts (-90mV), es donde nos referimos que la célula está polarizada negativamente.

La célula cuando recibe un estímulo adecuado como canales de sodio (Na^{+}) con cargas positivas empieza a despolarizarse rápidamente, a perder carga negativa y ganando carga positiva, hasta llegar a un umbral donde ya perdió su carga negativa y ganó la carga positiva arre basando los cero milivoltios (0mV), en ese punto deja de entrar calcio y sodio, y la célula continúa expulsando potasio, repolarizandose hasta llegar a su polaridad y voltaje inicial de -90mV.

Durante la fase de despolarización la positividad se transmite a las células adyacentes provocando otra despolarización, repitiendo el proceso con todas las células adyacentes. Podríamos decir que se genera una corriente eléctrica que se transmite, posteriormente se producirá una repolarización que irá en sentido opuesto, de la última célula polarizada positivamente empezará a polarizarse negativamente así consecutivamente hasta llegar a la primera célula polarizada.

2.2. Funcionamiento de Corriente Eléctrica en una cadena de células de miocardio usando un Galvanómetro

Galvanómetro.- Instrumento que sirve para determinar la intensidad y el sentido de una corriente eléctrica mediante la desviación que esta produce en una aguja magnética.

Deflexión.- Cambio de dirección que sufre un haz de electrones o partículas cargadas a causa de un campo magnético.

Supongamos que del corazón extrajéramos un ventrículo para entender mejor el funcionamiento de la actividad eléctrica en el corazón.

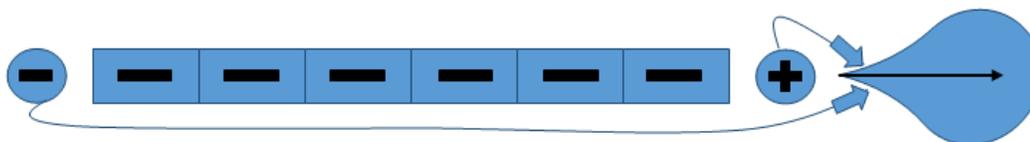


Figura 7 Galvanómetro en reposo con células negativas, sin cambio de dirección (10)

Con esto obtendremos un registro o varias células formadas en fila en posición horizontal polarizadas negativamente, en cada extremo se colocará un electrodo del galvanómetro, en el lado izquierdo el electrodo negativo y en el derecho el electrodo positivo, como nuestras células están en la posición inicial y esto quiere decir que están en reposo, están polarizadas todas de forma negativa, por ende nuestro galvanómetro está en neutro, no se mueve la aguja.

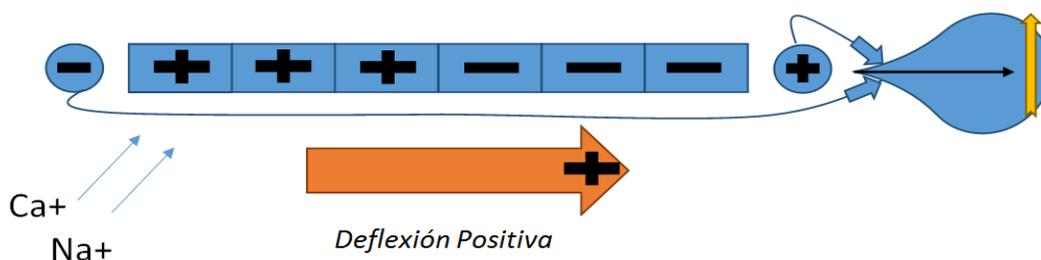


Figura 8 Galvanómetro con deflexión positiva (11)

Cuando se lleva el estímulo del calcio y sodio comienza la despolarización, se empiezan a cargar positivamente las células iniciando de izquierda a derecha, esto generará una deflexión positiva y dependiendo de la magnitud será nuestro resultado en nuestro galvanómetro.

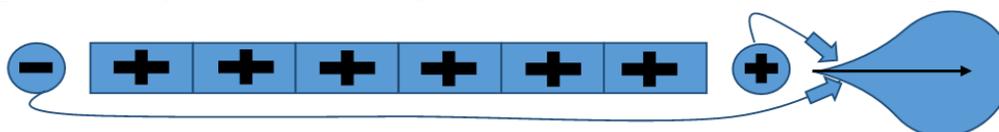


Figura 9 Galvanómetro en reposo con células positivas, sin cambio de dirección (12)

Continuando, el registro de células está cargado positivamente después del bombardeo de calcio y sodio, se dice que están despolarizadas positivamente, todas cambiaron su signo de negativo a positivo y nuestro galvanómetro se encuentra en posición neutral.

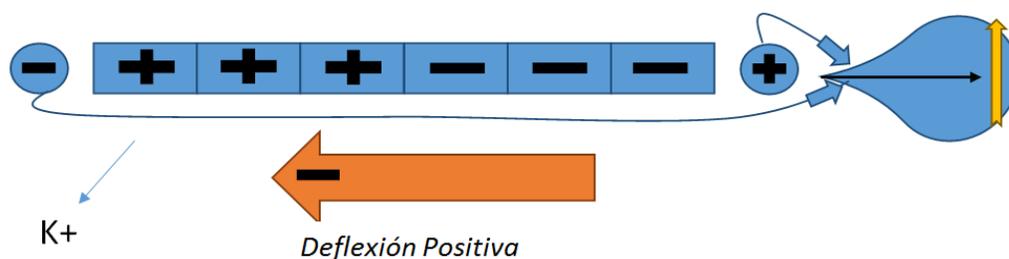


Figura 10 Galvanómetro con deflexión positiva, células en repolarización (13)

En la siguiente fase comienza una repolarización, las cargas cambiarán progresivamente a polaridad negativa, en el ventrículo del corazón ocurre que las últimas en polarizarse son las primeras en despolarizarse, en nuestro galvanómetro tendríamos una deflexión positiva porque la carga eléctrica se dirige hacia el electrodo del galvanómetro que tiene su misma carga, es decir el electrodo negativo se dirige la corriente negativa. En el último caso el registro estaría re polarizado negativamente y el galvanómetro se encontraría en posición neutral.

Con esto se explicó el comportamiento en una hilera de células pero en la situación real nos encontramos con conjuntos de células. Los vectores que usaremos para explicar el comportamiento variarán de la velocidad de la corriente eléctrica. Será posible observar que prácticamente es lo mismo como en una cadena de células, se obtiene una deflexión positiva y una entrada masiva de calcio y sodio despolarizando las células.

En resumen, cuando un vector eléctrico se desplaza hacia el electrodo de carga similar la deflexión es positiva, lo contrario sería que el vector con carga contraria al electrodo que se dirige sería deflexión negativa.

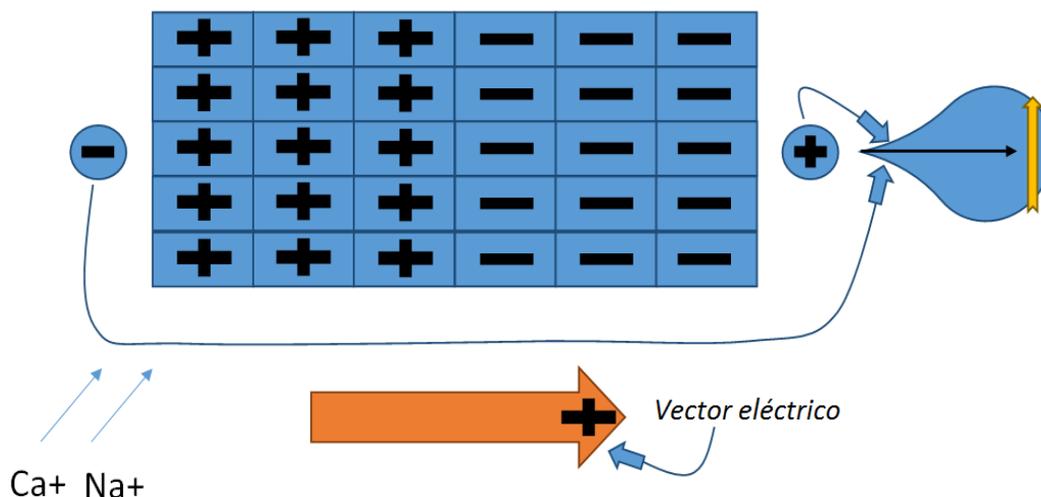


Figura 11 Conjunto de células mostrando la despolarización, deflexión positiva (14)

2.3. Vectores eléctricos en un ciclo cardiaco, actividad eléctrica global del corazón

El corazón tiene cuatro cavidades, la aurícula derecha, la aurícula izquierda, el ventrículo derecho y en ventrículo izquierdo.

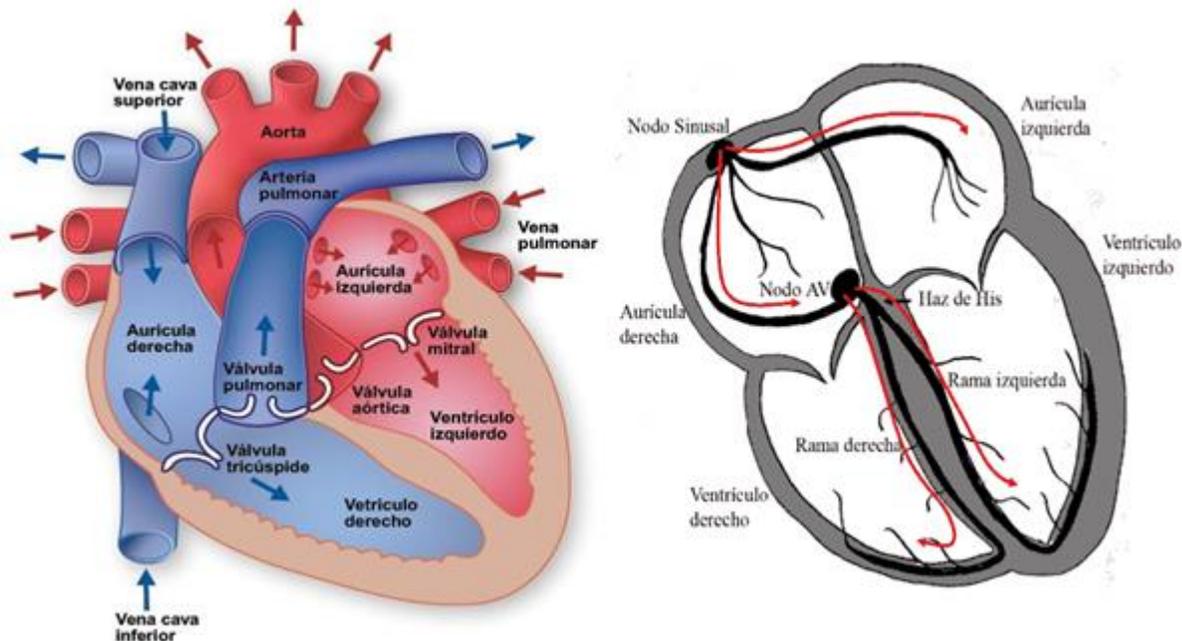


Figura 12 Anatomía del corazón y Sistema de conducción eléctrica del corazón (15)

El sistema de conducción eléctrica del corazón inicia en la aurícula derecha con el nodo sinusal, permitiendo que el impulso generado en el nodo sinusal (SA) sea propagado y estimule al miocardio (el músculo cardíaco), el NS va produciendo impulsos normalmente de 60 impulsos por minuto, esto genera una onda de despolarización, son múltiples estímulos en las células, para la onda dentro de las células miocárdicas formando el vector resultante que va hacia abajo a la izquierda en dirección al nodo auroventricular.

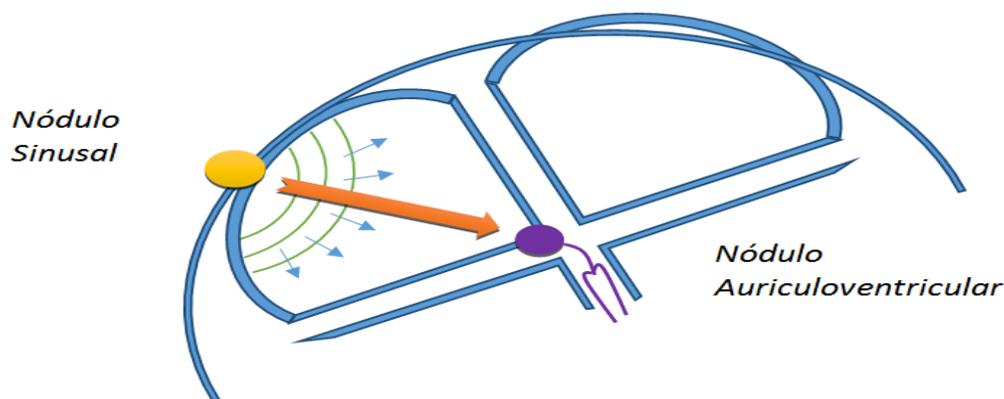


Figura 13 Ejemplo de comportamiento Nódulo Sinusal (16)

El mismo impulso eléctrico que inicio en el nódulo sinusal, llega a estimular el nódulo auroventricular donde este tiene un tejido especializado en la conducción para la entrada del impulso eléctrico recibido de manera que sufre un retraso en el impulso de despolarización, esto se debe a que está constituido por células pequeñas y múltiples donde nexos de la unión eléctrica, entre las mismas células, son pocos y su despolarización depende del calcio, esto afecta a la velocidad de la conducción por que los canales del calcio son más lentos que los del sodio, la despolarización tarda aproximadamente 0.1 segundo en pasar a través del módulo auroventricular, este retraso se produce porque durante la despolarización auricular se da la sístole auricular y tiene que haber un lapso para completar la contracción de las aurículas para que se coordine el paso de sangre con los ventrículos, si pasara muy rápido se contraería y no sería posible el paso de unas cavidades a otras de la sangre a través de las válvulas auricoventriculares.

El nódulo auroventricular es también como un filtro para el paso de la despolarización de las aurículas y ventrículos ya que así la corriente eléctrica solo circula por los canales necesarios como el haz de His.

A continuación, el pulso generado y transmitido por las células llega al haz de His que se divide en rama derecha, rama izquierda y red de Purkinje como lo muestra la Figura 12, este mecanismo está formado por células que están especializadas en conducción rápida ya que son células más grandes, son menores los nexos de unión eléctrica entre ellas, son mayores en número y la despolarización depende del sodio cuyos canales son más rápidos. La despolarización de los ventrículos se debe tener en cuenta que se da en tres fases, una es la despolarización del septo, otra es la despolarización de la zona apical de los ventrículos y en tercer lugar la despolarización de la zona basal de los ventrículos, esto dará lugar a tres vectores. El septo inicia por la zona fibrosa y muscular encontradas por donde se encuentra el haz de His. La despolarización se da desde la rama izquierda que empieza a estimular las células musculares del septo con una dirección del nódulo sinusal. Las ramas del haz de His se despolarizan de forma casi simultánea causando su contracción. Consiste en una estimulación coordinada del miocardio que permite la eficaz contracción del corazón, permitiendo de ese modo que la sangre sea bombeada por todo el cuerpo.

2.4. Derivaciones Cardiacas del Electrocardiograma

En el Electrocardiograma, las derivaciones cardiacas son el registro de la diferencia de potenciales eléctricos entre dos puntos, ya sea entre dos electrodos (derivación bipolar) o entre un punto virtual y un electrodo (derivaciones monopares).

Es importante saber que las derivaciones cardiacas no se deben analizar por separado, si no en el conjunto de todo el electrocardiograma, ya que cada derivación es un punto de vista distinto del mismo estímulo eléctrico.

En dependencia del plano eléctrico del corazón que registren, nos encontramos con las derivaciones de las extremidades (plano frontal) y las derivaciones precordiales (plano horizontal).

2.4.1. Derivaciones de las Extremidades o del Plano Frontal

Las derivaciones del electrocardiograma que se obtienen de los electrodos colocados en las extremidades. Estas derivaciones aportan datos electrocardiográficos del plano frontal. Las derivaciones de las extremidades se dividen en: Derivaciones bipolares, también llamadas clásicas o de Einthoven y derivaciones monopolares aumentadas.

2.4.2. Derivaciones Bipolares Estándar del Electrocardiograma

Son las derivaciones cardiacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven. Registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes.

- D1 ó I: Diferencia de potencial entre brazo derecho y brazo izquierdo. Su vector está en dirección a 0° .
- D2 ó II: Diferencia de potencial entre brazo derecho y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 60° .
- D3 ó III: Diferencia de potencial entre brazo izquierdo y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 120° .

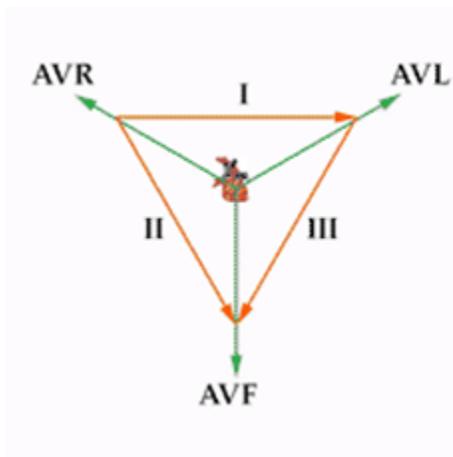


Figura 14 Derivaciones de extremidades y Triángulo de Einthoven (17)

2.5. Triángulo y Ley de Einthoven

Las tres derivaciones bipolares forman, en su conjunto, lo que se denomina el Triángulo de Einthoven (inventor del Electrocardiograma). Estas derivaciones, guardan una proporción matemática, reflejada en la Ley de Einthoven que nos dice: $D_2 = D_1 + D_3$.

Esta ley es de gran utilidad cuando se interpreta un Electrocardiograma. Permite determinar si los electrodos de las extremidades están bien colocados, pues si se varía la posición de algún electrodo, esta ley no se cumpliría, permitiéndonos saber que el ECG está mal realizado.

3.5.1 Derivaciones monopolares aumentadas

En el Electrocardiograma las derivaciones monopolares de las extremidades registran la diferencia de potencial entre un punto teórico en el centro del triángulo de Einthoven, con valor de 0 y el electrodo de cada extremidad, permitiendo conocer el potencial absoluto en dicho electrodo.

A estas derivaciones en un inicio se les nombró VR, VL y VF. La V significa Vector, y R, L, F: derecha, izquierda y pie (en inglés). Posteriormente se añadió la *a* minúscula, que significa amplificada (las derivaciones monopolares actuales están amplificadas con respecto a las iniciales).

- aVR: Potencial absoluto del brazo derecho. Su vector está en dirección a -150° .
- aVL: Potencial absoluto del brazo izquierdo. Su vector está en dirección a -30° .
- aVF: Potencial absoluto de la pierna izquierda. Su vector está en dirección a 90° .

3.5.2. Derivaciones Precordiales o Derivaciones del plano horizontal

Las derivaciones Precordiales del Electrocardiograma son seis. Se denominan con una V mayúscula y un número del 1 al 6. Son derivaciones monopolares, registran el potencial absoluto del punto donde está colocado el electrodo del mismo nombre. Son las mejores derivaciones del electrocardiograma para precisar alteraciones del Ventrículo Izquierdo, sobre todo de las paredes anterior y posterior. En el electrocardiograma normal, en las derivaciones precordiales, los complejos QRS son predominantemente negativos en las derivaciones V1 y V2 (tipo rS) y predominantemente positivos en V4 a V6 (tipo Rs).

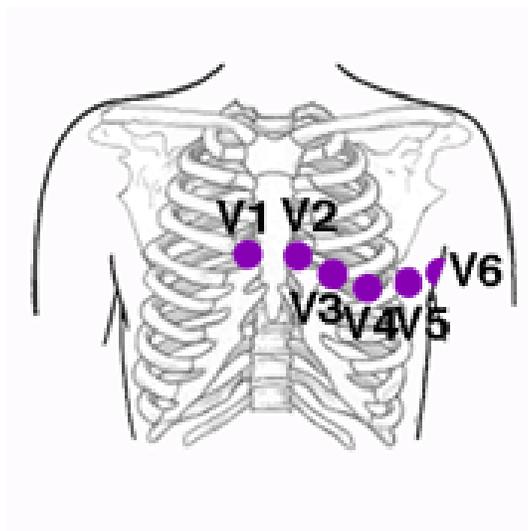


Figura 15 Derivaciones Precordiales y sus respectivos Electroodos (18)

3.5.3. Derivaciones Precordiales

- **V1:** Esta derivación del Electrocardiograma registra potenciales de las aurículas, de parte del tabique y pared anterior del ventrículo derecho. El QRS presenta una Onda R pequeña (despolarización del Septo Interventricular) seguida de una Onda S profunda.
- **V2:** El electrodo de esta derivación precordial, está encima de la pared ventricular derecha, por tanto, la Onda R es ligeramente mayor que en V1, seguida de una Onda S profunda (activación ventricular izquierda).
- **V3:** Derivación transicional entre potenciales izquierdos y derechos del ECG, por estar el electrodo sobre el septo interventricular. La Onda R y la Onda S suelen ser casi iguales (QRS isobifásico).
- **V4:** El electrodo de esta derivación está sobre el ápex del ventrículo izquierdo, donde es mayor el grosor. Presenta una Onda R alta seguida de una Onda S pequeña (activación de Ventrículo Derecho).
- **V5 y V6:** Estas derivaciones del electrocardiograma están situadas sobre el miocardio del Ventrículo Izquierdo, cuyo grosor es menor al de V4. Por ello la Onda R es menor que en V4, aunque sigue siendo alta. La onda R está precedida de una onda q pequeña (despolarización del Septo).

Bibliografías Capítulo 3: (19) - (20) - (21) - (22)

3. Electrocardiograma

3.1. Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es una prueba que registra la actividad eléctrica del corazón. “Cada latido produce una actividad eléctrica y con un electrocardiógrafo podemos ver cómo es esa actividad y si hay alteraciones del ritmo cardiaco”, explica Juan Cosín, vocal de la sección de Cardiología Clínica y Extrahospitalaria de la Sociedad Española de Cardiología (SEC). La Electrocardiografía es la técnica de elección para los estudios como:

- Pacientes con dolor en la región del tórax que corresponde al corazón.
- En pérdidas pasajeras del conocimiento que va acompañada de una paralización momentánea de los movimientos del corazón y de la respiración.
- Cuando se tiene la sensación incómoda que es consciente de su propio latido cardíaco y ahogo o dificultad en la respiración.
- En el diagnóstico de las arritmias cardíacas, un trastorno de la frecuencia cardíaca (pulso) o del ritmo cardíaco donde el corazón puede latir demasiado rápido (taquicardia), demasiado lento (bradicardia) o de manera irregular
- En las alteraciones de la conducción cardíaca que son los músculos cardíacos que hacen que se contraiga
- Los síndromes de preexcitación y los trastornos de la membrana muscular asociadas con mutaciones en los canales de calcio, sodio o potasio.
- La evaluación de la evolución y la respuesta al tratamiento de todos los tipos de afectaciones cardíacas y de otras enfermedades, como diferentes situaciones ejemplo los desequilibrios electrolíticos, la administración de fármacos, el deporte, la evaluación quirúrgica, etc.
- En estudios epidemiológicos y de control (chequeos).

Por otro lado, se pueden observar algunas alteraciones sutiles del ECG sin evidencia de enfermedad cardíaca. En esos casos se debe ser cuidadoso y antes de considerar una alteración inespecífica han de descartarse algunas enfermedades, como la cardiopatía isquémica, las canalopatías (QT largo, síndrome de Brugada, etc.) o los síndromes de preexcitación. Por lo tanto, es necesario leer los registros ECG al tiempo que se tiene presente el contexto clínico y deben realizarse, si es necesario, registros secuenciales. (23)

El ECG es una prueba no invasiva para registrar la actividad eléctrica del corazón, puede suministrar información sobre el corazón y su funcionamiento. Con este estudio es posible averiguar más sobre el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón

y el músculo cardíaco. El ECG de una persona sana presenta un trazo particular que se muestra en la *Figura 16*.

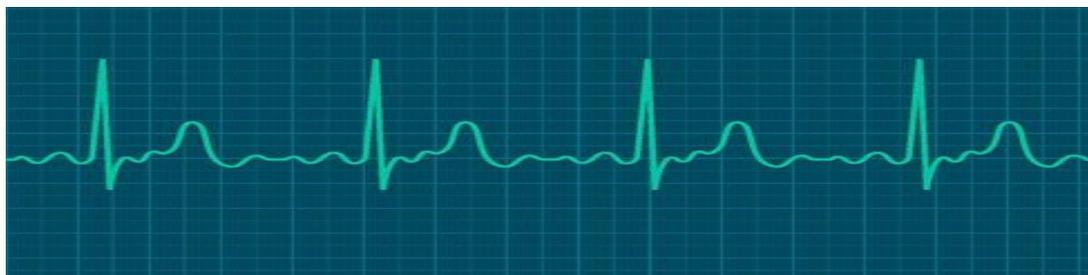


Figura 16 Electrocardiograma persona sana (24)

Cuando se producen cambios en ese trazo, el médico puede determinar si existe un problema. Por ejemplo, durante un ataque cardíaco, la actividad eléctrica del corazón cambia y ese cambio se registra en el ECG. Consiste en el registro y visualización del trazo de las corrientes eléctricas que se generan en las células del corazón, y su conducción a través del tejido del corazón.



Figura 17 Electrocardiógrafo 6 canales - 12 derivaciones (25)

El ECG es llevado a cabo a partir de unos electrodos (conductores eléctricos) aplicados en la superficie de la piel, habitualmente en ambos brazos y piernas y sobre el tórax. Dentro del corazón minúsculos impulsos eléctricos controlan la función del corazón de expansión y contracción del músculo cardíaco para bombear la sangre al cuerpo. Los electrodos colocados sobre la piel pueden detectar estos impulsos y transmitirlos al electrocardiógrafo por medio de cables. Acto seguido, un electrocardiógrafo que incluye una aguja que se mueve arriba y abajo a lo largo de una extensa tira de papel que atraviesa el aparato a un ritmo constante convierte estos impulsos en puntas y depresiones (trazo). Cada ciclo cardíaco o latido se registra como una serie

concreta de puntas y depresiones. En la siguiente imagen se muestra un ejemplo de un ECG con infarto agudo.

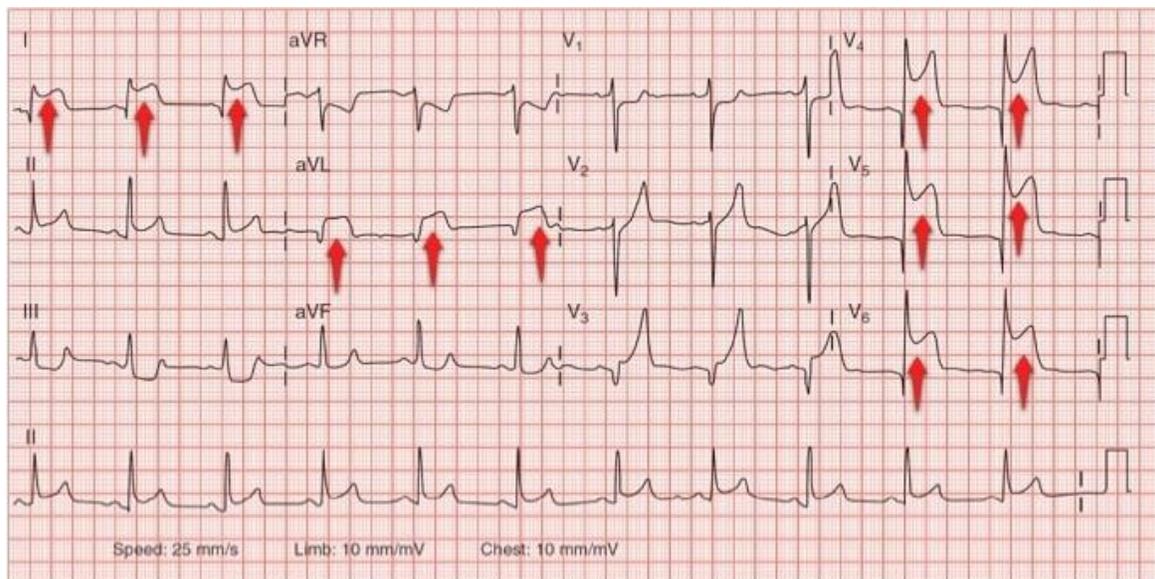


Figura 18 ECG, infarto agudo (26)

4. Atractores

En los sistemas dinámicos, un atractor es un conjunto de valores numéricos hacia los cuales un sistema tiende a evolucionar, dada una gran variedad de condiciones iniciales en el sistema. Para que un conjunto sea un atractor, las trayectorias que le sean suficientemente próximas han de permanecer próximas incluso si son ligeramente perturbadas. Geométricamente, un atractor puede ser un punto, una curva, una variedad o incluso un conjunto complicado de estructura fractal conocido como atractor extraño. La descripción de atractores de sistemas dinámicos caóticos ha sido uno de los grandes logros de la teoría del caos. La trayectoria del sistema dinámico en el atractor no tiene que satisfacer ninguna propiedad especial excepto la de permanecer en el atractor; puede ser periódica, caótica o de cualquier otro tipo.

Los conjuntos invariantes y los conjuntos límite son conceptos muy relacionados con el de atractor:

- Un conjunto invariante es un conjunto que evoluciona hacia sí mismo cuando está sujeto a la legalidad del sistema dinámico. Los atractores pueden contener conjuntos invariantes.
- Un conjunto límite es el estado al que llega el sistema después de un tiempo infinito. Los atractores son conjuntos límite, pero no todos los conjuntos límite son atractores: es posible que un sistema converja hacia un conjunto límite, pero que, una vez instalado en él, sufra pequeñas perturbaciones que lo alejen definitivamente del conjunto.

4.1. Tipos de Atractores

Los atractores son partes del espacio de fases del sistema dinámico. Hasta los años 60, se creyó que los atractores eran conjuntos geométricos del espacio de fases (puntos, líneas, superficies o volúmenes) y que los conjuntos topológicamente extraños eran frágiles anomalías. El punto fijo y el ciclo límite son atractores simples o clásicos. Cuando los conjuntos son complicados de describir, nos encontramos ante un atractor extraño.

- Atractores clásicos

En los atractores clásicos, todas las trayectorias convergen en un único punto, es decir, todas las trayectorias terminan en un estado estacionario.

- Punto fijo

Un punto fijo o punto de equilibrio es el punto correspondiente al estado del sistema que permanece constante el tiempo. Ejemplos: el estado final de una piedra que cae, un péndulo o un vaso con agua.

- Ciclo límite

Un ciclo límite es una órbita periódica del sistema que está aislada. Ejemplos: el circuito de sintonía de una radio.

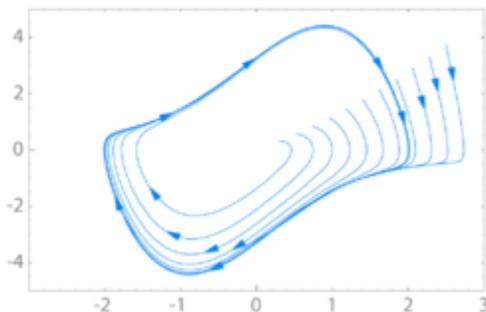


Figura 19 Atractor Ciclo límite (27)

- Toro límite

Una trayectoria periódica de un sistema puede ser gobernada por más de una frecuencia. Si dos de estas frecuencias forman una fracción irracional (es decir, si son inconmensurables), la trayectoria no se cerrará y el ciclo límite se convertirá en un toro.

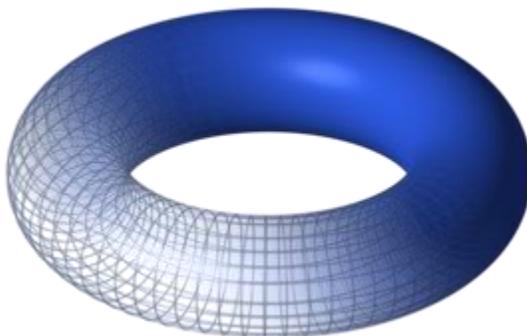


Figura 20 Atractor Toro límite (28)

- Atractor extraño

A diferencia de los atractores clásicos, los atractores extraños tienen estructura a todas las escalas. Un atractor es extraño si tiene dimensión de Hausdorff no entera (o "fractal") o si la dinámica en el atractor es caótica. Véase Figura 21 Atractor de Lorenz (29)

Bibliografías Atractores Cap. 5 & 5.1:

(30) - (31) - (32) - (33) - (34) - (35) - (36) - (37) - (38)

4.2. Teoría del Caos

La teoría del caos es la ciencia de las sorpresas o de lo no lineal y de lo impredecible, lo que la teoría del caos nos enseña siempre esperar lo inesperado mientras que la ciencia más tradicional se encarga de fenómenos supuestamente predecibles tales como la gravedad, la electricidad o las reacciones químicas. La teoría del caos se encarga de las cosas no lineales que son imposibles de controlar o predecir como las turbulencias, el clima, la bolsa de valores, estados mentales, estado de salud, etc. Estos fenómenos son a menudo descritos como matemáticas fractales lo cual captura la infinita complejidad de la naturaleza, muchos objetos nos muestran propiedades fractales como las nubes, los árboles, los ríos, nuestros órganos así como muchos de nuestros sistemas que estamos involucrados se rigen por comportamientos caóticos y complejos. Inicialmente la teoría del caos no busca la unificación de patrones en los sistemas sino se enfoca en la dependencia sensitiva en las condiciones iniciales significando que un cambio de un minuto en las condiciones iniciales de un sistema puede tener efectos dramáticos sobre el comportamiento de ese a través del tiempo, un ejemplo sería el clima donde se ha estudiado constantemente para ser capaces de predecir las condiciones climáticas.

Edward Norton Lorenz (23 de mayo de 1917 – 16 de abril de 2008) fue un matemático y meteorólogo estadounidense, pionero en el desarrollo de la teoría del caos. Él trabajaba en predicciones del clima en 1961 donde él usaba una computadora "Royal McBee" para realizar los cálculos donde tenía 12 variables recursivas para simular aspectos rudimentarios del tiempo en su sistema con tal de predecir el clima, al terminar su simulación volvió a introducir la predicción con los valores de la mitad de la simulación inicial, los patrones climáticos que la computadora había predijo eran muy diferentes a la simulación inicial, tratando de descubrir la causa, por medio de la ingeniería inversa notó que había ingresado los datos solo hasta el 3er decimal solo que en la primera simulación introdujo los datos usando 5 decimales, siendo diferencias relativamente pequeñas, con el pensamiento de esa época se debió de tener un pequeño impacto en las predicciones resultantes si es que lo había.

Los sistemas no lineales son mucho más difíciles de describir ya que las ecuaciones matemáticas no se pueden combinar para hacer nuevos sistemas como con los sistemas lineales, este fenómeno ha sido observado en diferentes áreas como en la dinámica de fluidos, el movimiento de los planetas, los ciclos económicos y la relatividad general sin embargo no fue hasta el siglo XX donde se empezaron a desarrollar técnicas matemáticas para tratar de explicar estos sistemas.

Edward Lorenz estaba buscando una manera de modelar la acción del comportamiento caótico de un sistema gaseoso. Lorenz tomó algunas ecuaciones "Navier-Stokes", del campo de la física de la dinámica de fluidos. Los simplificó y consiguió como resultado el siguiente sistema tridimensional:

$$Dx / dt = \text{delta} * (y - x)$$

$$Dy / dt = r * x - y - x * z$$

$$Dz / dt = x * y - b * z$$

Aquí el delta representa el "número de Prandtl". Este número, es la relación de la viscosidad fluida de una sustancia a su conductividad térmica (nombrada después de Ludwig Prandtl, un físico alemán). El valor que Lorenz utilizó fue 10. La variable r representa la diferencia de temperatura entre la parte superior e inferior del sistema gaseoso. El valor usualmente usado en los atractores Lorenz de muestra como el que se muestra aquí es 28. La variable b es la relación entre la anchura y la altura de la caja que se utiliza para contener el gas en el sistema gaseoso. Lorenz pasó a elegir 8/3, que ahora es el número más común utilizado para dibujar el atractor.

La x resultante de la ecuación representa la velocidad de rotación del cilindro, y representa la diferencia de temperatura en lados opuestos del cilindro, y la variable z representa la desviación del sistema de una línea gráfica vertical lineal representando la temperatura. Trazar las tres ecuaciones diferenciales requiere el uso de una computadora. Trazado en un plano tridimensional, una forma diferente a cualquier otra forma. En lugar de una simple estructura geométrica o incluso una curva compleja, la estructura ahora conocida como el Atractor de Lorenz se teje dentro y fuera de sí misma. Proyectado en el plano XZ, el atractor se parece a una mariposa. En el plano YZ, se asemeja a una máscara de búho. La proyección XY es útil principalmente para vislumbrar la tridimensionalidad del atractor. Se parece a dos platos de papel, en planos paralelos pero diferentes, conectados por un hilo de cuerda. A medida que se dibuja el Atractor de Lorenz, se dibujará una hebra desde un punto y comenzará a tejer el contorno del ala derecha de la mariposa. Luego gira sobre el ala izquierda y dibuja su centro. El atractor continuará tejiendo hacia adelante y hacia atrás entre las dos alas, su movimiento aparentemente al azar, su acción misma refleja el caos que impulsa el proceso.

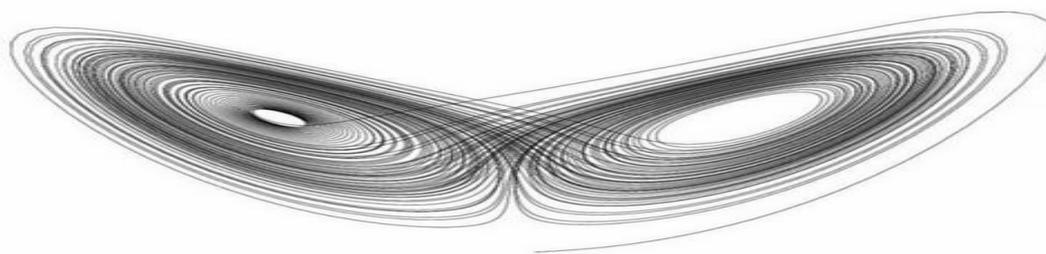


Figura 21 Atractor de Lorenz (29)

Gracias al ejemplo de Lorenz sabemos que diferencias mínimas en las condiciones iniciales pueden producir resultados muy diferentes pero la teoría del caos también sugiere si puede entender todas las variables que afectan a un sistema el patrón fundamentalmente del sistema se revelara y será más fácil de entender y predecir resultados siendo esto imposible. (39)

4.3. Reconstrucción de un atractor por espacio de fase

Un espacio fase es una construcción matemática que permite visualizar en un sistema coordenado los estados de un sistema, donde a cada punto le corresponde un estado de este, entendiendo como estado a la información necesaria para describir un sistema en un momento determinado (40).

Debido a que contamos con dos señales cardiacas el atractor del corazón se obtendrá a partir de ellas, usando una señal para el eje X y la otra para el eje Y obteniendo una gráfica bidimensional como la que se muestra a continuación

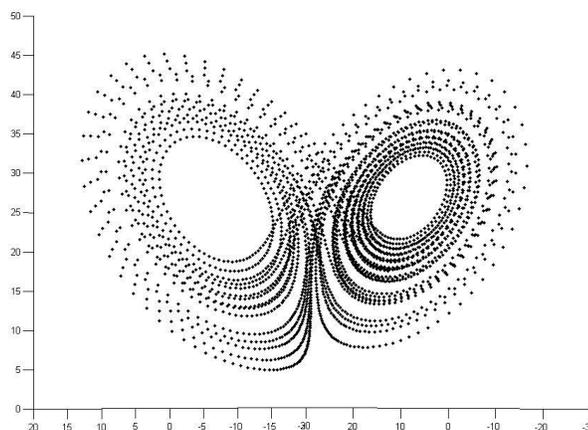


Figura 22 Atractor Lorenz en su proyección XZ, ejemplo atractor bidimensional (41)

4.4. Dinámica del sistema

Al analizar un fenómeno en donde interesa conocer su dinámica, su evolución en el tiempo, con el fin de poder entender e incluso predecir su comportamiento futuro, nos encontramos con que pueden estar involucradas una gran cantidad de parámetros que hacen muy complejo e impracticable el desarrollo de un modelo matemático. Como ejemplo tomando como sistema al corazón hay un número considerable de parámetros que involucran su funcionamiento de manera directa o indirecta, tales como; El musculo cardiaco, la oxigenación en la sangre, la actividad física, la actividad eléctrica, la genética e incluso la alimentación.

De manera que se requiere reducir el sistema utilizando los parámetros más significativos de la dinámica del fenómeno sobre los cuales el modelado sea suficientemente eficaz para todavía poder entenderlo y predecirlo. En este caso para el corazón el método más usado de diagnóstico suele ser la interpretación del electrocardiograma que obtiene como parámetro la actividad eléctrica del corazón, sobre la cual trabajamos en esta tesis.

Sin embargo, a pesar de hacer esta reducción nos encontramos con que aún puede haber una gran cantidad de variables o por lo menos difíciles de obtener. En nuestro caso, se ha dicho que la dinámica eléctrica del corazón se aprecia desde diversos ángulos a través de las derivaciones cardiacas y que cada una de ellas aporta información concreta sobre alguna zona del corazón, por lo que describir el sistema por completo requiere del conjunto de derivaciones.

Pese a esto, utilizar todas las derivaciones no es viable para el proyecto debido al elevado costo de un electrocardiograma, por lo que se hará uso de sólo dos derivaciones, enfrentándonos a un problema ya que no se tendrá la información completa del sistema con lo que la gráfica del atractor que se pretende estudiar en esta tesis podría no permitir observar o predecir el estado del mismo adecuadamente.

4.5. Teorema de Takens

El teorema de Takens nos dice que bajo condiciones muy generales del sistema basta con conocer una o algunas de las variables involucradas, permitiendo reconstruir la dinámica original del sistema completo y con ello su atractor, el cual es de nuestro interés.

El método de inmersión de Takens nos dice que si se conoce una de las componentes de las trayectorias, digamos que tenemos un sistema X , Y y Z donde sólo conocemos la variable X , a partir de su serie de tiempo se construye una colección de vectores de tiempo del tipo:

$$Y(x) = (X_t, X_{t-T}, \dots, X_{t-(n-1)T})$$

El conjunto de estos vectores produce un atractor equivalente al original, el cual aún que no es igual, conserva sus características topológicas, lo que aún permite obtener conclusiones validas al estudiarlo, a pesar de no disponer de todas las variables (42).

Como se observa en la ecuación para la construcción de estos vectores se requiere conocer los parámetros T y n .

El primero se encarga de proyectar la serie de tiempo con la que contamos en los ejes donde no se cuenta con las variables originales agregándole un retardo en cada uno de ellos determinando la exactitud del atractor reconstruido, ya que si este retardo es muy pequeño la correlación será muy grande haciendo que las trayectorias sean indistinguibles asemejando una recta, en caso de que sea muy grande la correlación será tan pequeña que las trayectorias tampoco reflejarán el atractor (43).

El teorema de Takens estipula la existencia de las variables, pero no brinda un método sobre como calcularlas, diversos investigadores plantean la manera de hacer los cálculos para la dinámica cardiaca (1)

En nuestro caso no se usará una sola serie de tiempo para construir el atractor ya que se utilizarán dos derivaciones cardiacas, de manera que el retraso será relativamente pequeño, sin embargo, debido a que representan un punto de vista diferente del corazón, la interdependencia es grande sin por ello mostrar una gráfica lineal como en el caso de usar una sólo variable con retardos, lo cual se podrá constatar a partir de los atractores obtenidos con el sistema desarrollado en esta tesis.

Como ejemplo, para reconstruir el atractor de Lorenz a partir de una sola variable, se usa esta variable para que los puntos en el sistema coordenado correspondan a la serie de tiempo de la variable en uno de sus ejes y se toma la misma serie con un retardo T para los otros dos ejes, tal como en la 23C, donde nos podemos percatar que topológicamente la gráfica es muy similar, ya que la gráfica continua mostrando dos puntos que atraen las trayectorias cercanas a la que se dibuja al usar las tres variables.

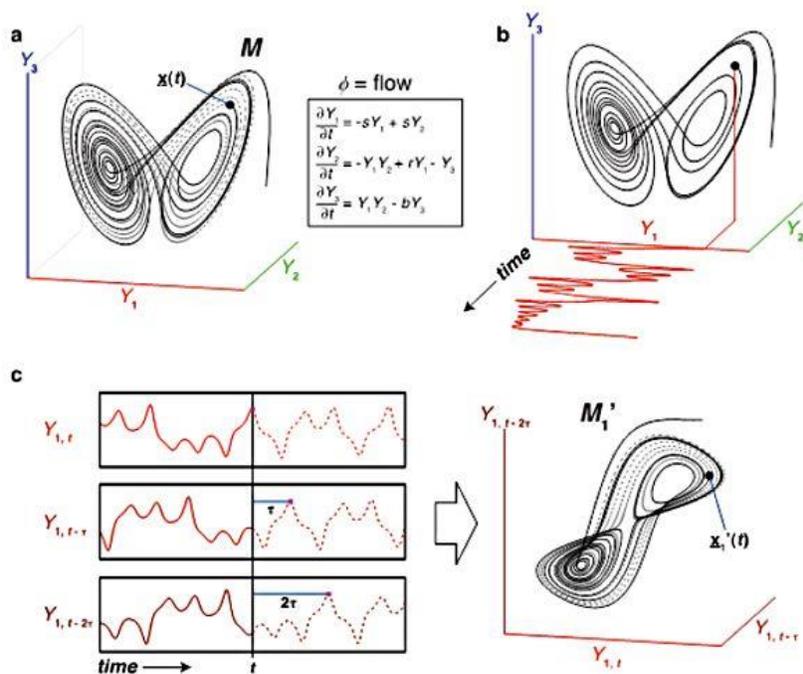


Figura 23 a) Atractor de Lorenz y su ecuación. b) Atractor de Lorenz y la proyección de la serie de tiempo en el eje Y_1 c) Atractor de Lorenz graficado solo con la variable Y_1 tomada con diferentes grados de retraso (44)

El alcance de esta tesis abarca únicamente la gráfica del atractor cardiaco por lo que no se desarrollará el cálculo para la dimensión de inmersión, que representa un dato de igual manera interesante ya que una disminución de la complejidad del atractor podría indicar una posible complicación cardiaca (1) (45)

4.6. Proyección del atractor cardiaco

En esta tesis se utilizará únicamente una gráfica en dos dimensiones para representar el atractor, sin embargo, como se explicará más adelante la dimensión del atractor cardiaco resulta ser mayor por lo que se obtendrá una proyección del atractor original, como ejemplo en la figura 24 se aprecian las tres proyecciones bidimensionales del atractor de Lorenz que es un atractor tridimensional, donde se observa también que las proyecciones aún que no son iguales son similares.

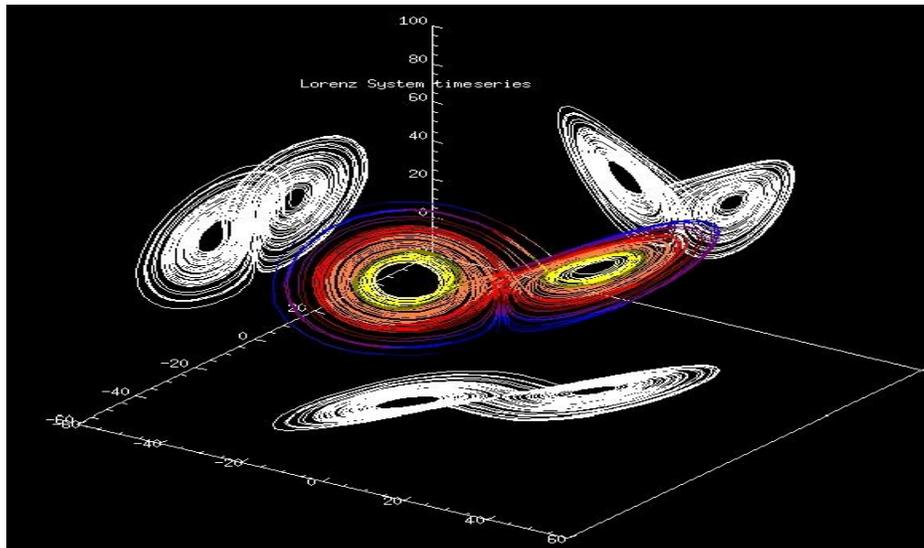


Figura 24 Atractor de Lorenz y su proyecciones en los ejes XY, XZ y ZY (46)

Debido a que se cuenta con una proyección surge la incertidumbre de si es suficiente para poder estudiar la dinámica de un atractor cardiaco, la cual es resuelta en el tema 2.5. Dr. Alvarado y Dr. Mansilla, ya que ellos lograron observar en una proyección bidimensional del atractor cardiaco la diferencia entre personas sanas y enfermas, incluso el cambio de un estado de enfermedad grave a otro más estable.

Para determinar por qué se usó la proyección utilizada en esta tesis se solicitó la asesoría del Dr. Alvarado, se probaron diferentes configuraciones con las derivaciones cardiacas, al final se seleccionaron V2 y D1 ya que nos mostraron la mejor apreciación y distribución de los puntos graficados.

5. Sistema Electrónico para Graficar dos Derivaciones Cardíacas

5.1. Descripción del sistema

Se utilizará un hardware para medir la señal de dos derivaciones cardíacas, los datos obtenidos se enviarán a un software que se encargará de: Trazar una gráfica electrocardiográfica de una derivación cardíaca, trazar el atractor, trazar el atractor como era 10 minutos y 20 minutos antes del estado actual para poder verificar si ha cambiado, se guardará una imagen cada 10 minutos del atractor en una carpeta para llevar un historial y se guardarán datos numéricos de la señal cardíaca en un documento de texto.

5.2. Hardware y software del sistema

5.2.1. Arduino Nano

Arduino Nano es una placa de desarrollo con su hardware y software propio (de ahora en adelante se referirá a ella como arduino) (ver Figura 25), se basa en un microcontrolador atmega328, Cuenta con 14 entradas/salidas digitales, de las cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM (Modulación por ancho de pulsos) y otras 8 son entradas analógicas. Además, incluye un resonador cerámico de 16 MHz, un conector mini-B USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP y un botón de reseteo. La placa incluye todo lo necesario para que el microcontrolador haga su trabajo, basta conectarla a un ordenador con un cable USB o a la corriente eléctrica a través de un transformador, es de licencia libre tanto la plataforma de software como el hardware. (47)

Se eligió arduino como medio de desarrollo por ser de licencia libre, por lo que cualquiera puede utilizar y reproducir el sistema; Por tener una capacidad modesta, ya que el procesamiento principal es llevado a cabo por el equipo de cómputo, pero a la vez suficiente para soportar un aumento de dispositivos y de procesamiento si la aplicación lo requiere; Por su sencillez para ser programado y la posibilidad de verificar el funcionamiento de los programas en corto tiempo.

Sin embargo, si se quiere llevar este sistema a un mercado, se puede optar por un microcontrolador con menores prestaciones, procurando que cuente con: Una comunicación serial con el equipo de cómputo, dos pines analógicos para recibir los datos de los monitores cardíacos, un convertidor analógico/digital y 4 pines digitales para programar la recepción de datos de los monitores cardíacos.

Entre sus características (ver tabla *Características de Arduino Nano*) las de mayor importancia para el sistema son las siguientes:

1. La resolución de los puertos analógicos arduino es de 10 bits, lo que significan 1024 niveles digitales, debido a que el monitor cardiaco (sección 1.1.3) opera a un voltaje de 3.3v, al ajustar arduino a este nivel de referencia se obtiene una precisión de 3.22mV ($3.3 \div 1024$)
2. Contiene un puerto mini-B USB el cual permite programar el dispositivo, enviar los datos seriales y alimentar arduino
3. Puede comunicarse de forma serial con el equipo de cómputo, permitiendo modificar la velocidad de baudios
4. Velocidad del reloj de 16Mhz

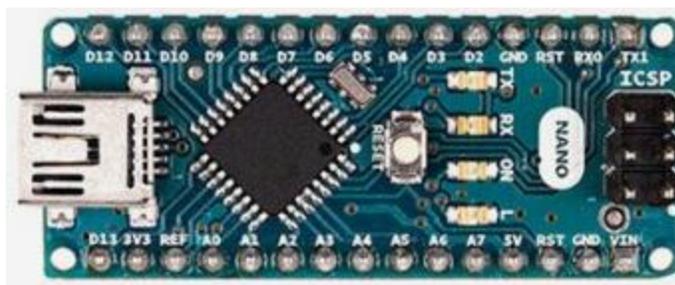


Figura 25 Arduino Nano (48)

Características de Arduino Nano

| Microcontrolador | Atmel ATmega328 |
|-------------------------------------|--|
| Voltaje de operación (nivel lógico) | 5 V |
| Voltaje de entrada (recomendado) | 7-12 V |
| Voltaje de entrada (Límites) | 6-20 V |
| Pines Digitales I/O | 14 (de los cuales 6 proveen salida PWM) |
| Pines de entrada analógica | 8 |
| CD Corriente por pin I/O | 40 mA |
| Memoria Flash | 32 KB de los cuales 2 KB son usados por el <i>bootloader</i> |
| SRAM | 2 KB (ATmega328) |
| EEPROM | 1 KB (ATmega328) |
| Velocidad del reloj | 16 MHz |
| Longitud | 4.5 cm |
| Anchura | 1.8 cm \approx 2cm |
| Peso | 5 g |

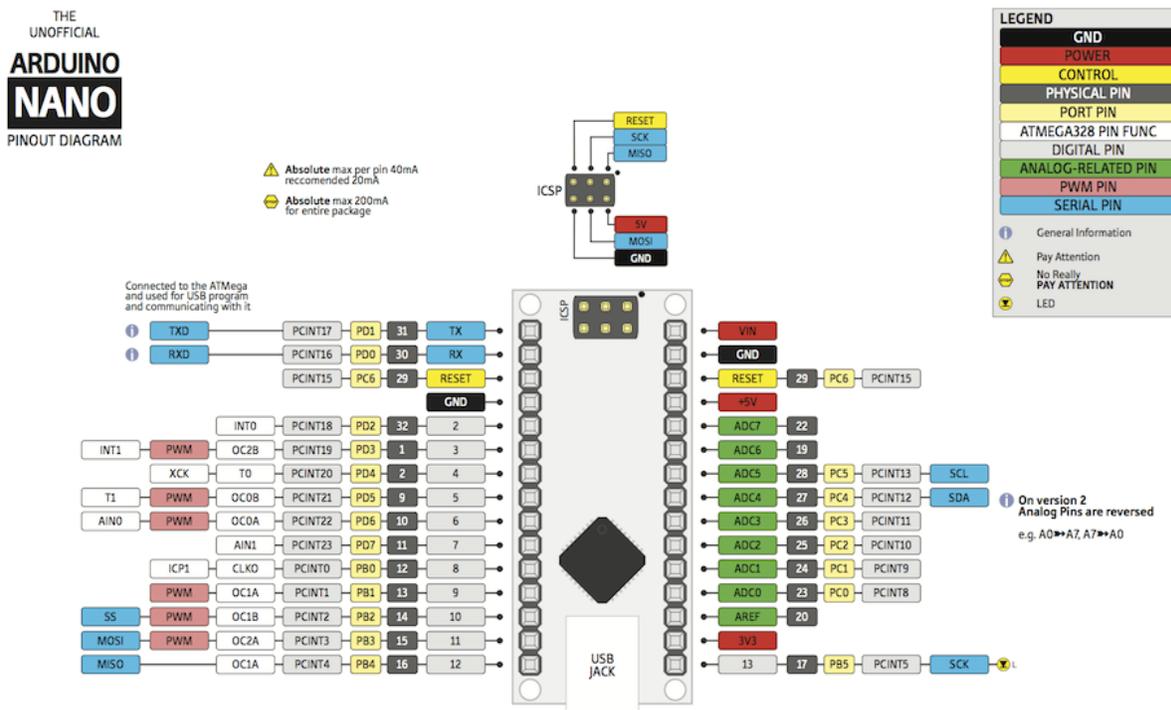


Figura 26 Diagrama Arduino NANO (49)

5.2.2. IDE para Arduino Nano

IDE significa entorno de desarrollo integrado, es un software de licencia libre diseñado para las placas de Arduino, que permite programar el dispositivo a través de su propio lenguaje de programación. (50)

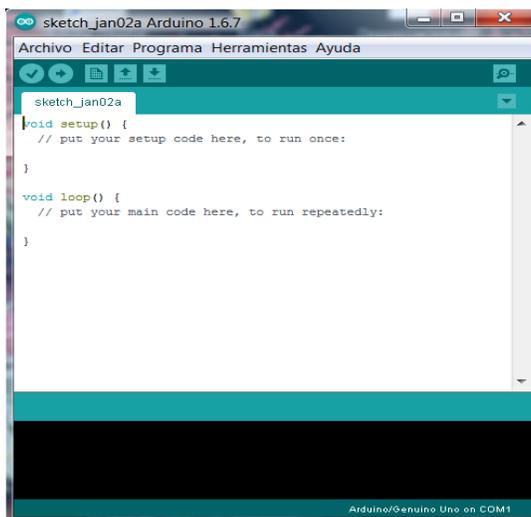


Figura 27 Captura de pantalla, IDE de Arduino (51)

La función *void setup()* se usa para las configuraciones y se ejecuta sólo una vez al iniciarse el programa.

La función *void loop()* es ejecutada inmediatamente después de la función *void setup()* y es donde se aloja el programa principal, cada vez que termina se vuelve a ejecutar en un bucle infinito, mientras no sea reiniciado o interrumpido el programa.

5.2.3. Monitor cardiaco

Para monitorear la actividad eléctrica del corazón se eligió el integrado AD8232 diseñado para extraer, amplificar y filtrar señales biopotenciales en condiciones de ruido, con aplicación en monitores remotos de salud, fitness, ECG portable, adquisición de señales biopotenciales, entre otros.

Se seleccionó por su fácil acoplamiento con arduino debido a que ajusta la señal cardiaca a valores dentro de su rango y aprovechando su salida de 3.3v para alimentar al monitor; Por tener un coste despreciable en comparación con un holter comercial; Por entregar una señal de calidad al filtrar los ruidos de línea y sólo amplificar la banda de frecuencia de la actividad eléctrica del corazón; Por detectar cuando está desconectado algún electrodo y avisarlo por una señal digital.

Entre sus características se pueden mencionar:

- Corriente típica de 170 μ A
- Rechazo al modo común 0 dB (dc to 60 Hz)
- Alimentación de 2.0V a 3.5V
- Buffer integrado que genera una tierra virtual
- Configuración de dos o tres electrodos
- Rápida recuperación de la señal después de una desconexión o interferencia

A pesar de proporcionar una señal confiable y de ser barato, tiene la desventaja de que no está avalado como dispositivo médico, ya que por sí sólo no cumple las regulaciones, requiere ser parte de un circuito diseñado para cumplirlas por lo que no puede ser utilizado en pacientes.

Se deben tener precauciones al conectar el circuito a una persona ya que aún que cuenta con resistencias que limitan la corriente, no está protegido contra picos de voltaje ni contra corrientes de fuga que pudieran surgir del arduino o el equipo de cómputo (*Analog Devices*, 2014, pág. 1), por lo que se recomienda tenerlo conectado a una laptop y esta mantenerla desconectada de la toma de corriente para evitar un posible accidente.

Convenientemente la marca sparkfun utilizó el circuito propuesto para el monitor cardiaco del datasheet del AD8232 (52) (Figura 28 Esquemático del monitor cardiaco) (*Analog Devices*,

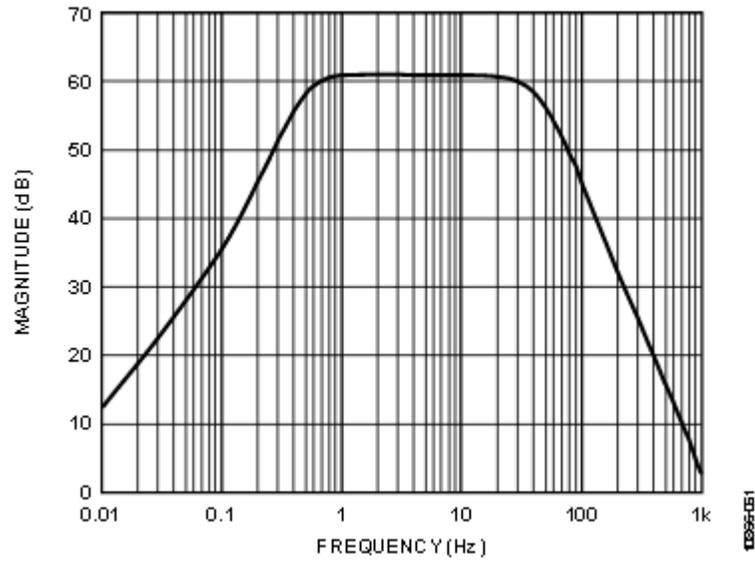


Figura 30 Respuesta a la frecuencia del monitor cardiaco (55)

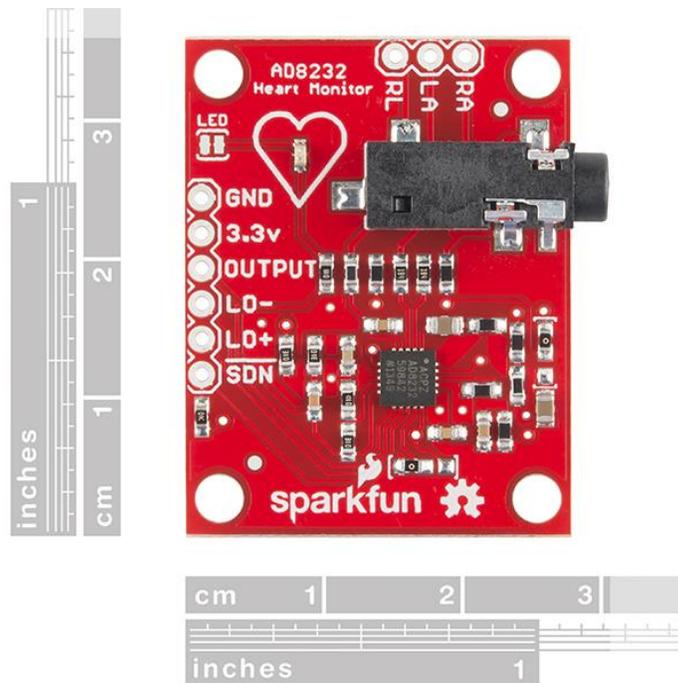


Figura 31 Módulo Sparkfun con integrado AD8232 (56)

Características:

- Voltaje de funcionamiento - 3.3Vcc y GND
- Salida analógica
- Detección de contactos
- Indicador LED en el rotulado del corazón
- Jack de 3.5mm para la conexión de los cables y sus electrodos

5.2.4. Processing

Processing (57) es un software de licencia libre pensado para crear prototipos dentro del contexto de las artes visuales, cuenta con diferentes modos de programación, el que se utilizará es el modo “java” que usa un lenguaje de programación basado en java, implementa además una librería que permite la comunicación serial con arduino.

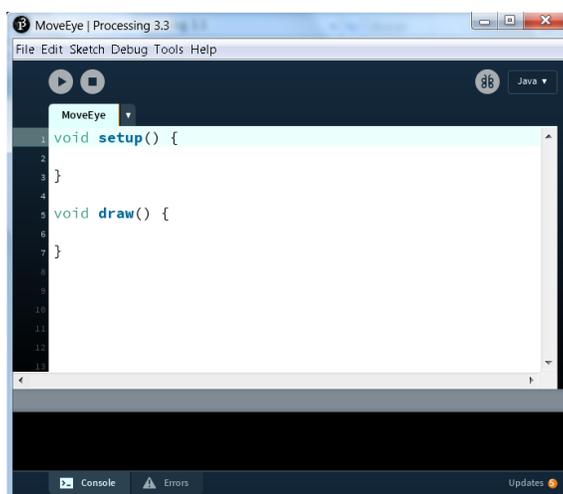


Figura 32 Captura de pantalla, software Processing (58)

La función *void setup()* se usa para las configuraciones y se ejecuta sólo una vez al iniciarse el programa.

La función *void draw()* es ejecutada inmediatamente después de la función *void setup()* y es donde se aloja el programa principal que procesa lo que se va a dibujar en pantalla, está cada vez que termina se vuelve a ejecutar en un bucle infinito, mientras no sea reiniciado o interrumpido el programa. Por defecto se repite 60 veces en un segundo o lo que es igual 60 cuadros por segundo.

La función del *Processing* en el sistema es que, a partir de los datos obtenidos por los monitores cardiacos, los procesa para construir las gráficas, guardar una captura de pantalla cada 10 minutos y los datos en un documento de texto.

5.3. Esquema del sistema

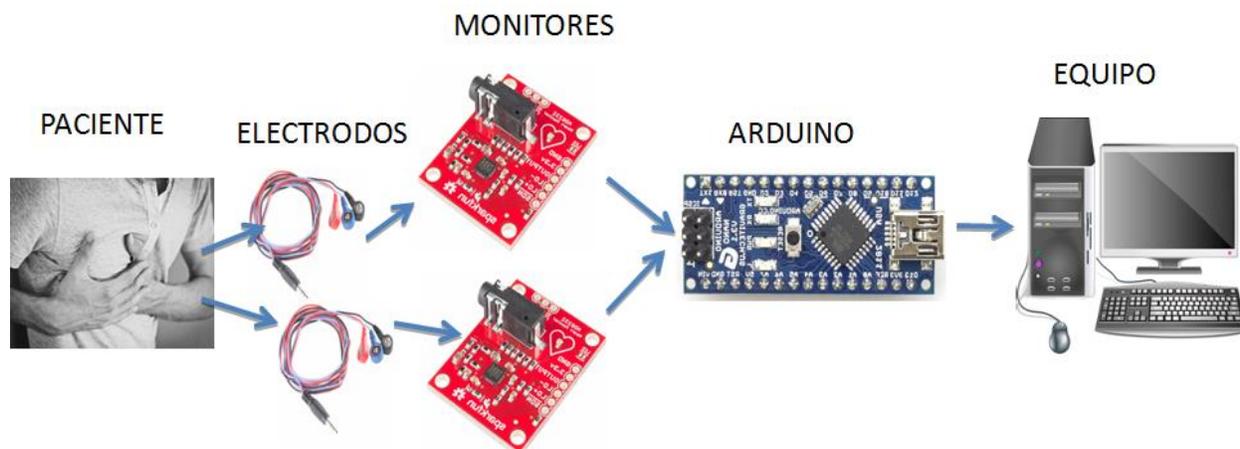


Figura 33 Diagrama del funcionamiento del sistema (59)

1. Se colocan los electrodos a la persona a la que se desea medir la actividad eléctrica del corazón.
2. Los electrodos envían una señal pequeña a los monitores cardiacos, estos se encargan de limpiar y amplificar la señal para posteriormente enviarla a la placa Arduino Nano.
3. La placa Arduino Nano recibe la señal analógica del monitor cardiaco, la convierte en una señal digital y la envía al equipo de cómputo a través de una conexión serial.
4. El equipo de cómputo a través del software de processing interpreta esos datos para construir la gráfica de los atractores y electrocardiogramas.

5.4. Alambrado del circuito

1. Del monitor 1, los pines de alimentación GND y 3.3v van respectivamente a los pines GND y 3.3v del Arduino, el pin LO- va a D3, el pin LO+ va a D2 y el pin OUTPUT va a A2.
2. Del monitor 2, los pines de alimentación GND y 3.3v van respectivamente a los pines GND y 3.3v del Arduino, el pin LO- va a D6, el pin LO+ va a D5 y el pin OUTPUT va a A3.
3. El pin 3.3v va al pin AREF de Arduino.
4. El puerto USB va al equipo de cómputo.

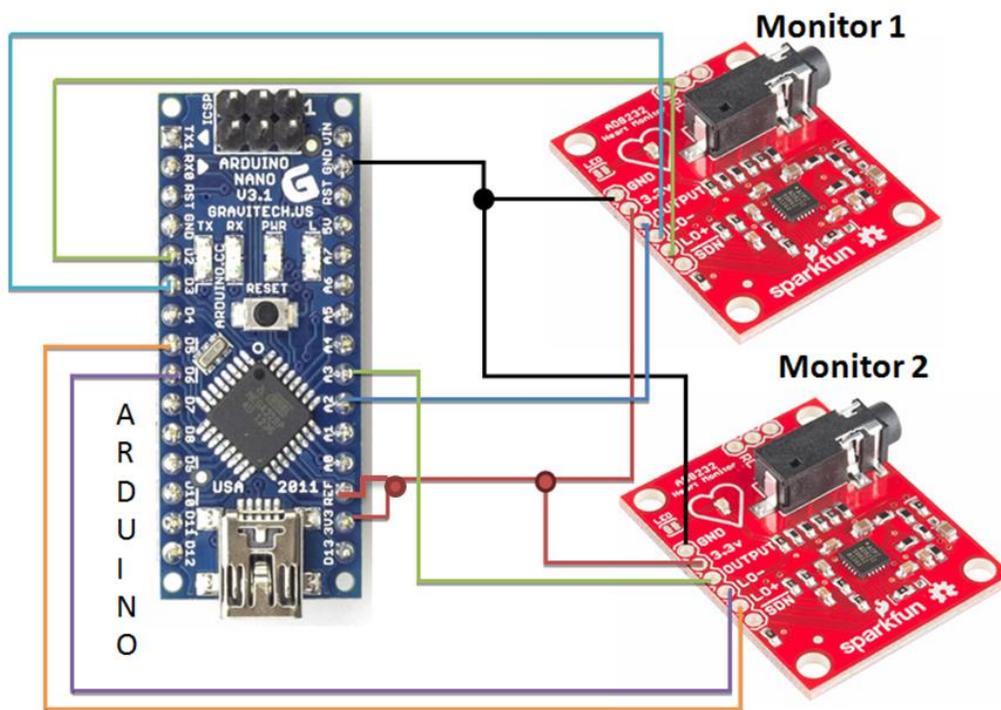


Figura 34 Alambrado del arduino y los monitores (60)

Los electrodos se colocan de la siguiente manera para tomar como derivaciones D1 y V2.

1. D1 = Negro a hombro izquierdo, rojo a zona intercostal línea alto axilar, azul a zona intercostal, línea medio clavicular.
2. V2 = Negro muñeca brazo derecho, azul a zona intercostal borde esternal izquierdo, rojo a zona intercostal borde esternal superior izquierdo.

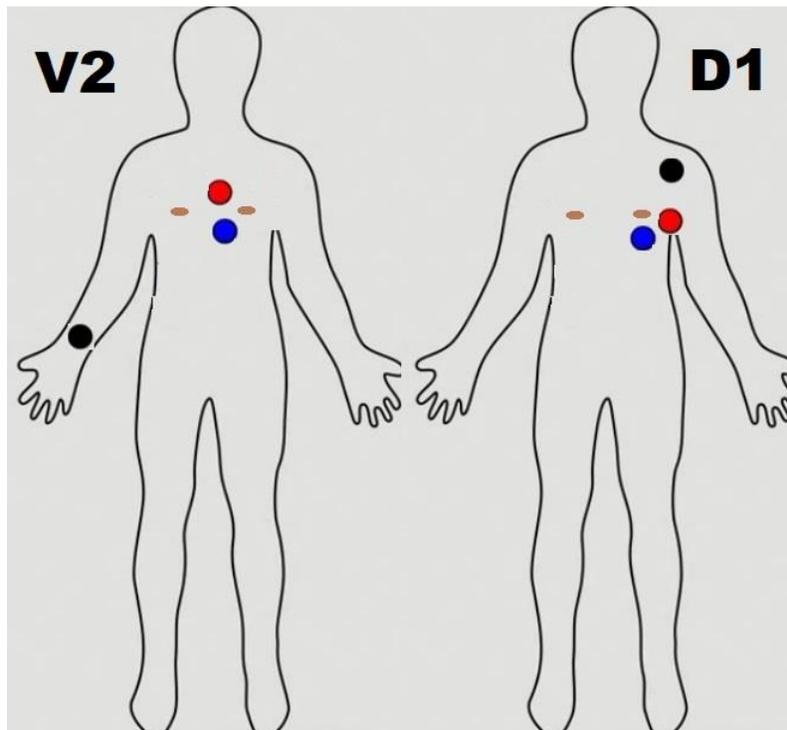


Figura 35 Posición de los electrodos en paciente (61)

5.4.1. Hardware físico

En la Figura 36 se muestra el hardware ensamblado.

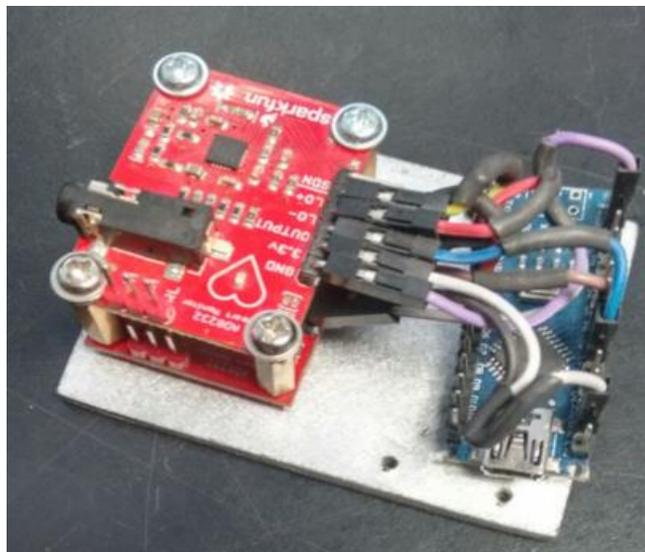


Figura 36 Hardware ensamblado (62)

En la Figura 38 se puede ver una foto del dispositivo alimentado con 3.3 Vcc conectado a sus cables con electrodos, el cual, por razones de orden, presentación y facilitar la operación, se instaló dentro de una caja.



Figura 37 Presentación del hardware (63)



Figura 38 Hardware en funcionamiento (64)

5.4.2. Costos del Hardware

A continuación, se mostrara una tabla donde se expresan los costos aproximados del Hardware ya que varían con el cambio del dólar y proveedor preferido:

| <i>Material</i> | Costo unitario | Piezas Usadas |
|--------------------------------|-----------------------|----------------------|
| <i>Arduino Nano Genérico</i> | 150.00 | 1 |
| <i>ECG AD8232</i> | 158.00 | 2 |
| <i>Caja de protección</i> | 30.00 | 1 |
| <i>Postes Metálicos</i> | 5.00 | 4 |
| <i>Cable USB-microUSB</i> | 30.00 | 1 |
| <i>Cables Jumpers o Dupond</i> | 2.5 | 10 |
| TOTAL → | 571.00 | |

5.4.3. Descripción del programa

El programa lee los datos provenientes de los monitores cardíacos, y los envía vía serial, ver diagrama de flujo (Figura 39).

Además, configura los puertos analógicos para leer valores de 0 a 3.3v, ajusta la velocidad serial a 115200 para la comunicación serial entre la computadora y el Arduino, alerta si los electrodos no están bien colocados o hay falla en el cable a través de unos pines especiales en los monitores cardiacos.

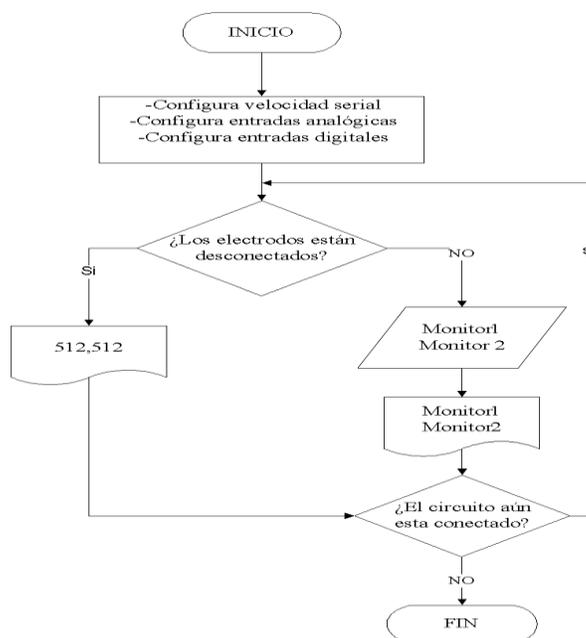


Figura 39 Diagrama de flujo del programa para el Arduino (65)

Las impresiones del Monitor 1 y Monitor 2 se hacen por el puerto serial, al igual que 512,512, datos que envía para indicar que están desconectados los electrodos.

5.4.4. Código del programa Arduino

El código del programa para la plataforma Arduino lo encontrara en el:

7.2. Código de *Arduino* *Página 80*

5.5. Programa en Processing

El código del programa para la plataforma Processing lo encontrara en el:

7.1. Código de *Processing* *Página 68*

5.5.1. Descripción del programa

El programa recopila los datos enviados por arduino por el puerto serial, a partir de los cuales, genera la gráfica del atractor de las dos derivaciones cardiacas (V2 yD1) y la gráfica electrocardiográfica de una de ellas.

Además, se despliega en pantalla una copia del atractor 10 minutos antes del actual y otra al transcurrir los primeros 20 minutos. Estas copias son de relevancia porque se necesita tener referencia de lo que ha ocurrido los últimos 10 y 20 minutos, dado el caso de que haya cambiado y se pueda tomar decisiones médicas pertinentes. Las gráficas se actualizan cada 10 segundos.

Para hacer estas copias, se guardan capturas de pantalla en formato .JPG cada 10 segundos desde el inicio del programa, con la fecha y hora exacta en que fueron tomadas, en una carpeta temporal, manteniendo veinticinco minutos constantes de evidencias (150 imágenes), ya que a partir de ese tiempo cada imagen nueva se guarda sobrescribiendo la más antigua. Con lo que se tiene acceso a 25 minutos de tiempo para observar cambios en un momento dado, teniendo en consideración que al reiniciar el programa esta carpeta temporal es borrada completamente.

El programa guarda en otra carpeta (permanente) con capturas de pantalla en formato .JPG con la fecha y hora exacta en que fue tomada cada una de ellas, con el fin de poder observar los cambios en periodos largos de tiempo, estas se toman automáticamente cada 10 minutos o manualmente cuando el usuario presiona la tecla “g” del equipo de cómputo.

Cada imagen en las dos carpetas se guarda con el año, mes, día, hora, minuto y segundo en que fue capturada, tomando como base el calendario y reloj de equipo de cómputo, tal como se aprecia en la Figura 40. La primera carpeta se nombra con Atractor junto al año, dentro de esta se

ubica otra carpeta que lleva como nombre el número de mes junto al día del mes, dentro de esta se ubican los archivos de las imágenes en formato .JPG nombrados con la hora (a la izquierda, el minuto en el centro y a la derecha el segundo) en que fue tomada la captura de pantalla. La carpeta temporal lleva el mismo formato al guardar imágenes con la diferencia de que su primera carpeta se nombra con “AtractorTemporal” junto al año.

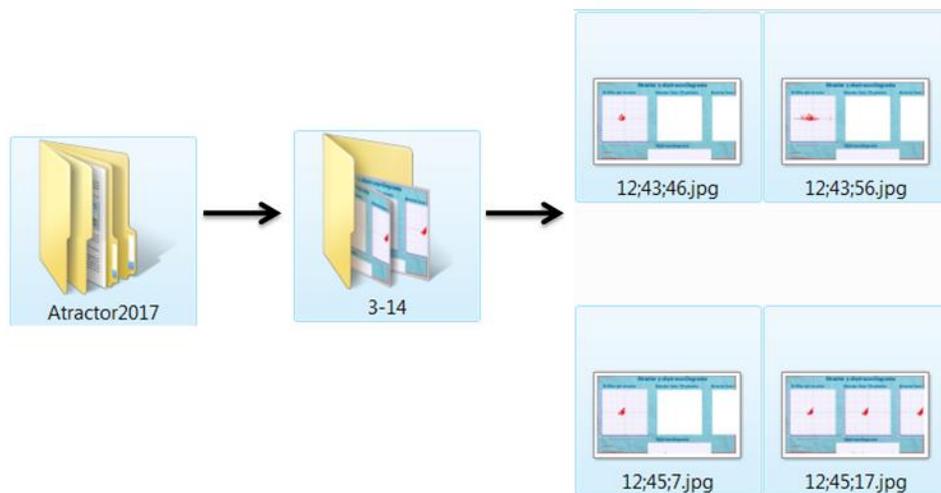


Figura 40 Imágenes de atractor guardadas (66)

Finalmente guarda todos los datos enviados por el arduino en un archivo de texto .TXT, que los agrupa en paquetes de 8000, cada que se termina de llenar un paquete se muestra la fecha y hora en que terminó como se muestra en Figura 41.

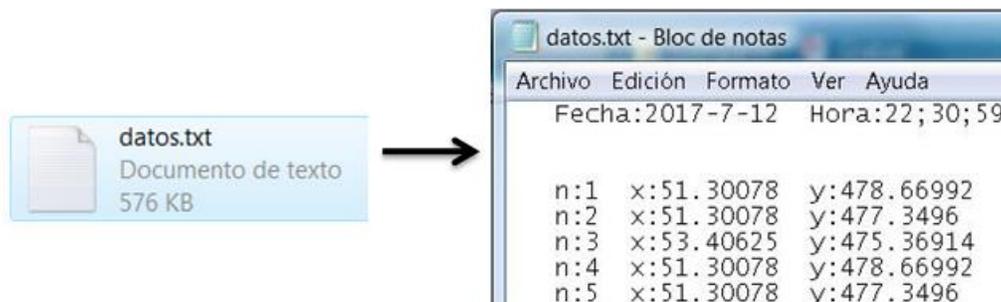


Figura 41 Archivo .txt con datos del atractor (67)

5.5.2. Prueba del programa en funcionamiento

En la Figura 40 se muestra el contenido de la carpeta Atractor, donde se localiza el programa ejecutable y las carpetas creadas para que funcione.

Descripción de carpetas:

1. La carpeta Atractor 2017 es la carpeta permanente de las imágenes del atractor.
2. La carpeta AtractorTemporal2017 es donde se guardan las imágenes temporales.
3. La carpeta data contiene las fuentes (tipos de letra) usadas.
4. La carpeta “fondo” contiene la imagen del fondo de pantalla de nuestro software.
5. La carpeta java contiene una versión de java para que pueda correr sin problemas el ejecutable.
6. La carpeta lib contiene las librerías.
7. La carpeta source contiene el programa en versión .java y processing (.pde).
8. El ejecutable Atractor.exe para iniciar el programa.
9. El archivo de texto datos.txt que es donde se guardan los datos numéricos de las derivaciones.

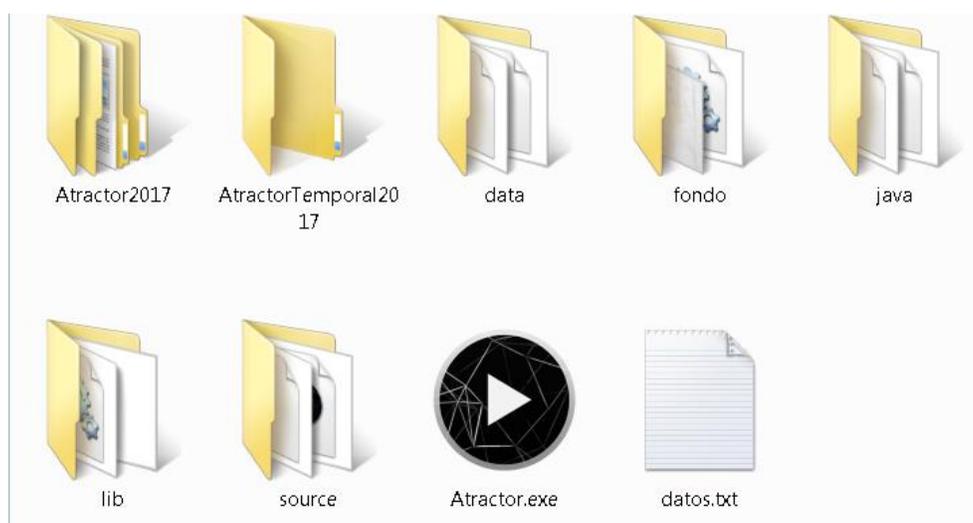


Figura 42 Carpeta del programa ejecutable (68)

Al abrir el archivo Atractor.exe se abre el programa, en la Figura 41 se puede ver la primera pantalla que se muestra inmediatamente al iniciar el programa, en esta se muestran una serie de instrucciones para que el usuario lo utilice adecuadamente.

Aquí se elige el puerto serial, hay una nota en caso de no saber qué puerto usar, al seguirla se desconectó el Arduino y el resultado, donde el COM11 ha desaparecido, por tanto, ese es el puerto para usar.

Como el puerto a usar es el COM 11, se presiona la tecla “2” en el teclado del equipo de cómputo como se muestra en la Figura 43 ya que fue asignada por el programa en la selección de puertos COM utilizados en ese momento, al hacer la prueba se descubrió que se requiere dejar apretada un par de segundos la tecla para que se cargue el puerto, después de lo cual el programa avanza a la segunda pantalla mostrada en la Figura 44.

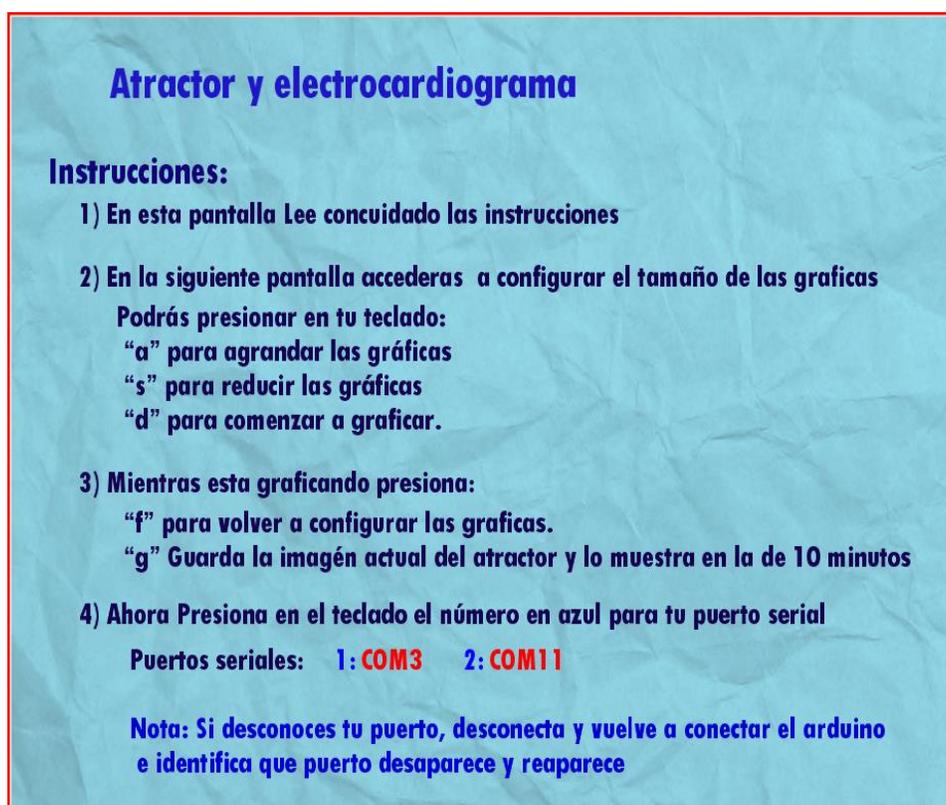


Figura 43 Inicio de programa, primera pantalla (69)

En esta segunda pantalla se muestra la fecha en la parte superior izquierda con letras pequeñas, las tres gráficas de atractor (actual, 10 minutos antes y 20 minutos antes) con numeración de 0 a 1020, debido al convertidor analógico-digital del arduino va de 0 a 1024 y la gráfica del electrocardiograma en la parte inferior central.

El usuario puede presionar una las teclas mostradas en las instrucciones de la primera pantalla (Figura 43), en las instrucciones punto 2.

Se presionó repetidamente la tecla “s”, el resultado se muestra en la Figura 45

Después se presionó repetidamente la tecla “a” hasta ajustar la gráfica en la pantalla, el resultado se muestra en la Figura 46.

Por último, al presionar la tecla “d” comenzó a graficar.

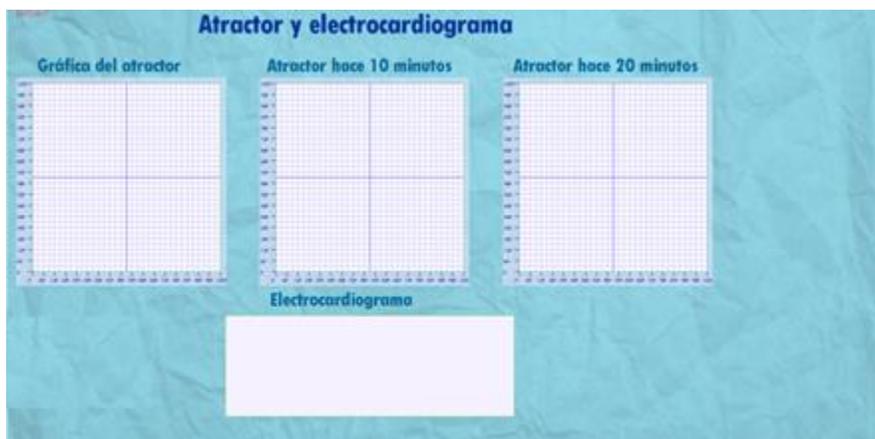


Figura 44 Carga de programa, segunda pantalla (70)

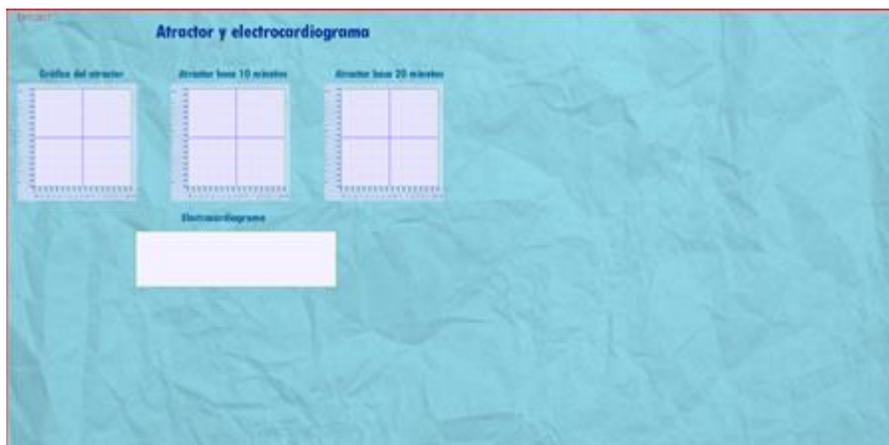


Figura 45 Prueba de programa, se presionó repetidamente la tecla "s" (71)



Figura 46 Prueba de programa, se presionó la tecla "a", hasta ajustar la pantalla (72)

Al estar graficando se pueden presionar las teclas siguientes:

1. **"f"** para reiniciar el programa.
2. **"g"** para copiar la gráfica actual en el espacio de la gráfica de hace 10 minutos (Al llegar la gráfica de hace 10 minutos que le corresponde, se sobrepone esta última) con el fin de hacer comparaciones antes de los 10 minutos.
3. **"h"** para copiar la gráfica actual en el espacio de la gráfica de hace 20 minutos (Al llegar la gráfica de hace 20 minutos que le corresponde, se sobrepone esta última) con el fin de hacer comparaciones antes de los 20 minutos. No está especificado en la página inicial del programa, solo fue función de los autores.

5.5.3. Diagrama de flujo

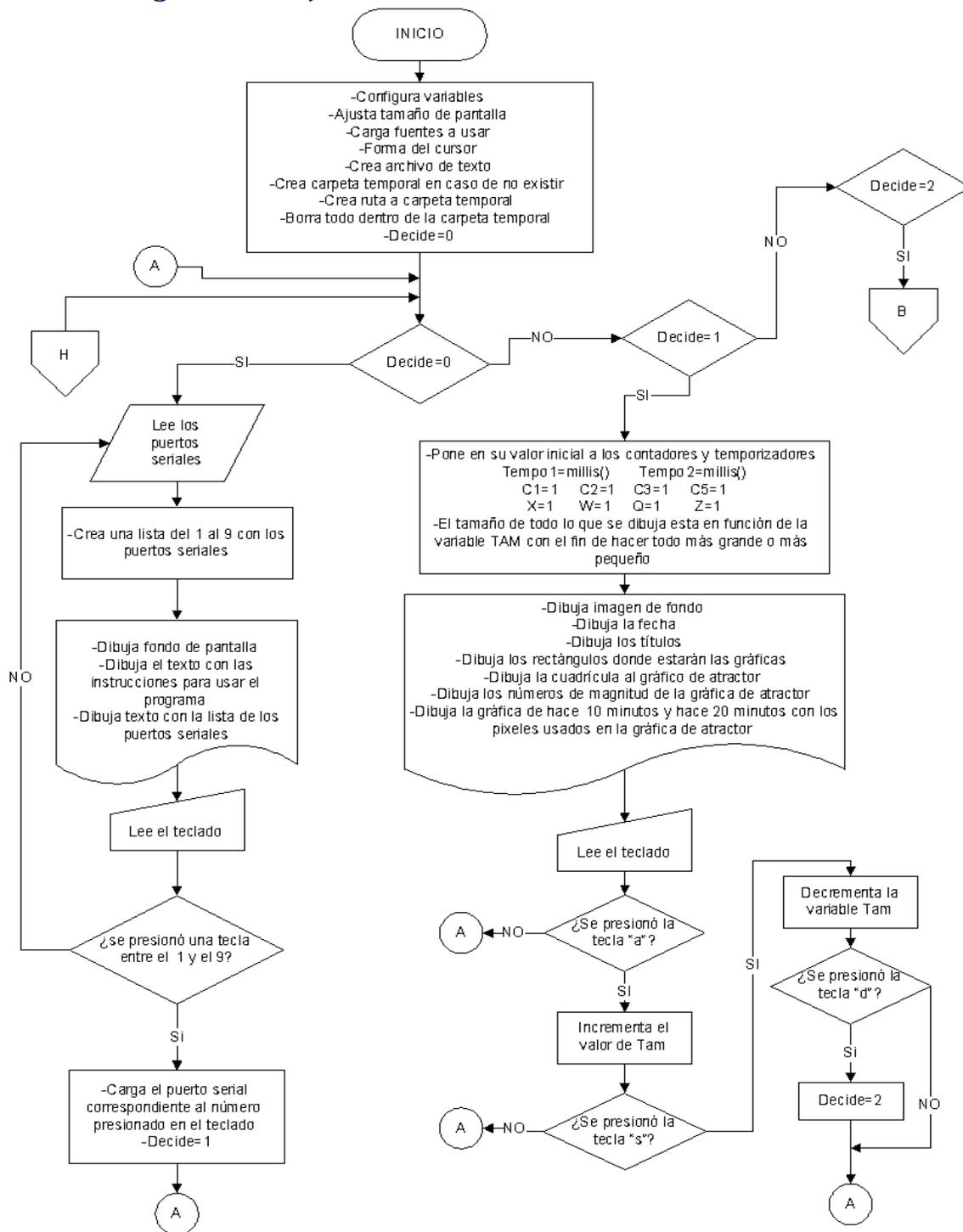


Figura 47 Diagrama de flujo Processing parte 1 (73)

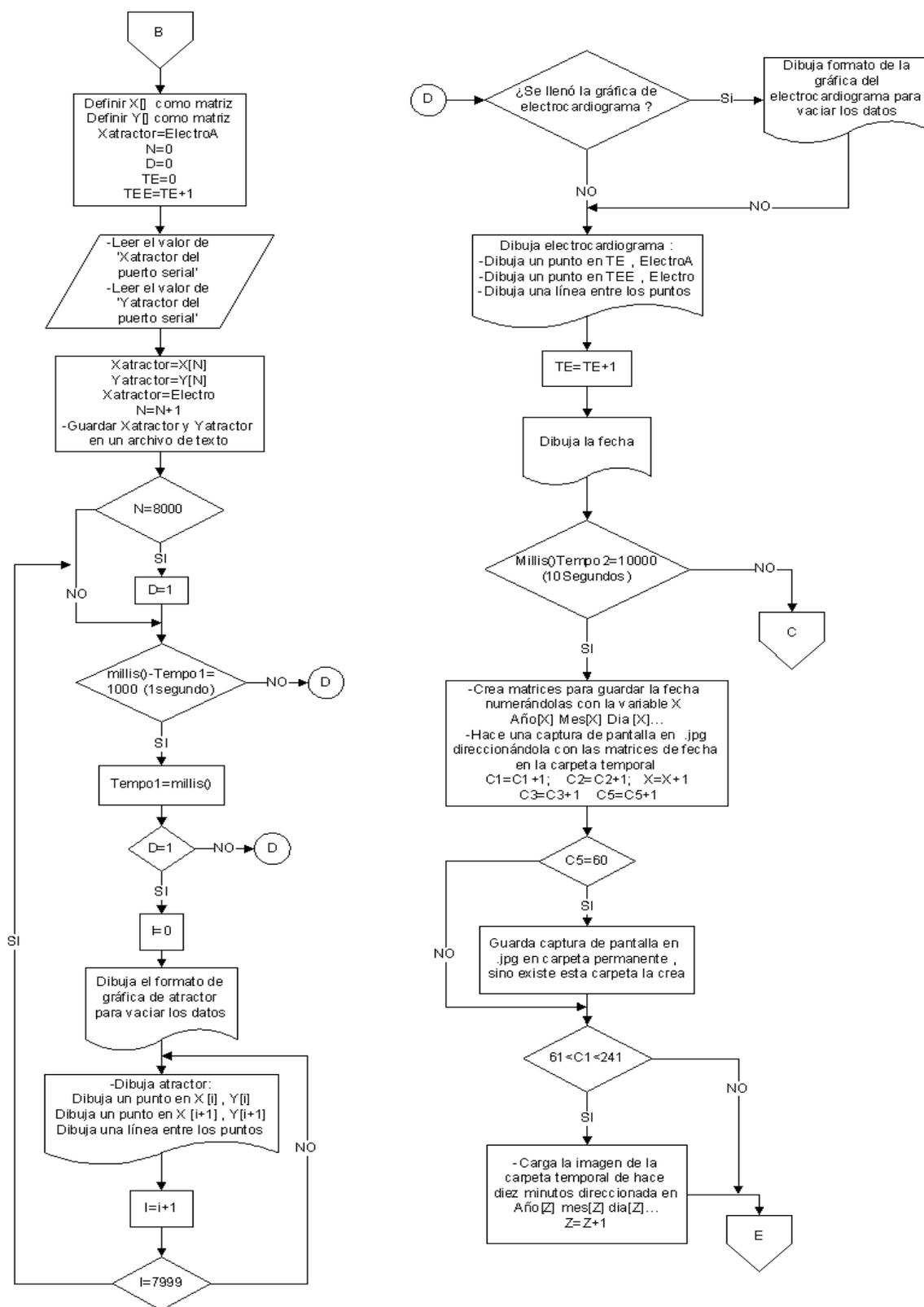


Figura 48 Diagrama de flujo Processing parte 2 (74)

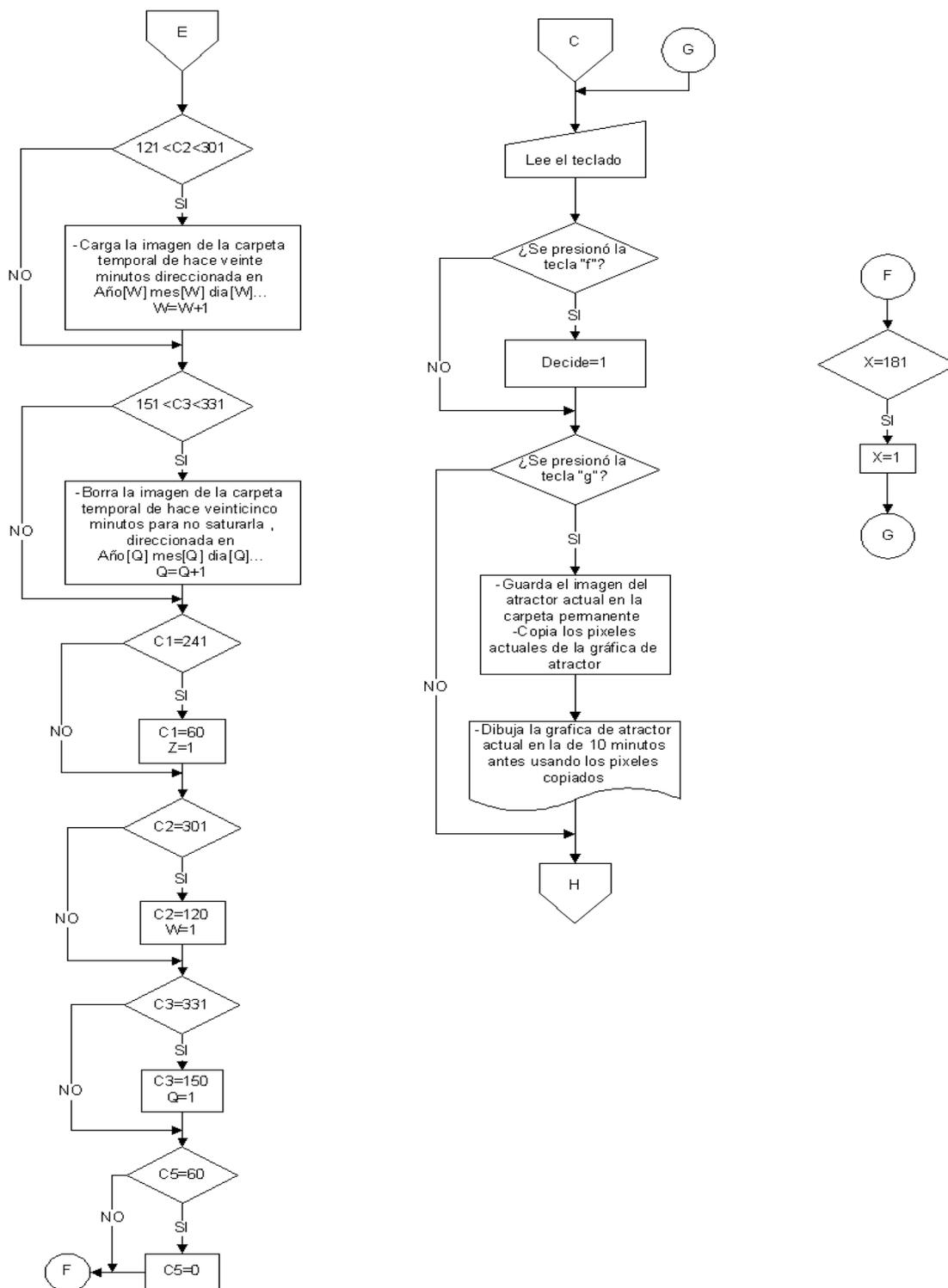


Figura 49 Diagrama de flujo Processing parte 3 (final) (75)

6. Caso práctico

Para los casos siguientes se efectuaron 3 pruebas del dispositivo en pacientes de terapia intensiva con distintos padecimientos, con el permiso de número de registro 057.2019 de Protocolo de investigación ISSSTE. Se expresan a continuación.

Caso 1

En febrero del 2019 se tomó el Atractor de una mujer de 31 años en estado grave con el siguiente cuadro clínico.

- Hemorragia suprarrenal.
- Bronco aspiración con neumonía.
- Hipertensión Sistémica.
- Hipotiroidismo.
- Poliquistosis renal

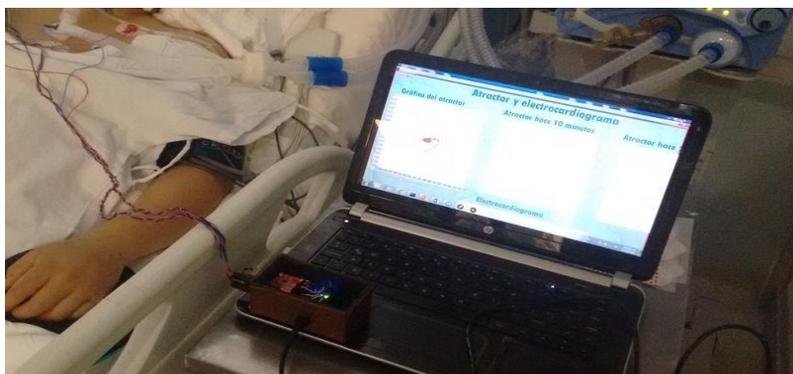


Figura 50 Caso 1, circuito en funcionamiento (76)

En Figura 48 se observa el circuito conectado, mientras que en la Figura 49 se muestra su atractor (se le tomó una foto, ya que hasta ese momento no existía la carpeta permanente y se borraron las imágenes .jpg al reiniciar el circuito).

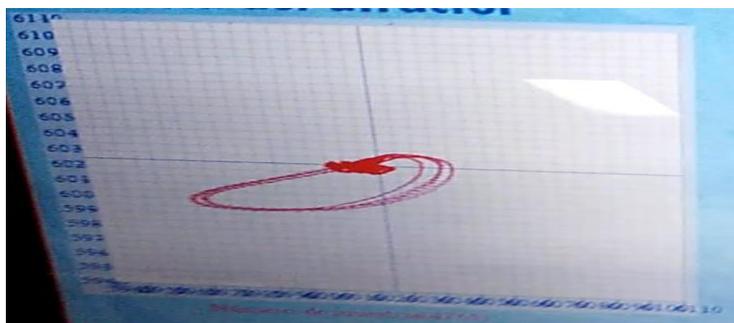


Figura 51 Caso 1, resultado de su Atractor (77)

Caso 2

En febrero 2019 se tomó el Atractor de una mujer de 64 años en estado grave con el siguiente cuadro clínico.

- Choque séptico a sepsis abdominal secundario a micro-perforación colónica
- PO LAPE + colocación de bolsa de Bogotá
- Derrame pleural bilateral
- Síndrome de dificultad respiratoria de adulto severo
- Lesión renal aguda AKIN III

Antecedentes personales patológicos:

Alérgica a la penicilina, septum-plastia hace 8 años, no refiere el motivo.



Figura 52 Caso 2, circuito en funcionamiento (78)

En la Figura 50 se observa el circuito conectado y en funcionamiento, la paciente se encontraba sedada, se le aplicó estímulo verbal llamándola por su nombre (Anónimo), en la gráfica se reflejó un cambio como referencia en las coordenadas x: 205 / y: 300, véase Figura 51, en ese cúmulo de puntos empezó a ensancharse, cuando dejamos de aplicar el estímulo regreso a su forma periódica.

La Figura 51 se graficó con 2990 puntos en X e Y, se muestra la gráfica sin saturar, apreciando el comportamiento del Atractor que es periódico, en la figura 52 el Atractor se graficó con 5000 puntos en X e Y, no cambia el comportamiento.

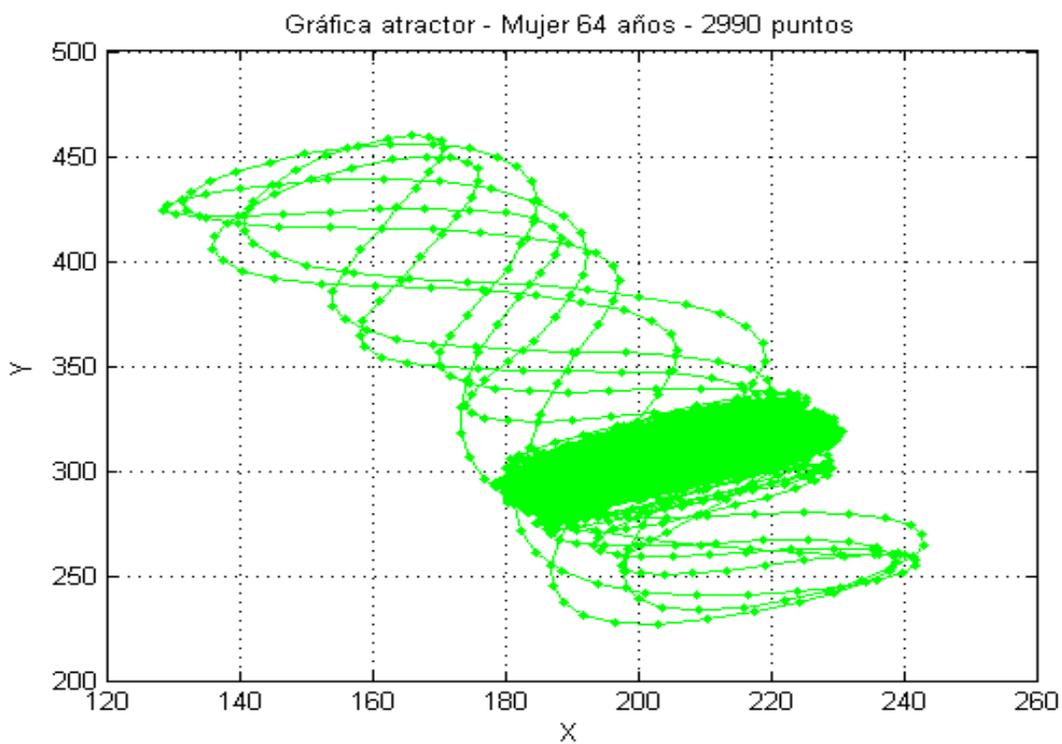


Figura 53 Atractor Mujer 64 años - 2990 puntos (79)

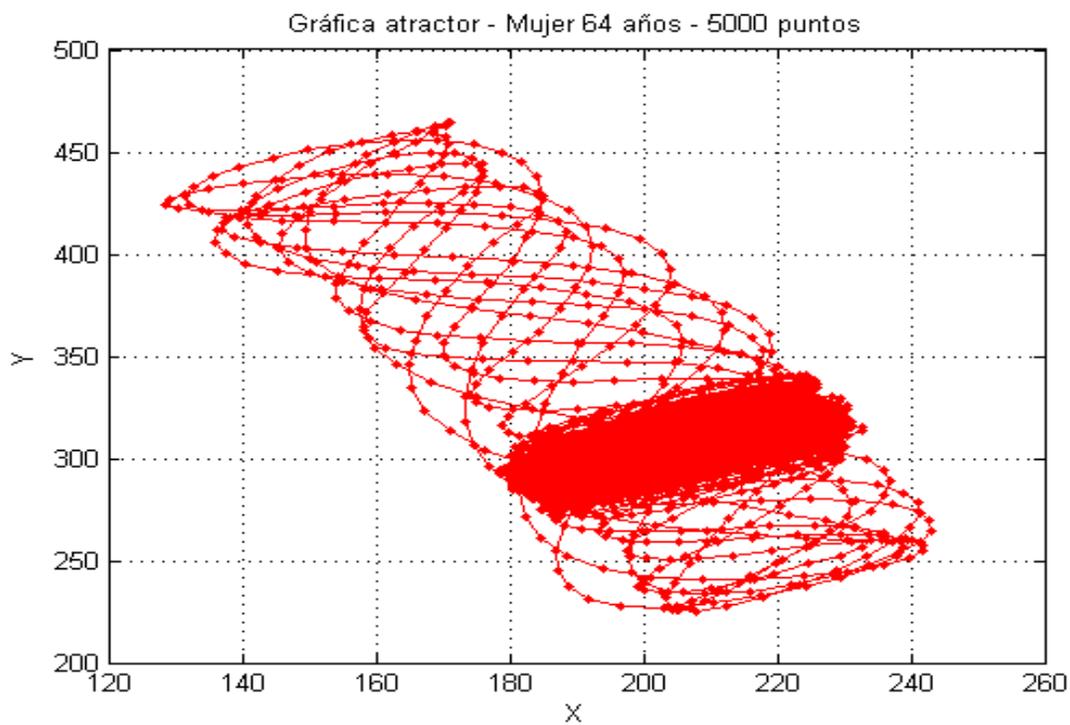


Figura 54 Atractor Mujer 64 años - 5000 puntos (80)

Caso 3

En febrero 2019 se tomó el Atractor de una mujer de 65 años en estado grave con el siguiente cuadro clínico.

- Hemorragia subaracnoidea con irrupción ventricular
- Hidrocefalia no comunicante
- PO Colocación de ventriculostomía precoronal derecha
- Hipertensión arterial sistémica controlada
- Diabetes mellitus tipo 2 descontrolada

Antecedentes personales patológicos:

Hipertensión Arterial Sistemática de 5 años de diagnóstico en tratamiento con Nifedipino 30mg cada 12 horas. Diabetes Mellitus tipo 2 de 6 años de diagnóstico en tratamiento actual con Metformina 500mg cada 24 horas. Antecedentes quirúrgicos: hace 2 años colecistectomía laparoscópica secundario a colecistitis crónica litiasica sin complicaciones aparentes. Niega antecedentes traumáticos o trasfusiones. Alergias negadas. Antecedentes gineco – obstétricos G4 P4 A0 C0, todos los embarazos fueron normo evolutivos. Refiere detección oportuna de Ca de mama y de Ca cervicouterino hace 1 año descartando patología oncológica.



Figura 55 Caso 3, circuito en funcionamiento (81)

La Figura 54 se graficó con 5000 puntos en X e Y, se muestra la gráfica con un patrón periódico, en la figura 55 el Atractor se graficó con 7000 puntos en X e Y con diferente lapso de tiempo que la figura 46, no cambia mucho el comportamiento, pero se aprecia diferencia, al parecer en la gráfica de 5000 puntos el paciente pudo haber suspirado y se mostró desfase.

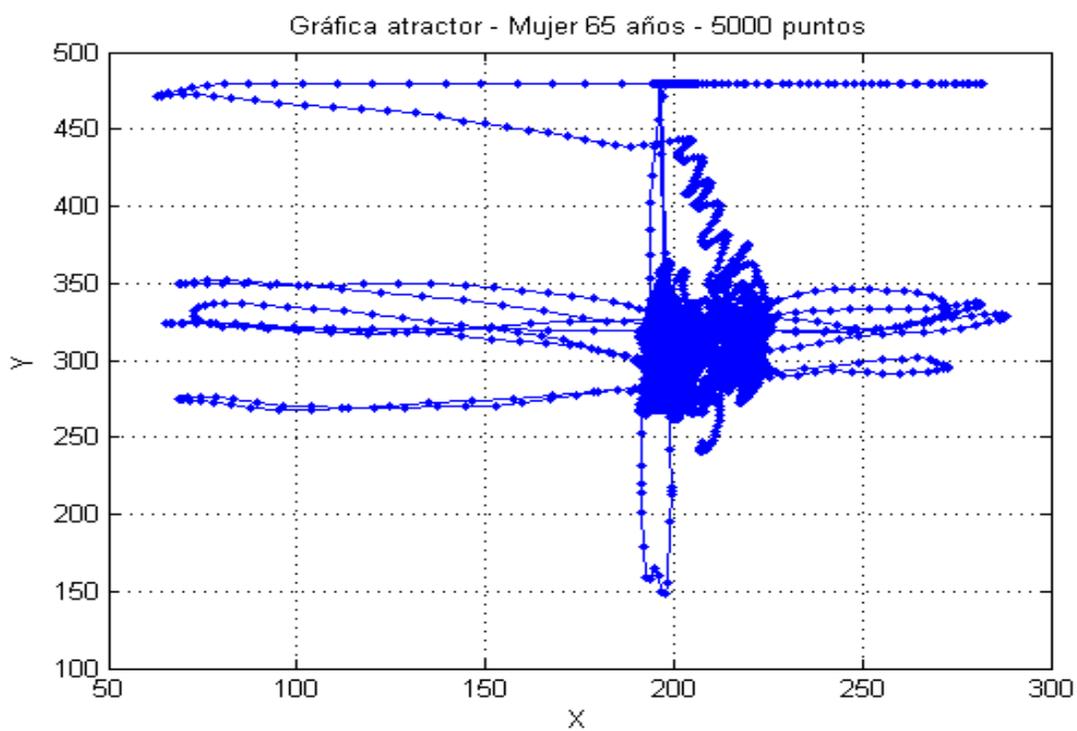


Figura 56 Atractor Mujer 65 años - 5000 puntos (82)

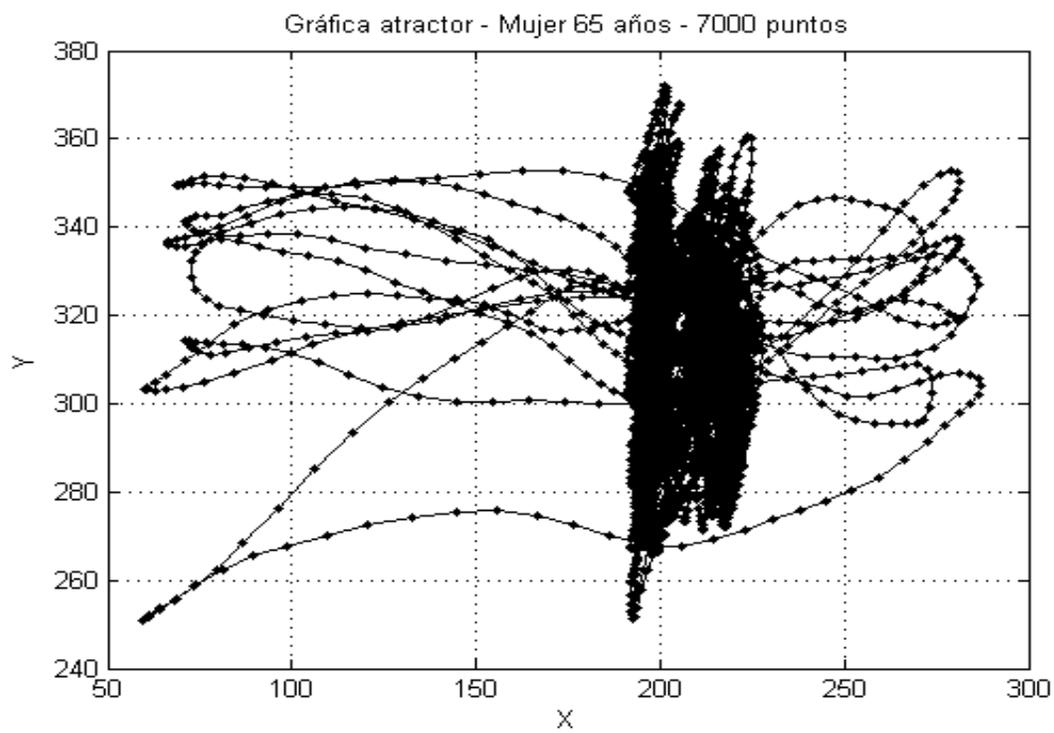


Figura 57 Atractor Mujer 65 años - 7000 puntos (83)

Otro caso son estas dos proyecciones tridimensionales de los atractores de un paciente que recibió un tratamiento de fibrinólisis. La primera se hizo antes de recibir el tratamiento y la segunda después del mismo. Nótese un aumento en la complejidad de la figura del atractor. Esto es otra regularidad que ha encontrado la investigación del Dr. Pedro Eduardo Alvarado. Mientras mayor es la gravedad de los enfermos, su Atractor tiende a ser periódico, véase Figura 56, cabe mencionar que estos atractores fueron creados gracias a los datos el Holter marca “SCOTTCARE Chroma” modelo RZ153C, Figura 57, donde nos sirvió de referencia para comparar nuestro dispositivo, mostrando resultados de calidad

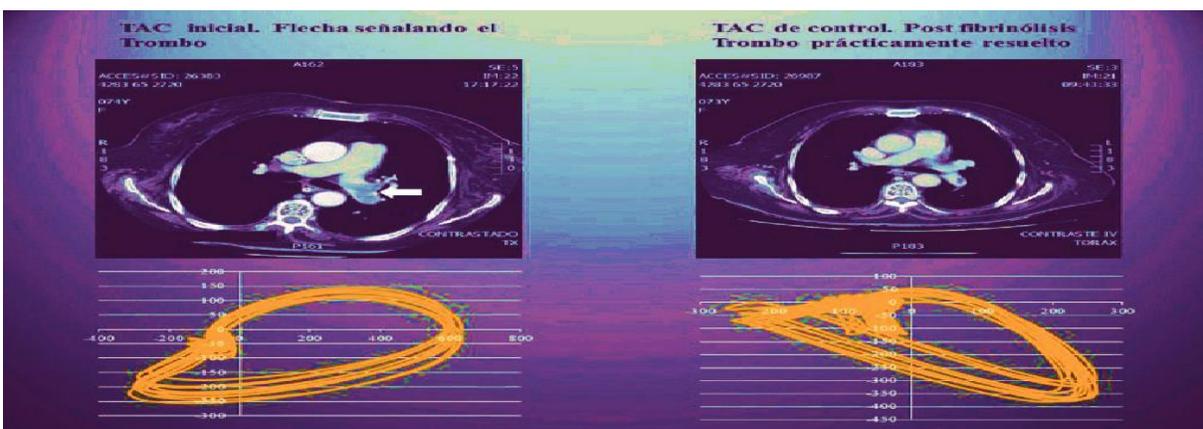


Figura 58 Proyecciones tridimensionales de atractores de un paciente (84)



Figura 59 Holter “SCOTTCARE Chroma” (85)

7. Código Fuente

7.1. Código de *Processing*

```
// importa la librería serial
import processing.serial.*;
File file = new File(".");
// Variable para el puerto serial
Serial myPort;
//Variable para el puerto serial
String[] nombres;
// Variables para las carpetas de imágenes
File ruta, ruta2;
/*Direccion de la carpeta temporal si se carga el programa desde processing
en vez del .exe
debes cambiar esta direccion por la tuya, recuerda que la carpeta debe estar
en el mismo lugar que el archivo .pde
debes direccionarla correctamente ya que el programa marcará error sino es
así*/
String direccion =
"C:/Users/Manuel/Desktop/dav/act/processing/final_pde/AtractorTemporal";
//Variable para direccionar la carpeta temporal en .exe, recuerda que para
hacer las pruebas
//en processing la variable direc se cambia por direccion
String direc;
// Variable para la creación del archivo de texto
PrintWriter datoserial;
// Variables para cargar las fuentes
PFont creadores,fecha, titulo;
// variables para los contadores millis
long LastSent,LastSent1;
// variables para cargar las imágenes y dibujarlas en la pantalla
PImage img,img2;
// Matriz que contendrá los datos de una derivación
float [] xAtractor= new float[8003];
// Matriz que contendrá los datos de una derivación
float [] yAtractor= new float[8003];
//Variables para la gráfica del electrocardiograma
float xbefore=561,xElectro=561;
int tiempoElectro=401;
//Variable para contar las veces que se corre el draw
int nmuestras=0;
//Variable para cambiar los tamaños de los elementos en pantalla
int tam=0;
//Variable que sirve para elegir entre el menú de configuración o iniciar la
graficación
int decide=0;
//Variable igual al año actual según el calendario del equipo de cómputo
int y = year(); // Valores de 2015, 2014, etc
//Variable igual al mes actual según el calendario del equipo de cómputo
int m = month(); // Valores de 1 a 12
//Variable igual al día actual según el calendario del equipo de cómputo
int d = day(); // Valores de 1 a 31
//variable igual al segundo actual según el calendario del equipo de cómputo
int s = second(); // Valores de 0 a 59
```

```

//variable igual al minuto actual según el calendario del equipo de cómputo
int min = minute(); // Valores de 0 a 59
//variable igual a la hora actual según el calendario del equipo de cómputo
int h = hour(); // Valores de 0 a 23
//Matriz que guarda los datos del año para los directorios de imágenes
int [] yerus= new int[182];
//Matriz que guarda los datos del mes para los directorios de imágenes
int [] mesus= new int[182];
//Matriz que guarda los datos del día para los directorios de imágenes
int [] dius= new int[182];
//Matriz que guarda los datos de la hora para los directorios de imágenes
int [] hors= new int[182];
//Matriz que guarda los datos del minuto para los directorios de imágenes
int [] minus= new int[182];
//Matriz que guarda los datos del segundo para los directorios de imágenes
int [] segus= new int[182];
//Variable para direccionar donde se guardarán las imágenes
int x=1;
//Variables para direccionar las imágenes que serán cargadas y dibujadas en
pantalla para las gráficas hace 10 minutos y hace 20 minutos
int z=1,w=1,q=1;
//Variables usadas como contadores para indicar cuándo deben ser cargadas y
dibujadas las gráficas hace 10 minutos y hace 20 minutos
int c1=1,c2=1,c3=1;
//Variables usadas como contadores para indicar cuándo deben ser cargadas y
dibujadas las gráficas hace 10 minutos y hace 20 minutos
int c5=58;
//Variable para contar los datos ingresados por el puerto serial desde que se
empezó a graficar
int c4=0;
//Variable usada para llevar la cuenta de los 8000 datos ingresados en la
gráfica de atractor
int n=0;
//Variables para dibujar los números de la gráfica de atractor
int a=0,b=0;
//Variable que avisa cuando se llena las matrices de datos del atractor para
comenzar a graficar
int d3=0;
//Variable utilizada en un for dentro de la función atractor
int i;
//Variable utilizada en la función keyPressed para que al presionarse la
tecla espaciadora desaparezca el cursor
boolean cursorOn=true;

void setup()
{
  //ajustes de pantalla
  //tamaño pantalla ancho-alto
  size(displayWidth, displayHeight);
  //fuentes
  titulo= loadFont("TwCenMT-CondensedExtraBold-48.vlw");
  creadores= loadFont("AGaramondPro-Italic-48.vlw");
  fecha=loadFont("AdobeArabic-Regular-11.vlw");

  //dato para el temporizador

```

```

        LastSent = millis();
        LastSent1= millis();
    //Pone la forma de cruz al cursor
        cursor(CROSS);
    //fichero para guardar datos del arduino
        datosserial= createWriter("datos.txt");
    /*Crea ruta a la carpeta de capturas que se generaron en el temporizador,
    la carpeta debe estar en la misma carpeta que tu archivo .pde
        ruta = new File(direccion + y); */
    //para hacer pruebas en processing descomenta la línea de arriba y comenta
    a partir de aquí, hasta donde se indica
    //Direcciona carpeta temporal
        direc=file.getAbsolutePath();
        direc=direc.replace("\\.", "/");
        direc=direc.replace("\\", "/");
        println(direc + "Atractor/AtractorTemporal" + y);
        ruta = new File(direc + "AtractorTemporal" + y);
//Aqui cierra el comentario
    //Crea la carpeta temporal en caso de que no exista
        save("AtractorTemporal" + y + "/a.jpg");
    //borra la carpeta carpeta temporal
        borrarDirectorio(ruta);
    //Velocidad de cuadros por segundo
        //frameRate(60);
}
void draw()
{
    //primera pantalla
    if(decide==0){
        //dibuja todo lo de la primera pantalla
        primeraPantalla();

        //Selecciona el puerto serial
        if (keyPressed)
        {
            int num=int(key);
            if(58>num && 48<num)
            {
                println((num-49));
                myPort = new Serial(this, nombres[(num-49)] , 115200);
                myPort.bufferUntil('\n');
                delay(1);
                decide=1;
            }
        }
    }
    //Segunda pantalla
    if (decide==1) {
        /*Dibuja y le da proporción a todo lo que se dibuja en la pantalla donde
        se configuran las gráficas*/
        dibujartodo();
    }

    //Graficando
    if (decide==2) {
        fill(255,255,255);
    }
}

```

```

//configura y dibuja los puntos en la gráfica de atractor
    atractor();
//configura y dibuja los puntos en la gráfica del electrocardiograma
    electro();
//Variables usadas para la gráfica del electrocardiograma
    xbefore=xElectro;
//dibuja la fecha
    extras();
/*temporizador que cada 10 segundos guarda una imagen atraves de arrays
y al llegar a 10 y 20 minutos las imprime en la pantalla en las
graficas destinadas a ello accediendo a los arrays correspondientes*/
    tiemp();
}
}
//función que lee el puerto serial y
//asigna su valor a las variables del atractor
void serialEvent(Serial myPort) {
    // get the ASCII string:
    // get the ASCII string:
        String inString = myPort.readStringUntil('\n');
if (inString != null)
{
    // trim off any whitespace:
        inString = trim(inString);
    // split the string on the commas and convert the
    // resulting substrings into an integer array:
        float[] atractor = float(split(inString, ","));
    // if the array has at least two elements, you know
    // you got the whole thing. Put the numbers in the
        if (atractor.length >=2)
        {
            // mapea los datos seriales
                xAtractor [n] = map(atractor[0], 0, 1024, 51, 359-tam);
                yAtractor [n]= map(atractor[1], 0, 1024, 479-tam, 141);
            //variables para las gráficas
                xElectro= map(atractor[0], 0, 1023, 561-(tam), 739-(3*tam/2));
                n=n+1;
                c4=c4+1;
                datosserial.println("    n:"+n+"    x:"+xAtractor [n-1]+"
y:"+yAtractor [n-1]);
        }
        if( n==8002)
            { n=0;
              d3=1;
              datosserial.println("    ");
              datosserial.println("    ");
              datosserial.print("
Fecha:"+ y + "-" + m + "-" + d + " Hora:" + h + ";" + min + ";" + s);
              datosserial.println("    ");
              datosserial.println("    ");
            }
            //Para probar la entrada de datos
            //println("    n:"+n+"    x:"+atractor [0]+"    y:"+atractor
[1]);
        }
}
}

```

```

void primeraPantalla() {
  //color pantalla
  background(231,250,231);
  fill(231,250,231);
  //margen
  strokeWeight(4);
  stroke(255,0,0);
  rect(0,0,width-3,height-3);
  strokeWeight(1);
  tint(154,227,245);
  //imagen fondo
  PImage Fondo;
  // cargamos imagen
  Fondo = loadImage("fondo/19.jpg");
  //la mostramos
  image(Fondo,4,4,width-8,height-8);
  //configurar puerto serial, en este caso es el COM6 en mi computadora
  textFont(titulo);
  fill(31, 21, 200);
  textSize(40);
  text("Atractor y electrocardiograma", 100, 75);
  fill(18, 2, 120);
  textSize(34);
  nombres = Serial.list();
  text( "Instrucciones:", 40, 150);
  fill(18, 2, 80);
  textSize(27);
  text( "1) En esta pantalla Lee concuidado las instrucciones",
70, 185);
  text( "2) En la siguiente pantalla accederas a configurar el
tamaño de las graficas", 70, 240);
  text(" Podrás presionar en tu teclado:", 100, 275);
  text("  "a" para agrandar las gráficas", 100, 305);
  text("  "s" para reducir las gráficas", 100, 335);
  text("  "d" para comenzar a graficar.", 100, 365);
  text( "3) Mientras esta graficando presiona:", 70, 420);
  text("  "f" para volver a configurar las graficas.", 100,
455);
  text("  "g" Guarda la imagen actual del atractor y lo muestra
en la de 10 minutos", 100, 485);
  text( "4) Ahora Presiona en el teclado el número en azul para
tu puerto serial", 70, 535);
  text("Puertos seriales:", 120, 575);
  for(int i=1; i<(nombres.length+1);){
    fill(0, 0, 255);
    text(i+": ", 320+((i-1)*125), 575);
    fill(255, 0, 0);
    text(nombres[i-1], 320+((i-1)*125)+25, 575);
    i=i+1;
  }
  fill(0, 0, 210);
  text( "Nota: Si desconoces tu puerto, desconecta y vuelve a
conectar el arduino", 120,635);
  text( " e identifica que puerto desaparece y reaparece", 120,
665);
}

```

```

//TECLES:
void keyPressed(){
  //si presionas la tecla espaciadora desaparece el cursor
  if (key==' '){
    if(cursorOn){
      noCursor();
      cursorOn=false;
    }
    else{
      cursor();
      cursorOn=true;
    }
  }
  //Si presionas la tecla "g" se copia el atractor en la gráfica de 10
  minutos y se guarda el atractor actual en imagen en la carpeta permanente
  if (key=='g'){
    if(decide==2){
      copy(20,130,380-tam,376-tam,460-tam,130,380-tam,376-tam);
      save("Atractor" + y + "/" + m + "-" + d + "/" + h + ";" + min + ";" + s +
".jpg");
    }
  }
  //Si presionas la tecla "h" se copia el atractor en la gráfica de 20
  minutos
  if (key=='h'){
    if(decide==2){
      copy(20,130,380-tam,376-tam,900-(tam*2),130,380-tam,376-tam);
    }
  }
  //Si presionas la tecla "s", se hacen más chicas las gráficas
  if (key=='s'){
    if(decide==1){
      tam=tam+34;
      decide=1;
    }
  }
  //Si presionas la tecla "a", se hacen más grandes las gráficas
  if (key=='a'){
    if(decide==1){
      tam=tam-34;
      decide=1;
    }
  }
  //Si presionas la tecla "d" se comienza a graficar
  if (key=='d'){
    if(decide==1){
      decide=2;}
  }
  //Si presionas la tecla "f" vuelves a configurar las gráficas
  if (key=='f'){
    if(decide==2){
      decide=1;}
  }
}
//función para borrar todos los archivos y carpetas contenidos en una carpeta
public static void borrarDirectorio (File directorio){
  File[] ficheros = directorio.listFiles();
  for (int x=0;x<ficheros.length;x++){

```

```

    if (ficheros[x].isDirectory()) {
        borrarDirectorio(ficheros[x]);
    }
    ficheros[x].delete();
}
}
void tiemp()
{
    //Temporizador, toma de muestras e impresión en pantalla
    if ( millis() - LastSent > 10000 ) {
        LastSent = millis();
        //Guarda las imagenes temporales
        save("AtractorTemporal" + y + "/" + m + "-" + d + "/" + h + ";" + min + ";"
+ s + ".jpg");
        yerus[x]=y;
        mesus[x]=m;
        dius[x]=d;
        hors[x]=h;
        minus[x]=min;
        segus[x]=s;
        x=x+1;
        c1=c1+1;
        c2=c2+1;
        c3=c3+1;
        c5=c5+1;
        //Guarda las imágenes del atractor en la carpeta permanente
        if(c5==60)
        {
            save("Atractor" + y + "/" + m + "-" + d + "/" + h + ";" + min + ";" + s +
".jpg");
        }
        //impresión hace 10 minutos
        if(241 >= c1 & c1 >= 61)
        {
            img= loadImage("AtractorTemporal" + yerus[z] + "/" + mesus[z] + "-" +
dius[z] + "/" + hors[z] + ";" + minus[z] + ";" + segus[z] + ".jpg");
            copy(img,20,130,380-tam,376-tam,460-tam,130,380-tam,376-tam);
            z=z+1;
        }
        //impresión hace 20 minutos
        if(301 >= c2 & c2 >= 121)
        {
            img2= loadImage("AtractorTemporal" + yerus[w] + "/" + mesus[w] + "-" +
dius[w] + "/" + hors[w] + ";" + minus[w] + ";" + segus[w] + ".jpg");
            copy(img2,20,130,380-tam,376-tam,900-(tam*2),130,380-tam,376-tam);
            w=w+1;
        }
        if(331 >= c3 & c3 >= 151)
        {
            //Borra las primeras imágenes en la carpeta temporal para que no se
amontonen
            //Para hacer pruebas comenta la línea de abajo y descomenta la que
esta abajo de esa
            ruta2 = new File( direc + "AtractorTemporal" + yerus[q] + "/" +
mesus[q] + "-" + dius[q] + "/" + hors[q] + ";" + minus[q] + ";" + segus[q] +
".jpg" );

```

```

        //ruta2 = new File(direccion + yerus[q] + "/" + mesus[q] + "-" +
dius[q] + "/" + hors[q] + ";" + minus[q] + ";" + segus[q] + ".jpg" );
        ruta2.delete();
        q=q+1;
    }
    if(c1==241) {
        c1=60;
        z=1; }
    if(c2==301) {
        c2=120;
        w=1; }
    if(c3==331) {
        c3=150;
        q=1; }
    if(x==182) {
        x=1;}
    if(c5==60) {
        c5=0;}
}
}
void electro()
{
    //configura y dibuja los puntos en la gráfica del electrocardiograma
    // dimensión de los puntos
        strokeWidth(1.4);
    // Color de los puntos
        stroke(10);
    // arreglo del dibujo en la gráfica
    if(tiempoElectro>=919-(2*tam))
    {
        tiempoElectro=401-(tam);
        //Borrar gráfica
        strokeWidth(1);
        stroke (100,200,100);
        fill(255,255,255);
        rect (399-tam, 559-tam, 522-tam, 182-(tam/2));
        fill(235,226,254,120);
        rect (399-tam, 559-tam, 522-tam, 182-(tam/2));
    }
    else
    { tiempoElectro=tiempoElectro+1; }
    // Coloca los puntos en la gráfica
        line((tiempoElectro-1),xbefore,tiempoElectro,xElectro);
}
void atractor()
{

    //configura y dibuja los puntos y líneas en la gráfica de atractor cada
segundo
    if ( millis() - LastSent1 > 1000) {
        LastSent1 = millis();
    //dibuja los puntos y líneas en la gráfica
    if(d3==1)
    {
        cuadrricula();
    }
}

```

```

for(i=0; i<8000;)
{
    // dimensión de los puntos
    strokeWeight(2);
    // Color de los puntos
    stroke(255,0,0);
    // Coloca los puntos en la gráfica
    point(xAtractor[i],yAtractor[i]);
    //coloca las líneas que unen los puntos en la gráfica
    strokeWeight(.5);
    stroke(200,0,0,200);
line(xAtractor[i+1],yAtractor[i+1],xAtractor[i],yAtractor[i]);
    i=i+1;
}
}
}
void dibujartodo()
{
    // variable para el tiempo de captura
    LastSent = millis();
    LastSent1 = millis();
    //variables para la gráfica electrocardiograma
    xbefore=561-tam;
    xElectro=561-tam;
    tiempoElectro=401-tam;
    //color pantalla
    background(231,250,231);
    fill(231,250,231);
    //margen
    strokeWeight(4);
    stroke(255,0,0);
    rect(0,0,width-3,height-3);
    strokeWeight(1);
    tint(154,227,245);
    //imagen fondo
    PImage Fondo;
    // cargamos imagen
    Fondo = loadImage("fondo/19.jpg");
    //la mostramos
    image(Fondo,4,4,width-8,height-8);
    //Fecha día/mes/año
    textFont(fecha);
    fill(255,0,0);
    textSize(10);
    text(d + "/" + m + "/" + y, 20, 20);

    //Títulos
    textFont(titulo);
    fill(0, 50, 153);
    textSize(50-(tam/10));
    text("Atractor y electrocardiograma", 350-(tam/2), 50);
    fill(0, 102, 153);
    textSize(35-(tam/11));
    text("Gráfica del atractor", 60, 120);
    fill(0, 102, 153);

```

```

    textSize(35-(tam/11));
    text("Atractor hace 10 minutos", 475-tam, 120);
    fill(0, 102, 153);
    textSize(35-(tam/11));
    text("Atractor hace 20 minutos", 920-(tam*2), 120);
    fill(0, 102, 153);
    textSize(35-(tam/11));
    text("Electrocardiograma", 480-tam, 542-tam);
    textFont(creadores);
    fill(255, 0, 0);
    textSize(27-(tam/16));
    text("creado por:", 50, 600-tam);
    fill(210, 0, 0);
    textSize(25-(tam/16));
    text("David Santiago Torres", 50, 640-(7*tam/6));
    fill(255,255,255);
//orientación de los rectángulos de las gráficas
    stroke (100,200,100);
    rect (50, 140, 340-tam, 340-tam);
    rect (490-tam, 140, 340-tam, 340-tam);
    rect (930-(tam*2), 140, 340-tam, 340-tam);
    rect (399-tam, 559-tam, 522-tam, 182-(tam/2));
//fondo de la cuadrícula de la gráfica del atractor
    // color del fondo
    stroke(235,226,254,50);
    for(int i=51;i<(390-tam); i++){
        line(i,141,i,479-tam);
    }
//fondo de la cuadrícula del electrocardiograma
    stroke(235,226,254,120);
    for(int i=401-tam;i<(920-(tam*2)); i++) {
        line(i,561-tam,i,739-(3*tam/2));
    }
//cuadrícula de la gráfica del atractor
    // color cuadrícula
    stroke(10,10,240,60);
    //dibuja la cuadrícula vertical
    for(int i=50;i<(390-tam); i+=(10-(tam/34))){
        line(i,141,i,(479-tam));
    }
    //dibuja la cuadrícula horitzontal
    for(int j=140;j<(480-tam); j+=(10-(tam/34))){
        line(51,j,389-tam,j);
    }
    // color fondo líneas de magnitud
    stroke(235,226,254,150);

    //dibuja las líneas verticales
    for(int i=21;i<=(390-tam); i+=1){
        line(i,481-tam,i,505-tam);
    }
    //dibuja las líneas horitzontales
    for(int j=140;j<=(480-tam); j+=1){
        line(21,j,49,j);
    }
    //dibuja las líneas verticales
    for(int i=21;i<=(390-tam); i+=1){

```

```

        line(i,130,i,139);
    }
    //dibuja las líneas horitzontales
    for(int j=130;j<=(505-tam); j+=1){
        line(391-tam,j,400-tam,j);
    }
    // color líneas de magnitud
    stroke(10,10,240);
    //dibuja las líneas verticales
    for(int i=50;i<=(390-tam); i+=((340-tam)/17)){
        line(i,481-tam,i,488-tam);
    }
    //dibuja las líneas horitzontales
    for(int j=140;j<=(480-tam); j+=((340-tam)/17)){
        line(42,j,49,j);
    }
    // color números de magnitud
    fill(0,0,100);
    //dibuja los números verticales
    for(int i=43;i<=395-tam; i+=((340-tam)/17)){
        textSize(9-(tam/25));
        text(a, i, 499-tam);
        a=a+60;
    }
    a=0;
    //dibuja los números horitzontales
    for(int j=485-tam;j>=140; j-=((340-tam)/17)){
        text(b, 23, j);
        b=b+60;
    }
    b=0;
    // color plano cartesiano
    stroke(0,0,255,200);
    //dibuja la línea central vertical
    line(220-(tam/2),141,220-(tam/2),479-tam);
    //dibuja la cuadrícula horitzontal
    line(51,310-(tam/2),389-tam,310-(tam/2));
    //Dibuja gráfica 10 minutos y 20 minutos
    copy(20,130,380-tam,376-tam,460-tam,130,380-tam,376-tam);
    copy(20,130,380-tam,376-tam,900-(tam*2),130,380-tam,376-tam);
    //variables temporizadores
    c1=1;
    c2=2;
    x=1;
    w=1;
    z=1;
    n=0;
    c4=0;
    c5=58;
}
void extras()
{
    /*
        //número de veces que se ha repetido el draw
        nmuestras++;
        textFont(fecha);
    */
}

```

```

        textSize(10-(tam/25));
        stroke(129,203,220);
        fill(129,203,220);
        rect(70-(tam/3), 510-tam, 245-(tam/8), 30-(tam/25));
        fill(255,0,0);
        text("Número de muestras(" + nmuestras + ")", 120, 530-tam);
*/
//fecha
//borra número anterior
        stroke(129,203,220);
        fill(129,203,220);
        rect(98,9,56,16);
//Actualiza fecha
        y = year();
        m = month();
        d = day();
        s = second();
        min = minute();
        h = hour();
        fill(255,0,0);
        textSize(10);
        textFont(fecha);
        text(h + ":" + min + ":" + s, 100, 20);
}
void cuadrícula()
{
    //fondo de la cuadrícula de la gráfica del atractor
    //grosor
        strokeWeight(1);
    // color del fondo
        stroke(255,255,255);
    for(int i=51;i<(390-tam); i++){
        line(i,141,i,479-tam);
    }
    // color del fondo
        stroke(235,226,254,50);
    for(int i=51;i<(390-tam); i++){
        line(i,141,i,479-tam);
    }
    //cuadrícula de la gráfica del atractor
    // color cuadrícula
        stroke(255,255,255);
    //dibuja la cuadrícula vertical
    for(int i=50;i<(390-tam); i+=(10-(tam/34))){
        line(i,141,i,(479-tam));
    }
    //dibuja la cuadrícula horizontal
    for(int j=140;j<(480-tam); j+=(10-(tam/34))){
        line(51,j,389-tam,j);
    }
    // color cuadrícula
        stroke(10,10,240,60);
    //dibuja la cuadrícula vertical
    for(int i=50;i<(390-tam); i+=(10-(tam/34))){
        line(i,141,i,(479-tam));
    }
}

```

```

//dibuja la cuadrícula horitzontal
for(int j=140;j<(480-tam); j+=(10-(tam/34))){
  line(51,j,389-tam,j);
}
// color plano cartesiano
stroke(255,255,255);
//dibuja la línea central vertical
line(220-(tam/2),141,220-(tam/2),479-tam);
//dibuja la cuadrícula horitzontal
line(51,310-(tam/2),389-tam,310-(tam/2));
// color plano cartesiano
stroke(0,0,255,200);
//dibuja la línea central vertical
line(220-(tam/2),141,220-(tam/2),479-tam);
//dibuja la cuadrícula horitzontal
line(51,310-(tam/2),389-tam,310-(tam/2));
}

```

7.2. Código de Arduino

```

/*Programa para leer los datos de dos monitores cardiacos y mostrarlos via
serial*/
int LOMas2 = 2;
int LOMenos2 = 3;
int Senal2 = A2;
int LOMas1 = 5;
int LOMenos1 = 6;
int Senal1 = A3;
void setup() {
  //configura la referencia analogica como externa
  analogReference(EXTERNAL);
  //configura la velocidad del puerto serial
  Serial.begin(115200);
  //Configura las entradas analogicas
  pinMode(LOMas1, INPUT);
  pinMode(LOMenos1, INPUT);
  pinMode(LOMas2, INPUT);
  pinMode(LOMenos2, INPUT);
}
void loop() {
  //Si algun electrodo esta desconectado o defectuoso envía un valor
  constante de 512
  if((digitalRead(LOMenos1) == 1)|| (digitalRead(LOMas1) ==
1)|| (digitalRead(LOMenos2) == 1)|| (digitalRead(LOMas2) == 1)){
    Serial.println(512);
  }
  else{
    //Envia los valores de los monitores por el puerto serial
    Serial.print(analogRead(Senal1));
    Serial.print(",");
    Serial.println(analogRead(Senal2));
  }
}
}

```

8. Conclusiones

Se implementó un dispositivo instrumentado con dos sensores Sparkfun de ECG AD8232 y se logró graficar atractores de pacientes en el Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos dentro de la unidad de cuidados intensivos (UCI) con un retraso menor a 1 segundo desplegando tres gráficas, una del momento actual, otra de 10 minutos atrás y otra de 20 minutos atrás, estas graficas asisten al Dr. Pedro Eduardo Alvarado Rubio para monitorear el comportamiento eléctrico cardiopulmonar además de visualizar si ocurriesen cambios en un espacio de tiempo no mayor a 20 min, el cual brinda la oportunidad de tomar decisiones críticas. Ya que no se encontró un dispositivo en el mercado que graficara los atractores al momento de obtener los datos del electrocardiógrafo y los holteres requieren de minutos u horas para obtener los datos, consecuentemente procesarlos en un ordenador y graficarlos para Atractor, ocasionando pérdida de tiempo. Con este dispositivo se busca en un futuro que los médicos especialistas y no especialistas puedan apoyarse en los resultados que muestra para su diagnóstico. Los inconvenientes serian que nuestro software muestra una alerta de virus en algunos antivirus y no deja que funcione al menos que se inhabilite y la solución que le dimos temporalmente es desactivar la protección del antivirus en el momento que se esté graficando, otro inconveniente es que depende mucho del equipo de cómputo que se esté usando ya que requiere un procesador de gama media o alta como un AMD10 o CORE i5 al igual que su memoria RAM de 8GB para que pueda graficar sin lapsos de pausa. También requiere una etapa de filtrado ya que notamos que el acercarse al dispositivo modificaba la gráfica por el ruido que se le inducía. El amplificador AD8232 no es un artículo para diagnóstico, según el fabricante Sparkfun, pero nos dimos a la tarea de comparar con un ECG “Burdick EK10”, y los resultados tuvieron un mínimo de diferencia. Con esta propuesta en funcionamiento se busca abrir otro campo de investigación para la predicción de malestares o ataques de enfermedades a los pacientes, la visión del Dr. Alvarado es que el comportamiento o patrón de los atractores nos permitan identificar si el paciente padece de una enfermedad o padecimiento que a simple vista no muestra síntomas, así con una base de datos que identifique el patrón y poder anticipar si será un estornudo o una posible tromboembolia. Para mejorar la eficiencia en vez de forzosamente necesitar una computadora, el trabajo a futuro es emigrar a usar otro tipo de tecnología como plataformas de desarrollo de bajo costo por ejemplo Raspberry Pi 3, BeagleBone Black, así bajarían los costos ya que no sería necesario un sistema de cómputo.

Lista de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 Sensor usado en la investigación (MEA) (6)..... | 15 |
| Figura 2 Ejemplo de la proyección 2D de la reconstrucción del espacio de fase de la señal normal. Tomando los electrodos 4, 5, 14, 15, 20 29 (6) | 16 |
| Figura 3 Ejemplo de la proyección 2D de la reconstrucción del espacio de fase de la señal con arritmia. Tomando los electrodos 4, 5, 14, 15, 20 29 (6) | 17 |
| Figura 4 Atractores tomados por Alvarado y Mancilla (8)..... | 19 |
| Figura 5 Atractores tomados por Alvarado y Mancilla (8)..... | 19 |
| Figura 6 A la izquierda se observa el atractor para un feto sano, a la derecha el atractor para un feto con restricción del crecimiento intrauterino (9)..... | 20 |
| Figura 7 Galvanómetro en reposo con células negativas, sin cambio de dirección (10).. | 22 |
| Figura 8 Galvanómetro con deflexión positiva (11)..... | 22 |
| Figura 9 Galvanómetro en reposo con células positivas, sin cambio de dirección (12) .. | 22 |
| Figura 10 Galvanómetro con deflexión positiva, células en repolarización (13)..... | 23 |
| Figura 11 Conjunto de células mostrando la despolarización, deflexión positiva (14).... | 23 |
| Figura 12 Anatomía del corazón y Sistema de conducción eléctrica del corazón (15) | 24 |
| Figura 13 Ejemplo de comportamiento Nódulo Sinusal (16)..... | 24 |
| Figura 14 Derivaciones de extremidades y Triángulo de Einthoven (17) | 26 |
| Figura 15 Derivaciones Precordiales y sus respectivos Electrodo (18) | 28 |
| Figura 16 Electrocardiograma persona sana (24) | 30 |
| Figura 17 Electrocardiograma 6 canales - 12 derivaciones (25) | 30 |
| Figura 18 ECG, infarto agudo (26)..... | 31 |
| Figura 19 Atractor Ciclo límite (27) | 33 |
| Figura 20 Atractor Toro límite (28)..... | 33 |
| Figura 21 Atractor de Lorenz (29)..... | 36 |
| Figura 22 Atractor Lorenz en su proyección XZ, ejemplo atractor bidimensional (41).... | 36 |
| Figura 23 a) Atractor de Lorenz y su ecuación. b) Atractor de Lorenz y la proyección de la serie de tiempo en el eje Y1 c) Atractor de Lorenz graficado solo con la variable Y1 tomada con diferentes grados de retraso (44)..... | 39 |
| Figura 24 Atractor de Lorenz y su proyecciones en los ejes XY, XZ y ZY (46) | 40 |
| Figura 25 Arduino Nano (48) | 42 |
| Figura 26 Diagrama Arduino NANO (49)..... | 43 |
| Figura 27 Captura de pantalla, IDE de Arduino (51)..... | 43 |
| Figura 28 Esquemático del monitor cardiaco (53)..... | 45 |
| Figura 29 Diagrama de bloques y pines AD8232 (54) | 45 |
| Figura 30 Respuesta a la frecuencia del monitor cardiaco (54)..... | 46 |
| Figura 31 Módulo Sparkfun con integrado AD8232 (55) | 46 |
| Figura 32 Captura de pantalla, software Processing (57) | 47 |
| Figura 33 Diagrama del funcionamiento del sistema (58)..... | 48 |

| | |
|---|----|
| | 83 |
| Figura 34 Alambrado del arduino y los monitores (59)..... | 49 |
| Figura 35 Posición de los electrodos en paciente (60)..... | 50 |
| Figura 36 Hardware ensamblado (61)..... | 50 |
| Figura 37 Presentación del hardware (62) | 51 |
| Figura 38 Hardware en funcionamiento (63)..... | 51 |
| Figura 39 Diagrama de flujo del programa para el Arduino (64)..... | 52 |
| Figura 40 Imágenes de atractor guardadas (65)..... | 54 |
| Figura 41 Archivo .txt con datos del atractor (66)..... | 54 |
| Figura 42 Carpeta del programa ejecutable (67)..... | 55 |
| Figura 43 Inicio de programa, primera pantalla (68)..... | 56 |
| Figura 44 Carga de programa, segunda pantalla (69)..... | 57 |
| Figura 45 Prueba de programa, se presionó repetidamente la tecla "s" (70) | 57 |
| Figura 46 Prueba de programa, se presionó la tecla "a", hasta ajustar la pantalla (71) | 58 |
| Figura 47 Diagrama de flujo Processing parte 1 (72)..... | 59 |
| Figura 48 Diagrama de flujo Processing parte 2 (73)..... | 60 |
| Figura 49 Diagrama de flujo Processing parte 3 (final) (74) | 61 |
| Figura 50 Caso 1, circuito en funcionamiento (75) | 62 |
| Figura 51 Caso 1, resultado de su Atractor (76) | 62 |
| Figura 52 Caso 2, circuito en funcionamiento (77) | 63 |
| Figura 53 Atractor Mujer 64 años - 2990 puntos (78)..... | 64 |
| Figura 54 Atractor Mujer 64 años - 5000 puntos (79)..... | 64 |
| Figura 55 Caso 3, circuito en funcionamiento (80) | 65 |
| Figura 56 Atractor Mujer 65 años - 5000 puntos (81)..... | 66 |
| Figura 57 Atractor Mujer 65 años - 7000 puntos (82)..... | 66 |
| Figura 58 Proyecciones tridimensionales de atractores de un paciente (83) | 67 |
| Figura 59 Holter “SCOTTCARE Chroma” (84) | 67 |

Bibliografías

1. *Aplicación de la teoría de los sistemas dinámicos al estudio de las embolias pulmonares*. **Alvarado Rubio, Pedro E. y Mansilla Corona, Ricardo**. 6, México : CENTRO DE INVESTIGACIONES INTERDISCIPLINARIAS EN CIENCIAS Y HUMANIDADES UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO, Mayo-Agosto de 2015, Interdisciplina: Medicina y Complejidad, Vol. 3, págs. 83-96.
2. **Miguel Garcia, Professor in Medical Practice and Specialist in Pathophysiology**. SlideShare. [En línea] 18 de Febrero de 2015. <https://es.slideshare.net/MiguelGarcia158/una-muy-breve-historia-del-ecg>.
3. **Escuela, Centro Medico**. Técnico en Electrocardiograma. [En línea] <http://www.electrocardiograma.org/historia-del-electrocardiografo.html>.
4. **SantaFe, Medicina preventiva**. El Holter electrocardiográfico o Holter de arritmias en Caracas. [En línea] <http://medicinapreventiva.info/el-holter-electrocardiografico-o-holter-de-arritmias/>.
5. **Cruz, Denis**. SlideShare. [En línea] IMSS, 12 de Abril de 2013. <https://es.slideshare.net/DenisCruz1/presentacion-paciente-critico>.
6. *Analysis of an experimental model of in vitro cardiac tissue using phase space reconstruction*. **Binbin Xu, Sabir Jacquir, Gabriel Laurent, Jean-Marie Bilbault, Stéphane Binczak**. s.l. : Elsevier, Septiembre de 2014, Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 13, págs. 313-326.
7. **F.Uresandi**. ScienceDirect. *Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica*. [En línea] 2004. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300289604755969?via%3Dihub>.
8. **P.E. Alvarado MD, Ph R. Mansilla, R. Escalona MD, L. Vimbela MD, P. Alvarado-Avila MD, A. Gonzalez MD, C. Gonzalez MD, B. Barrales MD, R. Brugada MD, F. Avila MD**. *BIOELECTRIC SIGNAL OF THE ELECTROCARDIOGRAM (EKG), ANALYZED IN CRITICALLY ILL PATIENTS*,. Critical Care Unit Hospital Regional Lic. Adolfo López Mateos ISSSTE México, and Center for interdisciplinary Research in the Sciences and Humanities (CEIICH) Universidad Nacional Autónoma de México. México : s.n.
9. *Análisis no lineal de la frecuencia cardíaca fetal*. **Chirivella, Xiomara, Ortega-Becea, José y Infante, Saba**. 3, Enero de 2011, Revista de obstetricia y ginecología de Venezuela, Vol. 71, págs. 174-182.
10. **Brena, Marco**. *Galvanómetro en reposo con células negativas, sin cambio de dirección*. México : s.n., 2017.
11. —. *Galvanómetro con deflexión positiva*. México : s.n., 2017.
12. —. *Galvanómetro en reposo con células positivas, sin cambio de dirección*. México : s.n., 2017.
13. —. *Galvanómetro con deflexión positiva, células en repolarización*. México : s.n., 2017.

14. —. *Conjunto de células mostrando la despolarización, deflexión positiva*. México : s.n., 2017.
15. **Murciasalud, Texasheart**. texasheart.org and murciasalud.es. [En línea] 03 de Noviembre de 2017. http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/images/fig1_crosslg_sp.jpg; http://www.murciasalud.es/recursos/miocardiopatia/fig_2.gif.
16. **Brena, Marco**. *Ejemplo de comportamiento Nódulo Sinusal*. México : s.n., 2017.
17. **my-ekg**. my-ekg.com. [En línea] 03 de Noviembre de 2017. <http://www.my-ekg.com/imag/derivaciones-frontales.png>.
18. —. my-ekg.com. [En línea] 03 de Noviembre de 2017. <http://www.my-ekg.com/imag/electrodos-precordiales2.png>.
19. **Khan, M. Gabriel**. *Rapid ECG Interpretation*. Boston, Ma : Humana Press, 2008.
20. **Dubin, Dale**. *Electrocardiografía Practica*. España : Interamericana de Ediciones, 1986.
21. **Laso, F. Javier**. *Patología General - Introducción a la Medicina Clínica*. s.l. : Masson, 2004.
22. **Kasper, Dennis L**. *Harrison Principios de Medicina Interna*. s.l. : McGrawHill, 2016.
23. **Luna, Antonio Bayés de**. *Electrocardiografía Básica*. s.l. : Publicaciones Peymanyer, 2012.
24. **Plusesmas**. Plusesmas.com. [En línea] 03 de Noviembre de 2017. https://www.plusesmas.com/salud/fotos_salud/cardiologia/79/electrocardiograma.html.
25. **Equimeed**. Equimeed. [En línea] 02 de Noviembre de 2017. <http://www.equimeed.com/tienda/home/16-electrocardiografo-contec-ecg-600g-6-canales-digital-touch.html>.
26. **Cardiomedica**. Cardiomedica.es. [En línea] 01 de Febreo de 2018. <https://i2.wp.com/www.cardiomedica.es/resources/Patologia/IAM-lateral.jpeg>.
27. **Wikipedia, XaosBits at English**. commons.wikimedia.org. [En línea] 04 de Marzo de 2006. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:VanDerPolPhaseSpace.png>.
28. **LucasVB**. commons.wikimedia.org. [En línea] 01 de Octubre de 2006. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Torus.png>.
29. **Murciasalud**. murciasalud.es. [En línea] 04 de Noviembre de 2017. http://www.murciasalud.es/recursos/miocardiopatia/fig_2.gif.
30. **Heritage, American**. The Free Dictionary. [En línea] 2016. <http://www.thefreedictionary.com/attractor>.
31. **Solari, Hernan Gustavo**. *Ciencia Hoy. El Caos y los límites de lo predecible*. [En línea] 25 de Octubre de 2007. <https://web.archive.org/web/20071025014953/http://www.cienciahoy.org.ar:80/hoy31/caos.htm>.
32. **Takens, David Ruelle & Floris**. *On the nature of turbulence*. 1971. 167-192.
33. **Ruelle, D**. *Small random perturbations of dynamical systems and definition of attractors*. 1981. 137-151.

34. **Milnor, John.** *On the concept of attractor.* 1985. 177-195.
35. **Ruelle, David.** *Elements of Differentiable Dynamics and Bifurcation Theory.* s.l. : Academi Press, 1989.
36. **Temam, R.** *Infinite dimensional dynamical systems in mechanics and physics.* s.l. : Springer-Verlag, 1997.
37. **Schroeder, Manfred.** *Fractals, Chaos, Power Laws W.H.* s.l. : Freeman and Company, 1991.
38. **W., Weisstein Eric.** *Attractor.* s.l. : Wolfram Research.
39. **Gleick, James.** Lorenz Attractor . *Zeuscat.* [En línea]
<http://www.zeuscat.com/andrew/chaos/lorenz.html>.
40. *¿QUÉ SON LOS SISTEMAS DINÁMICOS NO-LINEALES?* **Ritter Ortíz, Walter y Perez Espino, Tahimi E.** México DF : s.n., Enero de 2012, Globalización. Centro de Ciencias de la Atmósfera. UNAM.
41. **Atractordelorenz.** *attractordelorenz.blogspot.mx.* [En línea] 02 de Febrero de 2018.
<http://photos1.blogger.com/blogger2/4522/78741643644057/1600/XZ.jpg>.
42. *Reconstrucción de Ciclos Limite.* **Castillo Durán, Rogelio, Ortiz Villafuerte , Javier y Calleros Micheland , Gabriel.** Guadalajara, Jalisco : s.n., 2003. XIV Congreso Anual de la SNM/XXI Reunión Anual de la SMSR. págs. 1-12.
43. *Reconstrucción de Atractores.* **Agnelli, Juan Pablo y Barrea, Andrés.** [ed.] Jorge A. Vargas y Carina Boyallian. Córdoba : FAMAF - UNC, 2006, Revista de Educación Matemática, Vol. 21.2, pág. 32.
44. **Nap.edu.** [En línea] <https://www.nap.edu/openbook/18488/xhtml/images/88.jpg>.
45. **Editorial Planeta.** *Rítmico biológico, El rito de la vida.* *Planeta Saber, Gran Enciclopedia Planeta.* [En línea]
<http://www.planetasaber.com/theworld/gats/secciones/cards/default.asp?pk=743&art=59#>.
46. *La forma de la mariposa.* [En línea] https://4.bp.blogspot.com/-Nt9W6C0AuHg/WiE2WXQ_mAI/AAAAAAAAAH-E/VUVQUK-4xPI1E6YfytKTm_ic2bjosDlfQCLcBGAs/s1600/La%2Bforma%2Bde%2Bmariposa%2Bde%2Bla%2Bcurva%2Bproyectada%2Bsobre%2Bel%2Bplano%2BXY%2Bpuede%2Bhaber%2Binspirado%2Bel%2Bnombre%2Bdel%2Befecto%2Bma.
47. **Arduino.** *Arcuino.cc. Arduino Nano.* [En línea]
<https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoNano>.
48. **Arduino.** *store.arduino.cc.* [En línea] 02 de Febrero de 2018. https://store-cdn.arduino.cc/usa/catalog/product/cache/1/image/520x330/604a3538c15e081937dbfbd20aa60aad/A/0/A000005_featured_2.jpg.
49. **blog, Patagoniatec.** *Patagoniatec.* [En línea] [Citado el: 21 de 01 de 2019.]
<https://saber.patagoniatec.com>.
50. **Arduino.** *Arduino Software.* [En línea]
<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>.
51. **Santiago, David.** *Captura de pantalla, IDE de Arduino.* México : s.n., 2017.

52. Sparkfun. Sparkfun.com. [En línea] <https://www.sparkfun.com/products/12650>.
53. DevicesAnalog. Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. USA : s.n., 2018.
54. Analog. Analog Divice. [En línea] [Citado el: 21 de 01 de 2019.]
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>.
55. AnalogDevices. Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End. USA : s.n., 2018.
56. Sparkfun. learn.sparkfun.com. [En línea] 02 de Febrero de 2018.
https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/2/5/0/HeartRateBoardISO_Small.jpg.
57. Processing. Processing.org. [En línea] <https://processing.org>.
58. Santiago, David. *Captura de pantalla, software Processing*. México : s.n., 2017.
59. —. *Diagrama del funcionamiento del sistema*. México : s.n., 2017.
60. —. *Alambrado del arduino y los monitores*. México : s.n., 2017.
61. Brena, Marco. *Posición de los electrodos en paciente*. México : s.n., 2017.
62. Santiago, David. *Hardware ensamblado*. México : s.n., 2017.
63. —. *Presentación del hardware*. México : s.n., 2017.
64. —. *Hardware en funcionamiento*. México : s.n., 2017.
65. —. *Diagrama de flujo del programa para el Arduino*. México : s.n., 2017.
66. —. *Imágenes de atractor guardadas*. México : s.n., 2017.
67. —. *Archivo .txt con datos del atractor*. México : s.n., 2017.
68. —. *Carpeta del programa ejecutable*. México : s.n., 2017.
69. —. *Inicio de programa, primera pantalla*. México : s.n., 2017.
70. —. *Carga de programa, segunda pantalla*. México : s.n., 2017.
71. —. *Prueba de programa, se presionó repetidamente la tecla "s"*. México : s.n., 2017.
72. —. *Prueba de programa, se presionó la tecla "a", hasta ajustar la pantalla*. México : s.n., 2017.
73. —. *Diagrama de flujo Processing parte 1*. México : s.n., 2017.
74. —. *Diagrama de flujo Processing parte 2*. México : s.n., 2017.
75. —. *Diagrama de flujo Processing parte 3 (final)*. México : s.n., 2017.
76. Brena, Marco. *Caso 1, circuito en funcionamiento*. México : s.n., 2017.
77. —. *Caso 1, resultado de su Atractor*. México : s.n., 2017.
78. —. *Caso 2, circuito en funcionamiento*. México : s.n., 2018.
79. —. *Atractor Mujer 64 años - 2990 puntos*. México : s.n., 2018.
80. —. *Atractor Mujer 64 años - 5000 puntos*. México : s.n., 2018.
81. —. *Caso 3, circuito en funcionamiento*. México : s.n., 2018.
82. —. *Atractor Mujer 65 años - 5000 puntos*. México : s.n., 2018.
83. —. *Atractor Mujer 65 años - 7000 puntos*. México : s.n., 2018.
84. Alvarado, Pedro. *Proyecciones tridimensionales de atractores de un paciente*. México : s.n., 2017.
85. Brena, Marco. *Holter "SCOTTCARE Chroma"*. México : s.n., 2017.