



Universidad Nacional Autónoma de
México

FACULTAD DE CIENCIAS

VARIABILIDAD CARDÍACA DE JÓVENES
EN SITUACIÓN DE CALLE: UN
ENFOQUE DESDE LAS CIENCIAS DE LA
COMPLEJIDAD

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA

P R E S E N T A:
MARÍA CLEMENTINA CASTAÑARES GARRIDO



DIRECTOR DEL TRABAJO:
DRA. ANA LEONOR RIVERA LÓPEZ

Ciudad de México, 2019



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

1.Datos del alumno	
Apellido paterno	Castañares
Apellido materno	Garrido
Nombre(s)	María Clementina
Teléfono	044 55 4194 9034
Universidad	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	309594051
2.Datos del tutor	
Grado	Doctora
Nombre	Ana Leonor
Apellido paterno	Rivera
Apellido materno	López
3.Datos del sinodal 1	
Grado	Doctor
Nombre	Ruben Yvan Maarten
Apellido paterno	Fossion
Apellido materno	
4.Datos del sinodal 2	
Grado	Doctora
Nombre	Karla Paola
Apellido paterno	García
Apellido materno	Pelagio
5.Datos del sinodal 3	
Grado	Doctor
Nombre	Juan Claudio
Apellido paterno	Toledo
Apellido materno	Roy
6.Datos del sinodal 4	
Grado	Doctor
Nombre	Alejandro
Apellido paterno	Frank
Apellido materno	Hoeflich

7.Datos del trabajo escrito

Título	Variabilidad cardíaca de jóvenes en situación de calle: Un enfoque desde las Ciencias de la Complejidad
Número de páginas	87
Año	2019

Agradecimientos

Agradezco y dedico esta tesis para mi familia, la cual me ha apoyado y bien aconsejado durante la realización de mi devenir escolar. Sin importar el nivel de complejidad presente, ellos siempre han estado para guiarme.

A mi tutora de tesis, la Dra. Ana Leonor Rivera López, que desde el día en que nos conocimos me cobijó como su alumna, logrando transmitirme la emoción e importancia por la labor científica. Siempre estuvo muy atenta al desarrollo del trabajo, con la mejor disposición y con las mejores recomendaciones.

Agradezco a Lesli Aidé Álvarez y Rafael Silva Quiroz, quienes siempre estuvieron dispuestos para ayudar y revisar todo lo relacionado con el trabajo presente. En momentos donde se presentaban grandes dudas, el que me brindaran su tiempo para asesorarme, siempre me daba un gran alivio.

A la Dra. Alí Ruíz Coronel, que sin la presteza de sus ideas nunca hubiera pensado en encontrar el tema de la tesis, la cual está enfocada en problemas sociales. Logrando así aplicar las ciencias de la complejidad para atender a la comunidad que conforman los jóvenes de la calle.

A todo el equipo del C3 (Centro de Ciencias de la Complejidad), liderado por el Dr. Alejandro Frank, donde las reuniones de grupo enriquecían mi vida académica y la convivencia con grandes compañeros me brindó un excelente grupo de trabajo.

A la Facultad de Ciencias, la cual me ha brindado conocimientos invaluable, así como amistades que guardaré en mi corazón por el resto de mi vida. La madurez que me ha brindado pertenecer a la Facultad de Ciencias siempre está presente.

Dedicatoria

Para mis padres, y cada persona que me ha ayudado a convertirme en lo que soy hoy.

Resumen

Desde el punto de vista de las Ciencias de la Complejidad, la salud puede considerarse como el estado homeostático de equilibrio entre la robustez y adaptabilidad a los cambios en el entorno.

Vivir en condiciones extremas, como las personas en situación de calle, tiene como consecuencia la pérdida de este estado de equilibrio homeostático.

Llevando a cabo el análisis estadístico sobre las series de tiempo correspondientes a jóvenes que viven en situación de calle, y comparándolas con jóvenes de control (varones saludables con edades entre 20 y 32 años que no viven en calle), se pretende determinar parámetros que permitan evaluar, no invasivamente, el estado de salud de los primeros.

Tanto en el dominio del tiempo, como en el de frecuencias, las series de tiempo de los individuos en calle muestran una dinámica más aleatoria que los controles; a diferencia de los adultos mayores, que se desvían hacia un estado más rígido.

Tal vez, esta aleatoriedad presente en los estudios pueda deberse a que los jóvenes que habitan en la calle se encuentran en un estado de alerta permanente debido a las condiciones extremas bajo las que viven.

Declaración

La realización del presente trabajo fue apoyada por el Proyecto UNAM DGAPA PAPIIT IN113619 y PAPIME PE103519; Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología Fronteras FC-2016-1/2277.

Por la presente declaro que, salvo cuando se haga referencia específica al trabajo de otras personas, el contenido de esta tesis es original y no se ha presentado total o parcialmente para su consideración para cualquier otro título o grado en esta o cualquier otra Universidad. Esta tesis es resultado de mi propio trabajo y no incluye nada que sea el resultado de algún trabajo realizado en colaboración, salvo que se indique específicamente en el texto.

Índice general

0.1	Objetivo	I
0.2	Siglas, abreviaciones y acrónimos	II
1	Introducción	1
1.1	Sistemas complejos	4
1.1.1	Medir la Complejidad	6
1.2	Jóvenes en Situación de Calle [1]	6
1.2.1	Soporte de resultados	8
2	Fisiología humana	11
2.1	Sistema nervioso [2]	11
2.1.1	Sistema nervioso central (<i>CNS</i>)	12
2.1.2	Sistema nervioso periférico (<i>PNS</i>)	13
2.2	Sistema cardiovascular [2]	16
2.2.1	Ciclo cardíaco	19
2.2.2	Electrocardiograma	21
2.2.3	Intervalo RR y ritmo cardíaco (<i>HR</i>)	22
2.3	Índice de masa corporal	23
3	Herramientas Matemáticas	25
3.1	Series de tiempo	25
3.2	Dominio del tiempo	28
3.2.1	Histogramas	28
3.2.2	Medidas de tendencia central	29
3.2.3	Medidas de dispersión o variabilidad	30
3.2.4	Medidas de forma de una distribución	32
3.2.5	Parámetro Alfa	35
3.3	Dominio de la frecuencia	35
3.3.1	Transformada de Fourier	36
3.3.2	Densidad espectral de potencia	38
3.4	Leyes de potencia	39

3.5	Medidas no-lineales	40
3.5.1	Diagramas de Poincaré	41
3.5.2	Entropía de Shannon	43
3.5.3	Análisis de fluctuaciones sin tendencia	44
3.5.4	Prueba de normalidad Anderson-Darling [3]	44
4	Método Experimental	47
4.1	Zephyr Bioharness 3.0	49
4.1.1	Funcionamiento del Zephyr BioHarness 3.0	50
5	Hipótesis de Trabajo	53
6	Resultados y discusión	55
6.1	Jóvenes de la calle: Antropología	55
6.2	Resultados	56
6.2.1	Jóvenes en situación de calle	57
6.2.2	Comparación entre tres categorías de estudio	65
6.3	Discusión	66
6.3.1	Jóvenes en situación de calle	66
6.3.2	Comparación entre tres categorías de estudio	72
6.3.3	Tabla de comparación entre sujetos de estudio	74
7	Conclusiones y Trabajos Futuros	79
	Bibliografía	81
A	Apéndice A	87
A.1	Series de Tiempo: Jóvenes Control	87

0.1. Objetivo

La situación extrema de estrés a la que diario se enfrentan cientos de jóvenes en situación de calle, afecta de manera irremediable a su sistema nervioso central. Tal daño tiene repercusiones no sólo fisiológicas, pero también de carácter psicológico que describen el comportamiento de los muchachos en la sociedad.

Daños en el sistema nervioso central provocan alteraciones en la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV, por sus siglas en inglés), reflejando así la habilidad del corazón para adaptarse a circunstancias de cambio, por lo que analizarla en el dominio del tiempo y frecuencia brindará varios parámetros para conocer el estado de un sistema, en este caso los jóvenes en situación de calle.

Siendo así, se determinan objetivos puntuales para el desarrollo de la presente tesis:

- Conocer causas sobre el estado de vida en calle.
- Identificar elementos que componen a los electrocardiogramas (ECG) y series de respiración.
- Dominar el software Kubios, Mathematica, Origin y R para realizar un buen análisis de las series de tiempo.
- Comprobar que a partir del análisis de series de tiempo, que provienen de estudios sencillos como ECG y pruebas de respiración, podemos determinar el diagnóstico de un joven que vive en situación callejera.
- Lograr relacionar los parámetros obtenidos con el estilo de vida que llevan los jóvenes que habitan en calle.
- Determinar diferencias o similitudes entre el análisis de las series de tiempo correspondientes a personas de edad mayor, jóvenes control y muchachos en situación de calle.

0.2. Siglas, abreviaciones y acrónimos

α	Parámetro Alfa
ANS	Sistema Nervioso Autónomo
ApEn	Entropía aproximada
AV	Atrioventricular
IMC	Índice de Masa Corporal
bpm	Latidos por minuto
BR	Ritmo Respiratorio
C3	Centro de Ciencias de la Complejidad
CNS	Sistema Nervioso Central
CV	Coefficiente de Variación
DFA	Análisis de Fluctuaciones sin Tendencia
ECG	Electrocardiograma
Ednica	Educación con niños, niñas, adolescentes y jóvenes en calle
EEG	Electroencefalograma
FC	Facultad de Ciencias
FFT	Transformada rápida de Fourier
HF	Frecuencias altas
HR	Ritmo cardíaco
HRV	Variabilidad del ritmo cardíaco
IBI	Intervalo entre latidos cardíacos
ICN	Instituto de Ciencias Nucleares
κ	Curtosis
LF	Frecuencias bajas
μ	Media
MD	Mediana
mV	Milivoltios
PNS	Sistema Nervioso Parasimpático
PQRST	Ondas del Electrocardiograma
PSD	Densidad espectral de potencia
R	Rango
rF	Radio de Frecuencias
RR	Intervalos entre complejo RR
SA	Sinoatrial
SampEn	Entropía muestral
SD	Desviación Estándar

SD²	Varianza
SD1 y SD2	Desviaciones estándar de la gráfica de Poincaré
$\frac{SD1}{SD2}$	Razón entre Desviaciones estándar de la gráfica de Poincaré
sk	Sesgo
SNS	Sistema Nervioso Simpático
UNAM	Universidad Nacional Autónoma de México
V	Volts
VLF	Muy bajas frecuencias

Introducción

Desde la perspectiva de Ciencias de la Complejidad, donde los objetos de estudio comparten características en común, tales como invarianza de escala, jerarquía en sus componentes, auto organización, entre otras, estudiamos los sistemas sociales.

La perspectiva de complejidad en la Medicina se basa en la hipótesis de que la salud es el balance homeostático entre la robustez y la adaptabilidad. Donde la robustez está definida por medio de un conjunto de parámetros que caracterizan a los sistemas de manera determinista, y adaptabilidad es la capacidad de responder a los cambios en el ambiente, los cuales son estocásticos [4].

Con esta definición, varios sistemas, sin importar la categoría, pueden determinarse como saludables o enfermos.

Las series temporales del intervalo entre latidos cardíacos, específicamente el intervalo RR, provenientes de un electrocardiograma, nos permitirán calcular biomarcadores que utilizaremos para determinar el estado de un sistema.

A la fecha, las personas que residen en la calle han sido las víctimas de distintos factores como el crecimiento económico, guerras, pobreza, pérdida de valores tradicionales, violencia doméstica, así como abuso mental y físico, por lo que han sido diezmadas de la sociedad común [5]. Mediante la presente tesis se busca dar relevancia a este grupo de ciudadanos, que muchas veces

dejamos en el olvido; así como intentar evaluar el efecto de las intervenciones que les brindan los programas de asistencia social, los cuales muchas veces son valorados de manera subjetiva.

El objeto de estudio serán catorce jóvenes de la calle, y con el objetivo de determinar, a partir de nuestra escala de salud, cuál es el estado de salud de estos jóvenes.

La recolección de catorce series de tiempo, analizadas en el dominio del tiempo, obteniendo parámetros estadísticos tales como media (μ), sesgo (sk , por sus siglas en inglés), curtosis (κ , por sus siglas en inglés), desviaciones estándar (SD , por sus siglas en inglés) e histogramas; así como en el dominio de frecuencias, donde obtenemos el diagrama espectral de potencia (PSD, por sus siglas en inglés), con sus respectivas bajas frecuencias (LF, por sus siglas en inglés), altas frecuencias (HF, por sus siglas en inglés), radio de frecuencias (rF) y la pendiente de cada gráfica, que corresponde al exponente de escalamiento fractal β .

Considerar análisis de procesos no lineales es importante, así que se obtuvieron diagramas de Poincaré con sus respectivas desviaciones estándar (SD), con el fin de determinar la autocorrelación entre latidos.

Este análisis es posible mediante diversos softwares computacionales, entre ellos Mathematica, Origin, R y Kubios, este último es un programa utilizado en la rama médica, destinado a la investigación de electrocardiogramas.

Con el análisis de los resultados obtenidos, se plantea conocer el estado fisiológico de quienes viven en situación de calle, para luego plantear, en un futuro, la aplicación de técnicas de recuperación que puedan tener un impacto positivo en la vida de los jóvenes que se encuentran en la situación mencionada, y si es posible, hacer notar que el efecto de tales estrategias se lleguen a reflejar en los parámetros estadísticos estudiados en las series de tiempo.

En Antropología, se ha catalogado el desgaste de los jóvenes de la calle como un envejecimiento prematuro, y de acuerdo a nuestra escala de salud, el envejecimiento se define como el aumento de rigidez en los parámetros estadísticos del dominio del tiempo, frecuencia y medidas no lineales, lle-

vando a un sistema a ser muy determinista y cada vez, más cerca de llegar a un estado de entropía.

¿Será posible encontrar una manera objetiva de medir el impacto que experimentan los jóvenes que viven en situación de calle, cuyas injerencias son brindadas por los programas sociales del Estado, así como determinar si padecen un envejecimiento prematuro?

1.1. Sistemas complejos

El área conocida como Ciencias de la Complejidad, promete ser de las más interdisciplinarias en la actualidad. Ésta está enfocada en el análisis de sistemas complejos.

Ahora bien, un sistema complejo es un sistema compuesto por entidades interdependientes, reales o abstractas, que como un todo, exhiben una o más propiedades que no son obvias, a partir de las propiedades de las partes individuales [6].

Es importante resaltar que la actividad de los sistemas complejos es no lineal, y típicamente exhibe autoorganización ante ciertos estímulos o presiones [7].

En cuanto a su historia, se podría decir que, en Matemáticas, las primeras contribuciones, así como las más importantes, fueron con el descubrimiento del caos en los sistemas dinámicos, los cuales están fuertemente ligados con la no linealidad. Los estudios sobre conexiones neuronales también son esenciales en el avance y mejora de las matemáticas necesarias para estudiar los sistemas complejos.

Existe una clasificación para los sistemas tratados, comenzando por:

- **Sistemas caóticos**
Son sensibles a condiciones iniciales, son topológicamente mixtos, y tienen órbitas muy densas.
- **Sistemas complejos adaptativos**
Están compuestos por diversos elementos interconectados y adaptativos, porque tienen la capacidad para cambiar y aprender de la experiencia.
- **Sistemas no lineales**
Su comportamiento no puede ser expresado como la suma del comportamiento de sus partes; en un sentido más físico, no cumple con el principio de superposición.

Dependiendo del número de elementos que conformen un sistema complejo, se estudiarán con distintas herramientas.

dispersa y ancha. En series de tiempo del intervalo RR es característico de un buen balance simpático-vagal.

El ruido asociado a la serie de tiempo es rosa, y así como todos los ruidos $\frac{1}{f^\beta}$, es invariante de escala.

El estado de altas correlaciones, con entropía $S \approx 0$, se asocia con personas de edad avanzada, ya que hay una gran similitud entre el valor de los puntos que forman la serie de tiempo. Analizando la señal, la pendiente calculada es de $\beta = -2$, y el diagrama de Poincaré muestra un conjunto de datos aglomerados en la elipse, asemejándose más a una línea recta que a una elipse, lo cual expone la rigidez del sistema. Para tal comportamiento, el tipo de ruido que domina es el Browniano o rojo.

Sobre el eje y se encuentra una señal periódica, con entropía $S = 0$, en la que los estados futuros del sistema ya están definidos.

El ajuste lineal brinda un valor de $\beta = \infty$, y el diagrama de Poincaré muestra los datos concentrados sobre una línea recta, por lo que el sistema es totalmente determinista.

Fisiología humana

El cuerpo humano está compuesto por sistemas complejos adaptativos que regulan los comportamientos y funciones corporales, para que los humanos puedan tener equilibrio interno, así como un buen intercambio de estímulos con el medio externo. En este caso, la relación de estos sistemas con la actividad cardíaca, dinámica respiratoria, procesos metabólicos, enfermedades mentales, etc, es de gran relevancia para establecer una conexión entre las series de tiempo a obtener y el comportamiento fisiológico del cuerpo humano.

2.1. Sistema nervioso [2]

El complejo organizador del ser humano se conoce como sistema nervioso. Está compuesto por distintas estructuras especializadas, las cuales buscan controlar y regular el funcionamiento de los diversos órganos y sistemas, ajustando la interacción del organismo con el medio externo. De acuerdo a los cambios en el medio externo o interno, el sistema nervioso está enfocado en responder a éstos mediante cambios en músculos o glándulas; con el fin de mantener la homeostasis.

El sistema nervioso se divide en dos subsistemas:

- Sistema nervioso central
- Sistema nervioso periférico

Aunque en general, el primero actúa durante periodos de esfuerzo mientras que el segundo predomina bajo situaciones de descanso [13].

■ **Simpático**

Prepara al cuerpo para la liberación de altos niveles de actividad somática. Cuando está activado en su totalidad, se produce una respuesta conocida como "*fight or flight*", la cual adecua al cuerpo para alguna crisis que pueda requerir inmediata e intensa actividad física. Un aumento en la actividad simpática generalmente estimula el metabolismo de fibra muscular así como el nivel de alerta.

El patrón general de respuesta para altos niveles son:

1. Alta alerta mental
2. Aumento de la tasa metabólica
3. Reducción de funciones digestivas y urinarias
4. Activación de las reservas de energía
5. Aumento de frecuencia y dilatación de vías respiratorias
6. Aumento de frecuencia cardíaca y presión sanguínea
7. Activación de glándulas sudoríparas

■ **Parasimpático**

Ésta división estimula la actividad visceral, aunque de igual manera conserva energía y promueve actividades sedentarias, como la digestión. El patrón de respuesta ante altos niveles en la actividad parasimpática es el siguiente:

1. Desaceleración del ritmo metabólico
2. Disminución del ritmo cardíaco y presión sanguínea
3. Aumento en la secreción de glándulas salivales y digestivas
4. Aumento de la movilidad y flujo sanguíneo del tracto digestivo
5. Estimulación de la orina y defecación

Los centros de coordinación y regulación de la actividad autónoma están localizados en el hipotálamo, el cual es muy importante ya que el cumplimiento de sus funciones es esencial para el desarrollo sano del ser humano

(Fig.2.2).

De acuerdo a un buen funcionamiento, otras de sus funciones son: controlar la contracción subconsciente del músculo esquelético, coordinar las actividades del sistema endocrino y nervioso, la secreción de hormonas (oxitocina y antidiurética), la producción de emociones así como impulsos de comportamiento, coordinación entre funciones voluntarias y autónomas, la regulación de la temperatura corporal y control de ritmo circadiano [2].

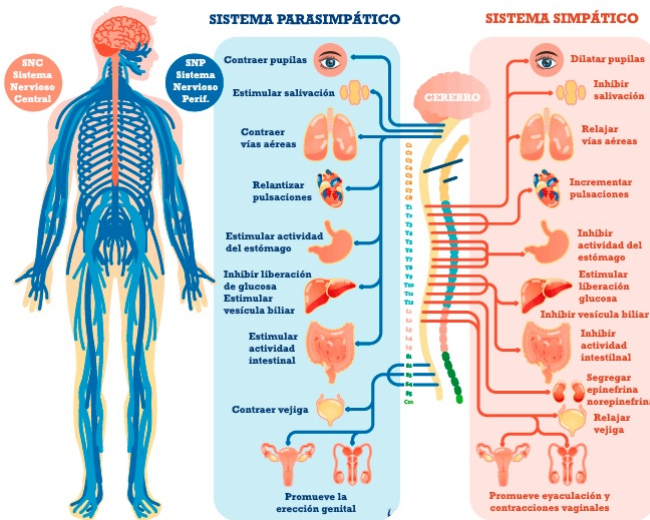


Figura 2.2 Clasificación de los Sistemas Nerviosos que controlan al cuerpo [15].

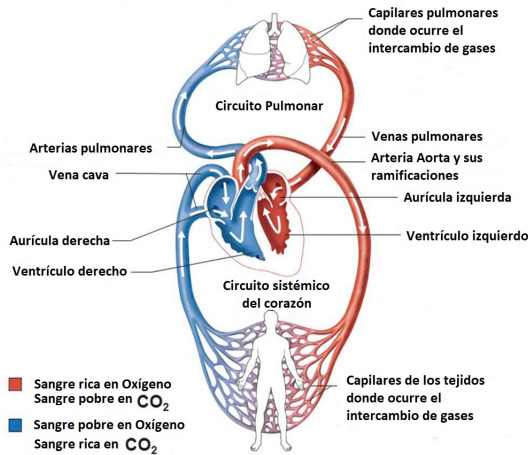


Figura 2.3 Circuito del Sistema Cardiovascular [17].

El corazón está localizado cerca de la pared posterior del pecho, directamente detrás del esternón. Las grandes venas y arterias están conectadas con la parte superior del órgano, mientras que la base está a la altura del tercer nivel intercostal, centrado 1.2 cm a la derecha, y su punta inferior se conoce como ápice.

Son cuatro cámaras musculares las que conforman al corazón, asociadas con cada circuito del sistema cardiovascular.

Aurícula derecha Recibe sangre desde el circuito sistémico y lo pasa hacia el ventrículo derecho.

Ventrículo derecho Lleva la sangre hacia el circuito pulmonar.

Aurícula izquierda Recoge sangre desde el circuito pulmonar y lo vacía en el ventrículo izquierdo.

Ventrículo izquierdo Bombea la sangre de nuevo hacia el circuito sistémico.

Cuando el corazón late, primero se contraen las aurículas, seguidas por los ventrículos.

Los dos ventrículos se contraen al mismo tiempo y expulsan igual volumen de sangre dentro de los dos circuitos.

En la Figura 2.4 observamos la distribución de las cámaras. La parte inferior se encuentra dividida por el ventrículo derecho y ventrículo izquierdo, los cuales bombean sangre hacia afuera del corazón. Están separadas por una pared llamada *tabique interventricular* (o septo interventricular).

La parte superior está dividida por la aurícula derecha y la aurícula izquierda. Estas reciben la sangre que entra en el corazón, y una pared llamada *tabique interauricular* (o septo interauricular) divide ambas aurículas, que están separadas de los ventrículos por las *válvulas auriculoventriculares*. La *válvula tricúspide* separa la aurícula derecha del ventrículo derecho, y la *válvula mitral* separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo.

Existen otras dos válvulas cardíacas que separan los ventrículos de los grandes vasos sanguíneos que transportan la sangre que sale del corazón. Son la *válvula pulmonar*, que separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar que desemboca en los pulmones, y la *válvula aórtica*, que separa el ventrículo izquierdo de la aorta, el vaso sanguíneo más grueso del cuerpo.

Tres capas son las que rodean al corazón:

Epicardio	Es el pericardio visceral (membrana serosa que reduce la fricción y actúa como lubricante entre el roce de distintos elementos) que cubre la superficie externa del corazón. Producida por células mesoteliales.
Miocardio	Forma a las aurículas y ventrículos. Ésta capa contiene fibras de músculo cardíaco, vasos sanguíneos y nervios. El miocardio está constituido de capas concéntricas de músculo cardíaco, compuesto de distintos tipos celulares que incluyen células de músculo liso, miocitos cardíacos y fibroblastos. El miocardio auricular contiene haces musculares que envuelven las aurículas y las mantienen junto a los grandes vasos. Mientras que los ventrículos también están rodeados por éste músculo, y los une con el ápice.
Endocardio	Está formada por epitelio escamoso que recubre las superficies internas del corazón, así como las válvulas cardíacas.

- 1er fase de diástole

El ciclo comienza con las aurículas y ventrículos relajados, y las válvulas atrioventriculares abiertas. La sangre no oxigenada, que ha pasado por todo el cuerpo, entra a la aurícula derecha mediante la vena cava inferior y superior.

Las válvulas atrioventriculares (tricúspide y mitral), permiten que la sangre pase de las aurículas a los ventrículos.

Los impulsos eléctricos del nodo SA afectan al nodo auriculoventricular (AV), que desencadena señales que producen contracciones de las aurículas. Como resultado de estas contracciones, la aurícula derecha vacía su contenido en el ventrículo derecho.

La válvula tricúspide evita que la sangre que acaba de caer, regrese a la aurícula derecha.

- 2nda fase de diástole

Las válvulas semilunares se cierran, y las válvulas auriculoventriculares se abren.

Sangre oxigenada proveniente de las venas pulmonares llenan la aurícula izquierda (al mismo tiempo, sangre de la vena cava está llenando la aurícula derecha).

La contracción del nodo SA produce contracciones en ambas aurículas. Contracción auricular hace que la aurícula izquierda vierta la sangre en el ventrículo izquierdo (al mismo tiempo, la sangre de la aurícula derecha es depositada en el ventrículo derecho).

La válvula mitral, ubicada entre la aurícula izquierda y ventrículo izquierdo, evita que la sangre que está en el ventrículo regrese a la aurícula.

- 1er fase de sístole

Iniciando con el ventrículo derecho lleno de sangre, a partir de la aurícula derecha. Los ventrículos reciben impulsos eléctricos de las fibras de Purkinje, que produce contracción de los ventrículos.

Mientras esto ocurre, las válvulas auriculoventriculares se cierran y las válvulas semilunares (válvulas pulmonares y aórticas) se abren.

Contracción ventricular causa que sangre sin oxígeno pase del ventrículo derecho hacia la arteria pulmonar. La válvula pulmonar evita que la sangre regrese al ventrículo derecho. Así es como la arteria pulmonar lleva sangre sin oxígeno a través del circuito pulmonar directo hacia los pulmones.

Dentro de los pulmones, la sangre recoge oxígeno y ésta regresa a la aurícula izquierda del corazón, con ayuda de las venas pulmonares.

- 2da fase Sístole

Las válvulas auriculoventriculares se cierran y las semilunares se abren. Los ventrículos reciben impulsos y se contraen, así que sangre oxigenada del ventrículo izquierdo es proyectada hacia la aorta, y la válvula aórtica previene que la sangre regrese al ventrículo izquierdo (al mismo tiempo, sangre no oxigenada también está siendo impulsada desde el ventrículo derecho hacia la arteria pulmonar).

Las ramificaciones de la aorta proporcionan sangre oxigenada hacia todas las partes del cuerpo, lográndolo debido a la circulación sistémica.

Esta proporción de sangre, luego de pasar por todo el cuerpo, se desoxigena y regresa al corazón por la vena cava.

2.2.2. Electrocardiograma

Todos los eventos eléctricos que suceden durante el ciclo cardíaco, generados por la despolarización y repolarización de las aurículas y ventrículos, pueden ser registrados mediante electrodos localizados en la superficie del cuerpo.

A tal examen se le conoce como electrocardiograma (ECG o EKG), y las aportaciones para su desarrollo van desde 1786 con el Dr. Luigi Galvani, hasta 1893 cuando el Dr. Willem Einthoven bautizó al registro.

El electrocardiograma se utiliza para medir el ritmo y la regularidad de los latidos, el tamaño y posición de las aurículas y ventrículos, cualquier daño al corazón y los efectos que sobre él puedan tener ciertos fármacos o dispositivos implantados (marcapasos) [20].

Existe una configuración estándar para colocar los electrodos con el fin de obtener el registro que se muestra en la siguiente Figura 2.5.

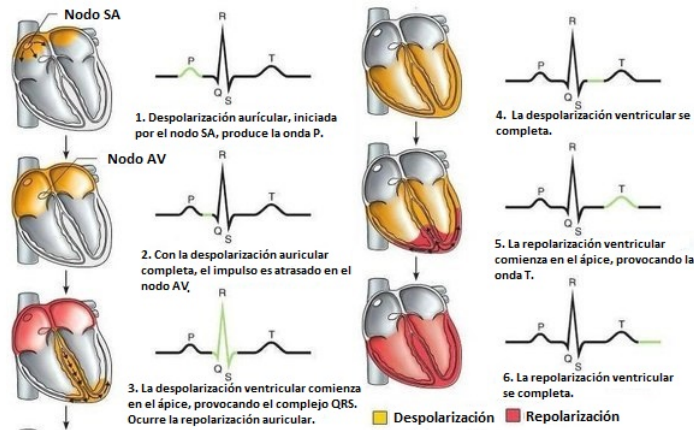


Figura 2.5 Etapas del ciclo cardíaco y su representación eléctrica [21].

A cada onda del ECG se le asocia una letra, y estas consisten en lo siguiente:

- **P** : Es el registro correspondiente a la despolarización de las aurículas, cuyo impulso eléctrico proviene de las células que conforman el NSA; éstas sufren contracciones 25 ms antes que la onda P.
- **Complejo QRS** : Aparece cuando los ventrículos se despolarizan. Es una señal eléctrica fuerte debido al tamaño de los ventrículos, y la señal es compleja debido al recorrido de la señal moviéndose por los ventrículos. Los ventrículos comienzan contracciones justo después del pico de la onda R.
- **T** : Indica repolarización ventricular, y es fase de relajación [22].

2.2.3. Intervalo RR y ritmo cardíaco (*HR*)

En los *ECG* se pueden medir segmentos e intervalos, donde los primeros son líneas isoelectricas que unen dos ondas sucesivas; mientras que los segundos son segmentos que incluyen a una o más ondas.

El ritmo normal del corazón nace del impulso cardíaco generado por el nodo sinusal, y la frecuencia regular oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Determinar el ritmo cardíaco es necesario para diagnosticar taquicardias,

$$IMC = \frac{Peso(Kg)}{(Altura(m))^2} \quad (2.1)$$

Dependiendo del valor obtenido por la ecuación, donde se considera el peso y la estatura del individuo a estudiar, la clasificación del rango correspondiente para el IMC se da en la Figura 2.6.

Composición corporal	Índice de masa corporal
Peso inferior al normal	Menos de 18,5
Normal	18,5 – 24,9
Peso superior al normal	25,0 – 29,9
Obesidad	Más de 30,0

Figura 2.6 Rangos del IMC [26].

Herramientas Matemáticas

3.1. Series de tiempo

Las series de tiempo son secuencias de observaciones X_t , donde $t = 1, 2, 3, \dots, n$, que son medidas en determinados momentos del tiempo, están ordenados cronológicamente.

El análisis que se realiza sobre ellas brinda una perspectiva interesante sobre el sistema que se está estudiando, para así determinar el comportamiento a largo plazo, determinar si existe una conducta aleatoria, así como parámetros estadísticos de predicción.

Las series de tiempo existen en todas las áreas, tales como: Biología, Economía, Medicina, Física, Ingeniería, etc.

Existen diversos componentes de las series de tiempo que son responsables de los valores que toman las variables en observación (Fig. 3.1).

Estos componentes son:

Tendencia Cambio a largo plazo que se produce, en relación con la media de la serie de tiempo.

Periodicidades Regularidad en la serie, o variaciones durante periodos específicos de tiempo.

Fluctuaciones Componente que no responde a ningún patrón de comportamiento, aleatorias.

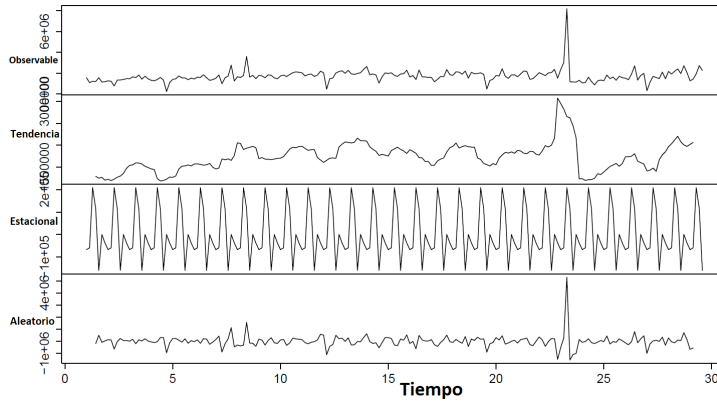


Figura 3.1 Componentes de las series de tiempo [27].

Los dos componentes principales son determinísticas, mientras que la última es aleatoria. Básicamente, la serie de tiempo puede determinarse mediante la siguiente ecuación:

$$X_t = T_t + P_t + F_t \quad (3.1)$$

donde T_t es la tendencia, P_t son las periodicidades y F_t corresponde a las fluctuaciones.

De igual manera existe una clasificación descriptiva de las series de tiempo, dada por:

Estacionarias Serie estable a lo largo del tiempo, su media y varianza son constantes en el tiempo.

No estacionarias La tendencia y/o variabilidad cambian en el tiempo. La serie no oscila alrededor de un valor constante, y determina una tendencia creciente o decreciente a largo plazo.

Varios procesos determinan el comportamiento de las series de tiempo, dentro de los más importantes están:

- Procesos Estocásticos (que pueden contener, o no, correlaciones)
- Procesos Deterministas

Los elementos que componen a las series de tiempo se conocen como variables, éstas son características o atributos que pueden asumir distintos valores; mientras que los datos son valores que las variables pueden asumir.

Dentro de su clasificación encontramos **variables cualitativas** (determinan distintas categorías de acuerdo a características o atributos) y **variables cuantitativas** (aquellas que pueden contarse o medirse).

Las segundas pueden también dividirse en **variables discretas** (si los valores posibles de la variable se toman de un conjunto finito, o uno infinito pero numerable; Ejemplo: 0,1,2,3) y **variables continuas** (donde los valores son tomados de un conjunto infinito no-numerable).

3.1.0.1. Relación de las series de tiempo con los Sistemas Complejos

En análisis de las series de tiempo es una manera de estudiar los sistemas complejos.

Con los avances médicos se han descubierto métodos menos invasivos que brindan información relevante sobre el funcionamiento del cuerpo humano. Entre las series de tiempo más utilizadas tenemos: cardíacas (ECG), cerebrales (EEG), presión sanguínea, temperatura, dinámicas respiratoria (BR), etc.

Los datos que se extraen de las series de tiempo son analizados por medio de métodos estadísticos y no lineales, donde se buscan patrones en las series.

El estudio de los datos también tiene como objetivo encontrar la representación comprensible de éstos, identificar similitud de mediciones, detectar puntos de cambio, y clasificar los valores hallados [28].

El análisis de las series de tiempo permite evaluar la capacidad de adaptación del cuerpo humano. En varios artículos se ha propuesto utilizarlas como biomarcadores [4].

Los biomarcadores son casi cualquier medida que refleje una interacción entre un sistema biológico y un peligro potencial, que puede ser químico, físico o biológico. La respuesta medida puede ser funcional y fisiológica, bioquímica a nivel celular o una interacción molecular [5].

3.2. Dominio del tiempo

En el dominio del tiempo distintos momentos estadísticos se utilizan para funcionar como biomarcadores que brinden información relevante sobre las series de tiempo.

Utilizando desde medidas de tendencia central, como la media, moda y mediana; medidas de dispersión, como la desviación estándar, varianza y rango; así como medidas de la forma de una distribución, como el sesgo y kurtosis.

Los histogramas también son de gran utilidad para determinar, en qué momento del estudio, se encuentran las variables estadísticas con mayor frecuencia. Visualmente es muy intuitivo.

3.2.1. Histogramas

Al tener los datos organizados como una distribución de frecuencias, éstos pueden presentarse de manera gráfica.

Las gráficas estadísticas se usan para describir o analizar el conjunto de datos, y así encontrar algún patrón que ayude a describir el comportamiento que presentan los datos.

Los histogramas son gráficas que presentan los datos utilizando barras verticales contiguas, de varias alturas, que representan la frecuencia con la que un valor se presenta.

Para la creación del histograma es necesario dividir el rango de los datos entre un pequeño número de intervalos, clases o bins.

El número de observaciones que coincida en cada intervalo es contada, obteniendo así una distribución de frecuencias.

El eje vertical representa las cuentas o frecuencia, mientras que el eje horizontal muestra los posibles rangos o clasificaciones de los valores en la serie.

Los histogramas son una herramienta muy útil para determinar si los datos están muy alejados con respecto al promedio, determinando la varianza y desviación estándar, para concluir si las series son rígidas o variables.

En las Figuras 3.2 , 3.3 y 3.4, pueden apreciarse diversos histogramas.

3.2.2. Medidas de tendencia central

Medidas estadísticas que buscan resumir, en un sólo dato, un conjunto de valores; con el fin de describir a un grupo en su totalidad. Generalmente, estará localizado hacia el medio o centro de la distribución en el que la mayoría de los valores tienden a concentrarse.

3.2.2.1. Media aritmética

Representada por la letra griega μ cuando se trata del promedio del universo o población, obteniendo una cantidad fija. Es la suma de los valores de las observaciones, dividido entre el número total de observaciones del conjunto. Entonces la media puede considerarse como el punto alrededor del cual las desviaciones positivas y negativas de cualquier distribución se equilibran.

Sea n el tamaño de una muestra que contiene a las observaciones x_1, x_2, \dots, x_n , entonces la media aritmética, \bar{x} es:

$$\mu = \bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.2)$$

dónde i representa el orden de conteo para considerar todas las observaciones.

3.2.2.2. Moda

Es el valor más frecuente que se presenta en una serie de datos. Algunas distribuciones tiene más de un valor que se repite varias veces, por lo que contienen dos o más modas. Al tener dos valores, las series se conocen como **bimodales**, mientras que cuando sólo tenemos un valor, se nombrarán **unimodales**.

También existe la posibilidad de que ningún valor se repita más de una vez, por lo que en este caso la moda no existe.

3.2.2.3. Mediana

Cuando los valores de una serie de datos se ordenan por tamaño, es posible encontrar la mediana.

Ésta es el punto más cercano al punto medio de una distribución, y simbólicamente se representa mediante **MD**.

Si el número de datos de la serie es impar, existirá sólo un valor central (la mediana). Pero si el número total de datos es par, existen dos valores centrales, y la mediana será la media de ambos valores.

La posición de la mediana puede encontrarse por inspección o fórmula, la cual es:

- Caso impar

$$\text{PosiciónMD} = \frac{N + 1}{2} \quad (3.3)$$

- Caso par

$$\text{PosiciónMD} = \frac{\left(\frac{n}{2}\right) + \left(\frac{n}{2} + 1\right)}{2} \quad (3.4)$$

La distribución normal o Gaussiana es unimodal, y en ella todos los valores de tendencia central coinciden ($\mu = MD = moda$).

3.2.3. Medidas de dispersión o variabilidad

Cuando utilizamos cualquier medida de tendencia central, sólo nos dará un cuadro incompleto del conjunto de datos, por lo que podemos llegar a conclusiones falsas.

Por ello es que se necesita de un índice que nos muestre cómo están distribuidos los valores de la serie de datos, alrededor de ésta.

Por lo que tales indicadores serán los que determinen la dispersión o variabilidad; estando entre ellos el rango o amplitud, la varianza, la desviación estándar y el coeficiente de variación (Fig. 3.2).

3.2.3.1. Rango

El rango, simbolizada por la letra **R**, que se define como la resta entre el valor máximo y el mínimo de la distribución.

$$R = x_{max} - x_{min} \quad (3.5)$$

Sólo nos dará una idea aproximada de la distribución, ya que el número de datos utilizados no son suficientes para darnos una idea precisa de la dispersión.

3.2.3.2. Varianza y Desviación Estándar

Existen conjuntos de datos que a pesar de ser muy distintos en términos de valores absolutos, poseen la misma media o están agrupados muy cerca de ésta.

Es por eso que se necesita una medida que valore la variabilidad o distancia promedio de los datos con respecto a su media.

También representa todas la componentes cíclicas responsables de la variabilidad en el registro, así como la potencia total del análisis espectral, y mide la "rigidez" de la distribución.

El símbolo para representar la **varianza** es **SD²** o σ^2 , y está determinada como:

$$SD^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{N - 1} \quad (3.6)$$

dónde x_i es el dato individual, μ es el promedio de la distribución y N es el número total de las observaciones.

Como resultado directo de la elevación al cuadrado, la unidad de medición ha cambiado, por lo que es difícil de interpretar. Siendo así, para regresar a la unidad de medición original, tomamos la raíz cuadrada de la varianza, obteniendo la **desviación estándar (SD)**:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{N - 1}} \quad (3.7)$$

Es importante recalcar la elevación al cuadrado del dato individual, ya que en la suma de las desviaciones reales ($\sum x - \mu$), que usan signos para mostrar la dirección ya sea por encima o por debajo de la media, es siempre igual a cero, pues las desviaciones positivas y negativas se cancelan a sí mismas, y por tanto, no pueden usarse para describir o comparar la

dispersión de las distribuciones.

A mayor valor del coeficiente SD , mayor dispersión de los datos con respecto a su media.

En el caso contrario, cuando tenemos un valor pequeño de SD , las diferencias de los valores respecto a la media son menores, por lo que tendremos un grupo de observaciones más homogéneo.

En una distribución normal o Gaussiana, el 68 % de los datos se encuentran en el intervalo $[\mu - SD, \mu + SD]$.

3.2.3.3. Coeficiente de variación

Para comparar la dispersión de dos poblaciones o dispersiones heterogéneas, se define el coeficiente de variación como:

$$CV = \frac{SD}{\mu} \quad (3.8)$$

Al dividir SD entre μ , la dispersión se relativiza.

Debido a que la SD y μ tienen las mismas unidades, el coeficiente se presenta como porcentaje.

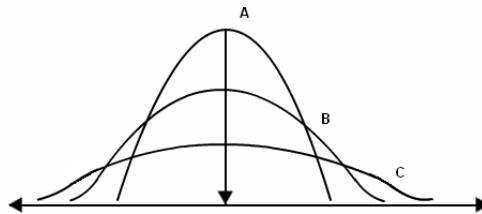


Figura 3.2 Grados de dispersión en una distribución [29].

3.2.4. Medidas de forma de una distribución

Los métodos gráficos dan como resultado varios esquemas donde la distribución de las frecuencias serán distintas para cada serie de datos.

Para obtener una idea intuitiva sobre el comportamiento de éstas, se utilizan dos conceptos para describirlas.

3.2.4.1. Sesgo

Es una medida de simetría, muestra qué tan aglomerados están los datos alrededor del promedio.

Dependiendo de la asimetría de las colas en la distribución, nos indicará dónde están localizados los relativamente pocos puntajes y determinar así, la dirección del sesgo.

En una distribución normal o Gaussiana, considerada simétrica y unimodal, el sesgo es cero ya que hay mismos puntos tanto de lado izquierdo como derecho.

El símbolo utilizado es sk , y se obtiene con:

$$sk = \frac{1}{SD^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^3 \quad (3.9)$$

En el caso de tener una cola más larga hacia la izquierda, se dice que la distribución está negativamente sesgada. Cuando hay más cola de lado derecho estará positivamente sesgado (Fig. 3.3).

Cuando se trata con una distribución asimétrica, las medidas de tendencia central no coinciden, por lo que tendremos el siguiente orden:

Positivamente sesgada o asimetría positiva \Rightarrow Moda \rightarrow MD \rightarrow μ

Negativamente sesgada o asimetría negativa \Rightarrow μ \rightarrow MD \rightarrow Moda

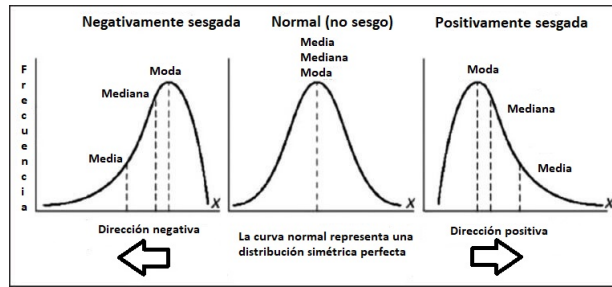


Figura 3.3 Medidas de Tendencia Central y Sesgo. [30]

3.2.4.2. Curtosis

Medida que determina qué tan concentrados están los datos alrededor del promedio (μ).

Podemos encontrar tres casos.

Cuando los datos se distribuyen alrededor del valor central diremos que es una distribución *leptocúrtica*, cuando no están alrededor del valor central se dice que tenemos una distribución *platicúrtica*.

Al tener el mismo número de datos alejados y concentrados alrededor del promedio, tendremos una distribución *mesocúrtica*, la cual es distintiva de una gráfica Gaussiana o normal.

El símbolo utilizado es κ , y se define como el cociente entre el momento de cuarto orden respecto a la media, y la cuarta potencia de la *SD* :

$$\kappa = \frac{1}{SD^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^4 - 3 \quad (3.10)$$

Casos leptocúrticos serán indicadores de varianza pequeña, mientras que los platicúrticos son evidencia de mayor varianza (Fig. 3.4). Aunque no siempre son mutuamente excluyentes, ya que existen casos en los que las distribuciones tienen la misma varianza pero distinta curtosis, y viceversa.

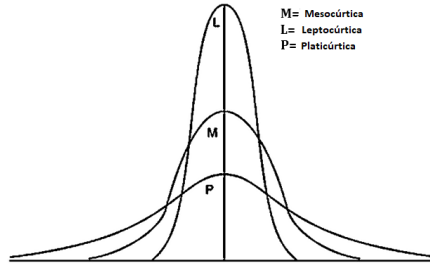


Figura 3.4 Kurtosis en una distribución. [31]

3.2.5. Parámetro Alfa

Para obtener una descripción fina sobre la variabilidad del ritmo cardíaco, es necesario considerar los momentos sucesivos de la desviación estándar, sesgo y kurtosis.

Considerar la siguiente ecuación:

$$\alpha = \sqrt{\left(\frac{SD}{\mu}\right)^2 + sk^2 + \kappa^2} \quad (3.11)$$

Conocido como parámetro alfa (α), e interpretado como un tipo de distancia entre el espacio de los elementos $SD-sk-\kappa$.

El método permite encontrar un valor único que sintetice los tres momentos, elevándolos al cuadrado para amplificar las diferencias entre ellos.

Obteniendo así una métrica en el espacio de momentos estadísticos [32].

3.3. Dominio de la frecuencia

El análisis de series de tiempo en el dominio de frecuencias tiene como principal objetivo demostrar cómo la energía o potencia de la señal se distribuye sobre un intervalo de frecuencias.

Las señales también pueden ser representadas de acuerdo a su espectro, componentes armónicos, amplitud y fase; y permite la separación de componentes espectrales.

3.3.1. Transformada de Fourier

El espectro de la señal en función de las frecuencias, se obtiene con la Transformada Rápida de Fourier, algoritmo que está basado en la Transformada de Fourier, dada por:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi\omega t} dt \quad (3.12)$$

Mientras que se busca regresar a la señal original, que radica en el dominio del tiempo, se utiliza:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{i2\pi\omega t} d\omega \quad (3.13)$$

Donde $2\pi\omega$ es la frecuencia, e $i = \sqrt{-1}$ es la componente compleja de la función.

El algoritmo utilizado para realizar este análisis es **FFT** (Transformada Rápida de Fourier).

En el caso de medidas fisiológicas como HRV, podremos considerar distintas bandas espectrales que reflejen cambios en la modulación autonómica del periodo cardíaco:

- Frecuencias extremadamente bajas (**VLF**): cuyas frecuencias son menores de 0.04 Hz.
- Frecuencias bajas (**LF**): frecuencias que oscilan entre 0.04 y 0.15 Hz.
- Frecuencias altas (**HF**): frecuencias que oscilan entre 0.15 y 0.4 Hz.

En cuanto a VLF, es recomendable considerarlas para registros de largo plazo, por ejemplo 24 hrs, ya que al ser frecuencias muy bajas que son definidas por la regulación circadiana, pueden afectar la confiabilidad en un estudio de corto plazo [33].

Los latidos del corazón tienen componentes de todas las frecuencias, pero es de interés fisiológico la región que comprende desde 0.04 Hz hasta 0.4 Hz, debido a que el SNA es el responsable de tales oscilaciones [32].

De acuerdo a las bandas espectrales, podremos encontrar una relación con la predominancia de las vertientes del sistema nervioso autónomo (ANS).

Al tener elevada potencia en LF, se asocia a modulaciones del sistema nervioso simpático (SNS), o como parámetro relacionado con el control baroreceptor que está mediado tanto por SNS como PNS.

Mientras que cuando el aumento de la potencia está más presente en la banda de HF, se puede decir que predomina la actividad cardio-vagal.

Ya con las dos bandas espectrales, una medida que se utiliza con regularidad es

$$\frac{\mathbf{LF}}{\mathbf{HF}} \quad (3.14)$$

cuyo fin es encontrar el balance entre los sistemas simpático-vagal.

Si se encuentra un valor bajo refleja predominancia parasimpática, mientras que un valor mayor se relaciona con el sistema simpático.

Un parámetro que resulta de gran aportación, es el *radio de frecuencias*, definido como:

$$r_f = \sqrt{\mathbf{LF}^2 + \mathbf{HF}^2} \quad (3.15)$$

Cuenta como otra alternativa para medir la contribución total del nodo SA, incluyendo aportaciones tanto del sistema simpático como del parasimpático.

Una manera más intuitiva para entender dichos parámetros es pensar a (LF, HF) como un par de coordenadas en el plano LF-HF.

A la razón LF/HF podemos relacionarlo con la pendiente de la línea que une al punto (LF, HF) con el origen, mientras que r_f es la distancia desde el punto considerado, al origen (Fig. 3.5).

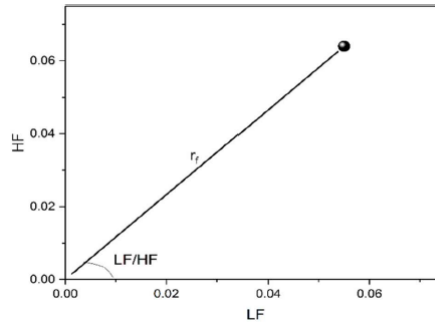


Figura 3.5 Plano de bandas espectrales de LF y HF que pertenecen a un hombre de 21 años, sano y acostado [34].

3.3.2. Densidad espectral de potencia

La Densidad Espectral de Potencia o PSD refleja cómo la energía de la señal se distribuye en función de la frecuencia, revelando las componente cíclicas responsables de la variabilidad en el registro.

Está definida como el cuadrado de la transformada de Fourier, y mediante el Teorema de Parseval el cual dice que la energía de la señal es igual al área bajo el cuadrado de la magnitud de su transformada de Fourier, adquiere la varianza de la serie, la cual al normalizarla $Var = 1$ se consigue la densidad espectral o el PSD (Fig. 3.6) [20].

Es común que la gráfica se realice en escala $\log(\text{potencia})-\log(\text{frecuencia})$. A grandes frecuencias, la potencia disminuye, dando como resultado el fenómeno $\frac{1}{f}$, pero contemplando en escala Log el espectro de potencias consideramos las bandas espectrales definidas en FFT, donde:

- Frecuencias bajas (**LF**): frecuencias que oscilan entre -1.4 y -0.8 Hz.
- Frecuencias altas (**HF**): frecuencias que oscilan entre -0.8 y -0.4 Hz.

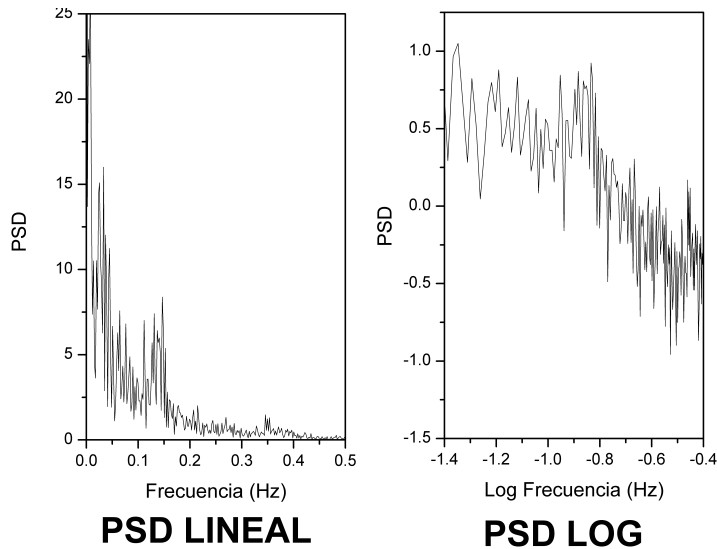


Figura 3.6 Análisis en el dominio de frecuencia, de la serie de tiempo perteneciente a un joven en situación de calle.

3.4. Leyes de potencia

A partir del exponente de la ley de potencia, calculado a partir de la interpolación lineal dibujada a través de $\log(\text{potencia})$ y $\log(\text{frecuencia})$, encontramos relación con el concepto conocido como ruido. Los PSD no siempre siguen leyes de potencia, pero es muy frecuente que lo hagan y se ven como una recta cuando se grafica en log-log.

Con el ruido $\frac{1}{f}$ presente en la señal, es posible medir y clasificar las correlaciones en una serie estocástica.

Obedeciendo las leyes de potencia, con el ruido podemos tener información importante sobre el comportamiento del fenómeno que se estudia con la serie de tiempo [35].

De acuerdo con el exponente presente en

$$PSD \propto \frac{1}{f^\beta} = f^{-\beta} \quad (3.16)$$

Dependiendo del valor calculado de β , se obtendrán distintos patrones de ruido y estructura, que domina a la serie de tiempo (Fig. 3.7).

Es importante resaltar que la ecuación anterior no es exclusiva para PSD, sino que también aplica con espectro de potencias.

$\beta = 0$ Ruido blanco \Rightarrow Todas las frecuencias están presentes con la misma intensidad en el espectro completo.

$\beta = -1$ Ruido rosa \Rightarrow Indica correlación de valores, típicos de una señal con estructura.

$\beta = -2$ Ruido rojo o Browniano \Rightarrow Característico de correlaciones de corto plazo y fuertes, análogas al caminante aleatorio.

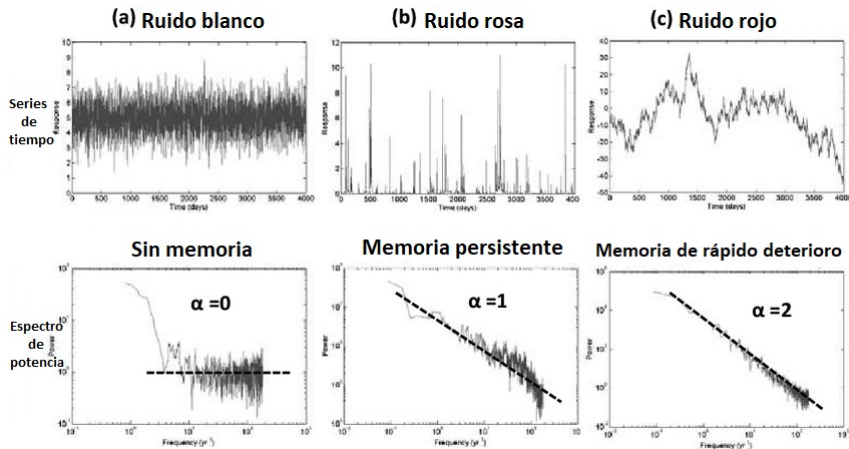


Figura 3.7 Color del ruido y su relación con PSD [36].

3.5. Medidas no-lineales

Los mecanismos que regulan la HRV y otras medidas fisiológicas suelen ser de carácter complejo, por lo que las series de tiempo llegan a presentar no-linealidad en ellas.

La no-linealidad significa que la relación entre variables no puede graficarse con una línea recta, y también resulta indicador de la imprevisibilidad

de las series de tiempo.

De igual manera, estas medidas pueden correlacionarse con indicadores en el dominio de frecuencia y tiempo, que sean generados por los mismos procesos.

3.5.1. Diagramas de Poincaré

De los métodos más eficaces para medir la no-linealidad en periodos cortos, se encuentra el Diagrama de Poincaré.

Éste grafica cada punto del intervalo RR contra el siguiente punto del mismo intervalo. Produce una gráfica de dispersión de RR_n vs RR_{n+1} .

Es importante porque es una medida de la actividad del SNP y no es sensible a los cambios de tendencia de los intervalos RR.

El análisis se realiza definiendo las dispersiones SD1 y SD2, que son los semiejes de una elipse o círculo (según sea el caso), donde el 95 % de los datos se encuentran dentro de la figura.

La dispersión **SD1** corresponde a la desviación estándar de los puntos perpendiculares al eje identidad (ancho de la elipse), refleja la sensibilidad barorrefleja (modificación de la duración entre latidos por unidad de cambio en presión sanguínea) y potencia de HF, e indica la variabilidad entre latidos instantáneos.

Mientras que **SD2** es la desviación estándar de los puntos a lo largo del eje identidad (largo de la elipse), también refleja la sensibilidad barorrefleja y potencia de LF, e indica la variabilidad a largo plazo.

Para obtener el radio de las dispersiones realizamos $\frac{SD1}{SD2}$, el cual mide el balance entre correlaciones a corto y largo plazo, siendo análogo al radio de frecuencias $\frac{LF}{HF}$.

En caso de $SD1 = SD2$, los datos estarán agrupados en un círculo, y es característico de dinámicas no correlacionadas (*Ruido blanco*). Si $SD1 = 0$,

los puntos estarán sobre la línea identidad propio de un sistema totalmente correlacionado, (*Ruido browniano*) [37].

Mientras más largo sea el registro de datos, más puntos aparecerán en el gráfico, los cuales tienden a agruparse en uno o más conjuntos conocidos como *clusters*. De acuerdo con el tamaño, forma y posición de los *clusters* o puntos aislados, es que se podrá realizar el análisis.

El Diagrama de Poincaré de una persona sana es semejante a un cometa (estrecho en la parte inferior y gradualmente más ancho hacia la parte superior, siguiendo la línea identidad), con sólo un *cluster* principal (Fig. 3.8).

Contemplando el *cluster* principal, el ancho de éste muestra cómo la arritmia del seno respiratorio contribuye a la HRV (prevalece sistema parasimpático), mientras que la longitud es la contribución de componentes no respiratorios (prevalece sistema simpático).

La posición también es importante, si permanece en la parte inferior de la línea identidad, el sistema simpático domina y ubica taquicardias.

Al aparecer en la parte superior de la línea identidad, hay relación con bradicardias y dominancia del sistema parasimpático.

Cuando existe asimetría en el *cluster*, hay aparición de trastornos del ritmo.

Y cuando encontramos puntos individuales en la gráfica, hay indicios de arritmias (pausas o latidos ventriculares) [20].

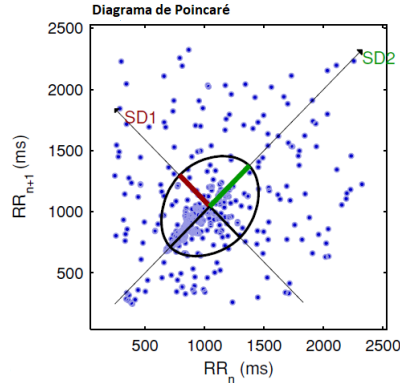


Figura 3.8 Diagrama de Poincaré de un Intervalo RR con sus respectivas Desviaciones Estándar.

3.5.2. Entropía de Shannon

La entropía está relacionada con la Termodinámica, indicando la cantidad de desorden en el sistema. Claude Shannon ideó una nueva manera de medir este parámetro, a partir de la capacidad de una señal para transmitir información, obteniendo la siguiente ecuación para una variable discreta aleatoria:

$$S(\chi) = - \sum_{i=1}^N p_i \log x_i \quad (3.17)$$

dónde χ es la variable aleatoria con función de probabilidad $p(x_i)$ [4].

En Teoría de la Información, la entropía de una variable aleatoria es una medida del promedio de su incertidumbre. Por lo que la entropía de Shannon cuantifica tal aspecto, que es equivalente al contenido informativo.

Mientras el valor de la entropía de Shannon sea mayor, la señal será más imprevisible y aumentará la incertidumbre sobre la información que brinde el sistema a estudiar.

Al contrario, al haber menor entropía de Shannon, ello implicará menor imprevisibilidad e incertidumbre. [38].

3.5.3. Análisis de fluctuaciones sin tendencia

Las fluctuaciones en series de tiempo de HRV, normalmente son no estacionarias y no lineales, por lo que se necesitan métodos para estudiar la dinámica compleja del corazón.

El *análisis de las fluctuaciones sin tendencia (DFA)* extrae correlaciones entre intervalos sucesivos del parámetro RR sobre distintas escalas de tiempo.

Resultando en dos pendientes, \mathbf{DFA}_{α_1} la cual describe fluctuaciones de corto plazo y está relacionada con el reflejo barorreceptor. Mientras que \mathbf{DFA}_{α_2} señala fluctuaciones de largo plazo y refleja los mecanismos de regulación que limitan las fluctuaciones del ciclo cardíaco [33].

3.5.4. Prueba de normalidad Anderson-Darling [3]

La prueba de bondad Anderson-Darling es un método utilizado para determinar si un conjunto de datos sigue una distribución específica, para el presente trabajo tal distribución es la normal.

Al querer probar si los datos χ se ajustan a una función de distribución continua $F(x)$, se ordenan los valores a analizar en orden creciente, y se calcula la siguiente estadística:

$$A = -n - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [(2i-1)[LnF(x_i) + Ln(1 - F(x_{n-i+1}))]] \quad (3.18)$$

El estadístico de prueba \mathbf{A} puede ser comparado contra la tabla 3.9, donde están los valores críticos para una función teórica de distribución normal, tomando en cuenta el valor $p < 0.05$.

	Valor p	0.005	0.01	0.025	0.05	0.10	0.20
Normal	a	1.1578	1.0348	0.8728	0.7514	0.6305	0.5091

Figura 3.9 Tabla de valor crítico con valor p para función normal de la prueba Anderson-Darling [39].

Las hipótesis para la prueba Anderson-Darling son las siguientes:

- H_o : Los datos siguen una distribución normal.
- H_i : Los datos no siguen una distribución normal.

En el caso de que el valor $p < 0.05$, y se obtenga $A >$ valor crítico de la 3.9, la hipótesis nula (H_o) se rechaza y se considera la hipótesis alternativa (H_i). [40]

Método Experimental

La base de datos correspondiente a los jóvenes de la calle se obtuvo con el asesoramiento de la Dra. Alí Ruíz Coronel, quien contactó por medio de organizaciones no gubernamentales a los 14 jóvenes en situación de calle. Dependiendo del estado de callejerización, los jóvenes se clasifican en cuatro grupos, especificados en la Figura 6.1, que son: Inicial, Adaptado, Avanzado y Ex calle.

También se cuenta con 14 series de tiempo de jóvenes sanos, y finalmente los datos relacionados con un señor mayor sano. Por ende, nuestra población de estudio está compuesta con 29 sujetos clasificados clínicamente en tres grupos distintos:

Todos los individuos del estudio omitieron el uso de cafeína, beta-bloqueadores, anticolinérgicos, antihistamínicos, opiáceos y adrenérgicos desde 12 horas antes del estudio.

1. 14 sujetos control masculinos, con edades entre 20 y 32 años (28 ± 3), con índice de masa corporal (IMC) con rango desde 19.5 a $28.7 \frac{kg}{m^2}$ (25 ± 4). El Mtro. Ruslan David Lavín Pérez del Instituto de Física, fue quien obtuvo los datos y los presentó en su tesis de Maestría. [34]

2. 14 jóvenes en situación de calle, con edades cuyo rango está entre 16 y 31 años (22 ± 5) con IMC entre 16.2 y $24.1 \frac{kg}{m^2}$ (20 ± 2). De acuerdo con los datos iniciales, a ninguno de los individuos se le diagnosticaron comorbilidades. Un día antes del estudio, todos fueron alimentados correctamente, tuvieron duchas, evitaron el contacto con drogas, medicamentos y se procuró que durmieran durante 8 horas. Las encargadas de la selección y grabación de los datos fueron la Dra. Alí Ruiz Coronel del Instituto Nacional de Cancerología, y Fís. Lesli Álvarez Millán del Doctorado en Ciencias Biomédicas, UNAM. Todos los cuidados fueron brindados por distintas asociaciones civiles como Ednica y Caracol. De igual manera, un comité ético de la Facultad de la Medicina de la UNAM aprobó el protocolo y todos los sujetos entregaron un informe de consentimiento escrito.
3. 1 sujeto masculino adulto cuya edad es de 77 años, sin ninguna comorbilidad y con un IMC de $24 \frac{kg}{m^2}$. La selección de adultos mayores indicados para el experimento se realizó con base en un diagnóstico médico avalado por del Dr. Bruno Estañol del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán. La participación de adultos mayores sanos es escasa debido al envejecimiento, por lo que sólo fue posible considerar a un individuo. Aunque se tiene en cuenta que la muestra no es estadísticamente representativa, tomarlo en cuenta para una comparación inicial brindó resultados interesantes.

Las series de tiempo fueron recolectadas en un laboratorio especial localizado en el Centro Cultural Universitario de Tlatelolco, UNAM. Para cada joven, mientras estaban sentados con los pies tocando la planta del suelo, el instrumento Zephyr Bioharness 3.0 colocado en el pecho, tomó registro de la actividad cardíaca durante 30 minutos.

Contando con el registro de datos y con el software Mathematica, comenzamos analizando la HRV de los intervalos RR encontrados en los electrocardiogramas.

Para asegurar por lo menos 512 puntos de análisis, cada serie RR será reducida a una duración de 6 minutos y 25 segundos. Las series del adulto mayor y jóvenes control tienen la misma duración que la nueva extensión temporal de los registros pertenecientes a los jóvenes de calle, por lo que es

posible compararlas.

A las nuevas series se les calcularon momentos estadísticos centrales y de dispersión, así como histogramas. Exclusivamente para estas series se utilizó Kubios, que es un software empleado en tecnología médica que analiza la frecuencia cardíaca y nos da información para obtener la FFT, el PSD, con la respectiva LF y HF, entropía de Shannon y diagramas de Poincaré.

La selección del tiempo con duración de 6 minutos y 25 segundos se eligió de esa manera debido a que el algoritmo del software Kubios detecta los intervalos QRS, y para uno de los jóvenes en situación de calle fue el intervalo funcional que se detectó en la serie de tiempo. Debido a que el software necesita una longitud de ventana de entre 5 y 10 minutos, para así lograr asegurar los puntos de análisis necesarios, se acordó considerar el intervalo anterior como una longitud temporal estándar para las otras series y que estas fueran comparables. Para las demás series de tiempo de los jóvenes de calle, los intervalos se establecieron sobre la serie al observar las zonas donde estas se veían limpias, es decir que no se encontraran artefactos como ruido en la señal que produjera detecciones falsas en el registro.

Todos los resultados de las series RR fueron validados por el software Origin.

Las gráficas y parámetros obtenidos se compararon contra series RR de jóvenes sanos cuyo rango de edad es similar a la de los chicos de la calle, así como con una persona de edad mayor, con el fin de comparar los grupos de estudio.

Sólo se consideran individuos masculinos ya que el ciclo hormonal femenino influye en factores que determinan el ritmo cardio-respiratorio, por lo que habría nuevas variables que tornarían el análisis de resultados más complejo [4].

4.1. Zephyr Bioharness 3.0

Es un dispositivo portátil inalámbrico que se coloca en el pecho, y es capaz de tomar registros de varios parámetros fisiológicos en tiempo real y a través de largas distancias. El instrumento mide variables fisiológicas tales como: ECG, ritmo cardíaco, ritmo de respiración, orientación corporal (postura) y actividad (reposo, sentado, corriendo), y se conoce como Zephyr

BioHarness 3.0. El instrumento utilizado para el proyecto cuenta con el siguiente número de modelo: 9800.0189, versión de Firmware: 1.3.12.0 y el lugar de producción es Annapolis, Maryland, Estados Unidos de América.

Este es un dispositivo de monitoreo fisiológico telemétrico, que consiste en un cinturón ajustable (Fig. 4.1) y un módulo eléctrico conocido como BioModule con capacidad de ajuste triaxial, que guarda datos de señales vitales y los transmite hacia una computadora para su análisis.

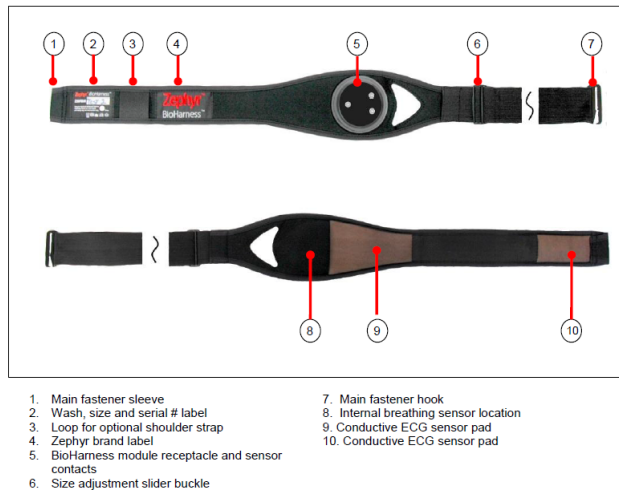


Figura 4.1 Cinturón y componentes del Zephyr BioHarness 3.0 [41].

4.1.1. Funcionamiento del Zephyr BioHarness 3.0

El cinturón ajustable contiene electrodos conductores de la piel que capturan ritmo cardíaco a partir del registro de los impulsos eléctricos cardíacos.

En la parte lateral izquierda del cinturón se localiza el sensor de respiración, el cual registra las elevaciones o modificación de posición en el eje z debido a la acción del sistema respiratorio.

Contemplando una baja actividad en el sujeto a estudiar, los datos de ritmo cardíaco tendrán una precisión de ± 2 bpm , con desviación máxima de 5 bpm, según la ficha técnica del fabricante.

El módulo eléctrico se conecta al receptor que está en el cinturón, el cual tiene sensores que detectan las señales cardíacas del ECG.

Con el fin de tener una mejor conducción en los sensores, el cinturón tiene dos almohadillas que deben ser ligeramente mojadas antes de comenzar el estudio. Permitiendo una mejor toma de datos entre la piel y el módulo BioHarness donde se procesan.

El procesamiento de datos se refiere a la recolección y transmisión de la señal. Inicialmente, los datos son registrados en mV , pero la onda resulta ser muy pequeña y cuenta con mucha interferencia y ruido, por lo que un amplificador la convierte a V. En seguida, un convertidor hace que la señal pase de analógica a digital y pueda ser procesada la información [42].

El cinturón se coloca sobre el pecho de un individuo, donde el módulo esté situado por debajo de la axila izquierda (Fig. 4.2).



Figura 4.2 Colocación del Zephyr BioHarness 3.0 [41].

En la parte posterior del módulo BioHarness se encuentran 3 contactos, los cuales reciben las señales. Uno funciona para la señal del ECG, el segundo para la señal respiratoria y el último es el contacto que va a tierra (Fig. 4.3). Dentro del módulo se encuentra un acelerómetro de 3 ejes que mide el nivel de actividad del sujeto y su orientación (de pie, acostado boca arriba o boca abajo).

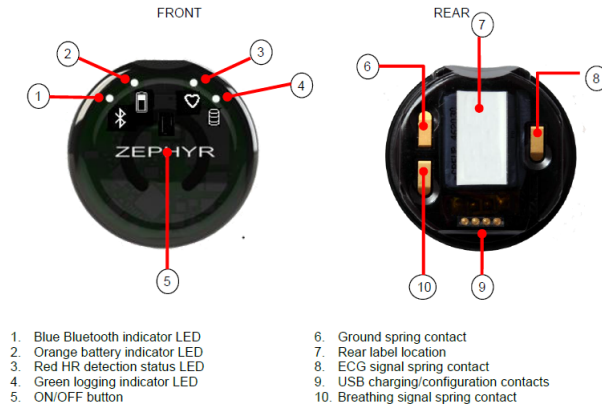


Figura 4.3 Módulo eléctrico del Zephyr BioHarness 3.0 [41].

Hipótesis de Trabajo

Las hipótesis de trabajo formuladas desde el inicio del proyecto, son las siguientes:

Basándonos en trabajos de HRV realizados en diabéticos y personas mayores, donde se encuentra una pérdida de variabilidad (SD) y una mayor rigidez (escalamiento fractal de PSD) de la dinámica cardíaca, los jóvenes que viven en situación de calle tendrán señales cuyo comportamiento es parecido a los casos iniciales, mostrando así, un envejecimiento prematuro.

El análisis realizado sobre las series de tiempo que pertenecen a los jóvenes cuyo estado de callejerización es «Ex calle», serán similares a los registros de los jóvenes control. Mientras que los muchachos que inician su vida en calle, o que ya llevan bastante tiempo en ella, adaptados o no, presentarán condiciones muy distintas a las señales de quienes dejaron en el pasado el estilo de vida callejero.

Resultados y discusión

Antes de realizar cualquier estudio estadístico, la Dra. Alí Ruiz Coronel brindó una clasificación de los jóvenes elegidos para el proyecto, que de acuerdo a la instrucción antropológica con la que cuenta, valoró quienes contaban con un buen o mal estado.

Contando con los datos, se clasificaron los muchachos tomando en cuenta el valor de los biomarcadores, encontrados mediante el análisis de los registros tanto en el dominio del tiempo como frecuencia, así como el tiempo de vida que llevaban en calle, comorbilidad, peso, estatura e IMC. La categoría de salud y enfermedad está definida desde la perspectiva de los sistemas complejos.

6.1. Jóvenes de la calle: Antropología

La participación de los 14 jóvenes de la calle fue de manera voluntaria, y el protocolo de investigación fue avalado por un comité ético perteneciente a la Facultad de Medicina, UNAM.

Cada muchacho involucrado tiene medidas antropométricas (peso, talla, IMC) distintas, así como un historial de calle individual.

La clasificación junto con los datos antropométricos, así como la comorbilidad y estado de callejerización, se presentan en la Figura 6.1.

Individuo	Género	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m ²)	Callejerización	Comorbilidad
1	Masculino	19	65	1.67	23.3	Ex calle	ND
2	Masculino	23	61	1.59	24.1	Ex calle	ND
3	Masculino	19	61	1.70	21.1	Inicial	ND
4	Masculino	18	60	1.78	18.9	Adaptado	ND
5	Masculino	18	64	1.68	22.7	Ex calle	ND
6	Masculino	22	70	1.72	23.7	Ex calle	ND
7	Masculino	16	52	1.60	20.3	Inicial	ND
8	Masculino	17	59	1.79	18.4	Inicial	ND
9	Masculino	28	68	1.70	23.5	Adaptado	ND
10	Masculino	28	60	1.74	19.8	Adaptado	ND
11	Masculino	25	55	1.63	20.7	Adaptado	ND
12	Masculino	21	48	1.60	18.8	Avanzado	ND
13	Masculino	24	48	1.60	18.8	Avanzado	ND
14	Masculino	31	40	1.57	16.2	Avanzado	ND
$\mu \pm \sigma$ (min, max)		22±5 (16, 31)	58±8 (40, 70)	1.67±0.07 (1.57, 1.79)	20±2 (16.2, 24.1)		

Figura 6.1 Jóvenes en situación de calle y su antropología, clasificación brindada por la Dra. Alí Ruiz Coronel.

La columna de Comorbilidad, «ND» se refiere a que no están diagnosticados con alguna enfermedad crónica.

6.2. Resultados

Las series de tiempo recolectadas de los catorce jóvenes en situación de calle, son presentadas de acuerdo al análisis en el tiempo y frecuencia que se les realizó.

En la sección «Jóvenes en situación de calle», sólo se considera la comparación directa entre los muchachos de calle, con el fin de determinar el daño fisiológico que acarrearán de acuerdo con las series de HRV tomadas por el Zephyr BioHarness 3.0.

La sección «Comparación entre grupos de estudio», compara las series de tiempo, tomando en cuenta las gráficas de todas las herramientas aplicadas, de un joven de la calle en mal estado, un sujeto joven sano y un hombre sano de edad avanzada.

Los datos de HRV están normalizados (entre 0 y 1) e interpolados (un dato cada 0.5s para que la escala temporal sea equidistante), ya que cada serie estaba centrada en números distintos que no permitían una

comparación significativa entre ellas. Siendo así, en todas las gráficas, el eje y tiene magnitud adimensional.

6.2.1. Jóvenes en situación de calle

Cada conjunto de gráficas que se presenta a continuación, está distribuido en cinco renglones y tres columnas, cuya numeración está determinada por el orden brindado en la Figura 6.1.

6.2.1.1. Dominio del tiempo

La Figura 6.2 muestra las series de tiempo correspondientes a cada sujeto, donde el eje x indica el tiempo cuya unidad son *segundos*, mientras que el eje y está asociado con el intervalo RR.

Los histogramas realizados se muestran en la Figura 6.3.

6.2.1.2. Medidas no lineales

Los diagramas de Poincaré son de las herramientas más utilizadas en el análisis de HRV, y se consideran buenos biomarcadores de la actividad simpático vagal; estos se presentan en la Figura 6.6.

6.2.1.3. Dominio de la frecuencia

Utilizar sólo el dominio del tiempo para analizar los datos nos brinda información importante sobre la función neurocardíaca, pero no es posible determinar sobre qué sistema recaen las variaciones. Por ello es necesaria la distinción de frecuencias, y concluir qué parte del ANS modula la HRV.

Las gráficas iniciales muestran en el eje x las frecuencias correspondientes de LF y HF, ya que la duración del estudio es muy corta como para establecer conclusiones sobre las VLF. Mientras que para el eje vertical se presenta la magnitud de potencia o energía de la señal, i.e. la densidad espectral de potencia, PSD.

Con el fin de obtener una perspectiva más clara sobre el comportamiento de la señal, así como el significado del ajuste lineal y su relación con el ruido, las gráficas se calcularon en escala log-log obteniendo la Figura 6.8.

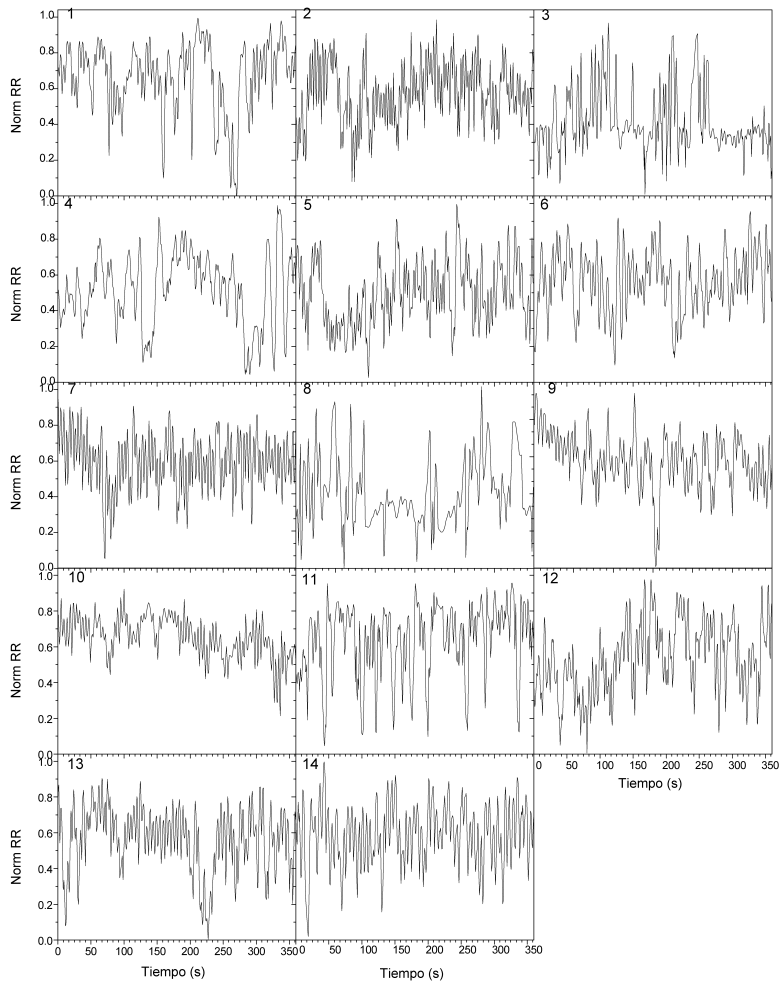


Figura 6.2 Series de tiempo correspondientes a cada joven de la calle, por tiempo de muestreo de 6 minutos y 25 segundos.

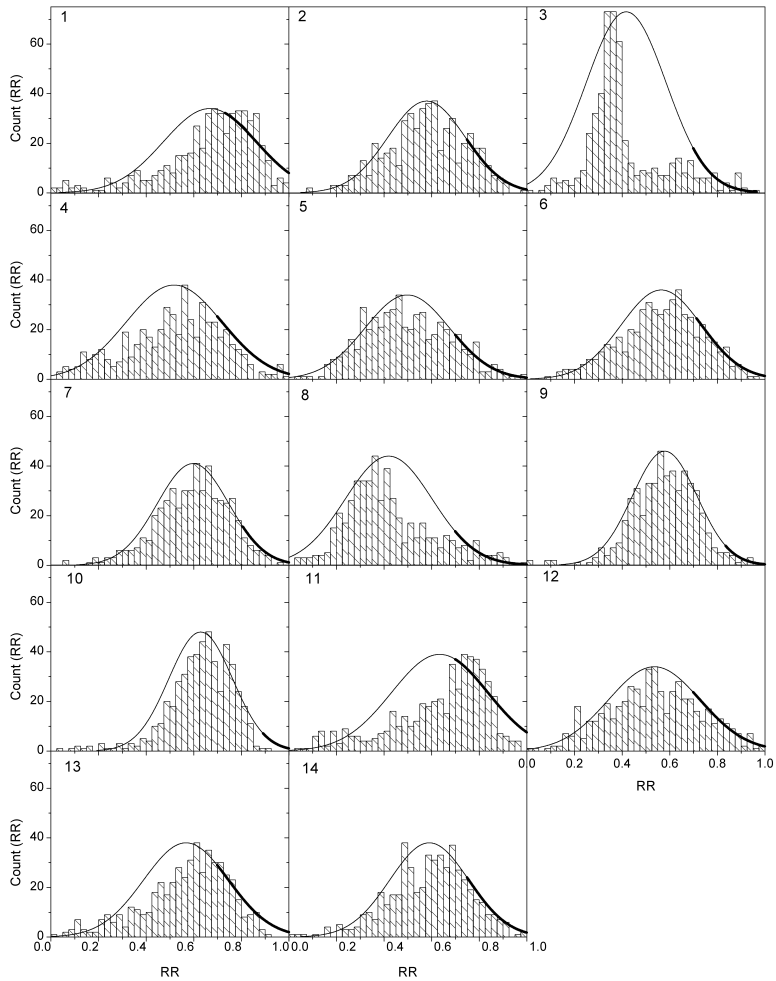


Figura 6.3 Histogramas del intervalo RR. La línea continua corresponde a la mejor distribución Gaussiana que ajusta a los datos.

Individuo	Rango (s)	μ (s)	σ (s)	CV	sk	κ	α
1	0.412	0.982	0.0807	0.0822	-1.0841	1.047	4.191
2	0.221	0.910	0.0424	0.0466	-0.2293	-0.426	2.584
3	1.809	0.965	0.2873	0.2977	1.4378	3.371	6.538
4	0.347	0.873	0.0748	0.0857	-0.1751	-0.568	2.440
5	0.264	0.833	0.0476	0.0571	0.1779	-0.492	2.515
6	0.261	0.745	0.0466	0.0626	-0.2227	-0.05	2.959
7	0.294	0.803	0.0487	0.0606	-0.3926	-0.157	2.871
8	2.076	1.044	0.4175	0.3999	0.7906	0.626	3.732
9	0.213	0.999	0.0339	0.0339	-0.3512	0.53	3.548
10	0.280	1.150	0.0448	0.0390	-0.9590	1.539	4.640
11	0.430	0.994	0.0957	0.0963	-0.7784	-0.232	2.877
12	0.237	0.724	0.0469	0.0648	-0.1092	-0.505	2.498
13	0.405	0.938	0.0792	0.0844	-0.3054	-0.494	2.526
14	0.296	0.838	0.0586	0.0699	-0.3882	-0.248	2.780
$\mu \pm \sigma$ (min, Max)	0.5 ± 0.6 (0.213, 2.076)	0.9 ± 0.1 (0.724, 1.150)	0.1 ± 0.1 (0.033, 0.418)	0.1 ± 0.1 (0.0339, 0.3999)	-0.2 ± 0.7 (-1.0841, 1.4378)	0.3 ± 1.1 (2.432, 6.371)	3.3 ± 1.1 (2.44, 6.54)

Figura 6.4 Tabla con estadística de medidas de tendencia central.

Prueba de normalidad Anderson-Darling		
Individuo	Estadística	Valor p
1	8.22088	1.22e-08
2	0.98475	0.0126195
3	27.6132	0
4	1.01046	0.0107951
5	1.05427	0.00844
6	0.384559	0.400574
7	1.74119	0.000161951
8	7.52083	2.52e-08
9	0.478818	0.237531
10	2.90861	0
11	8.99326	5.51e-09
12	0.82213	0.0325858
13	1.68947	0.000221455
14	1.56697	0.000442118
$\mu \pm \sigma$ (min, max)	4.6 ± 7.3 (0.385, 27.6132)	0.05 ± 0.1 (0, 0.401)

Figura 6.5 Prueba de normalidad Anderson-Darling.

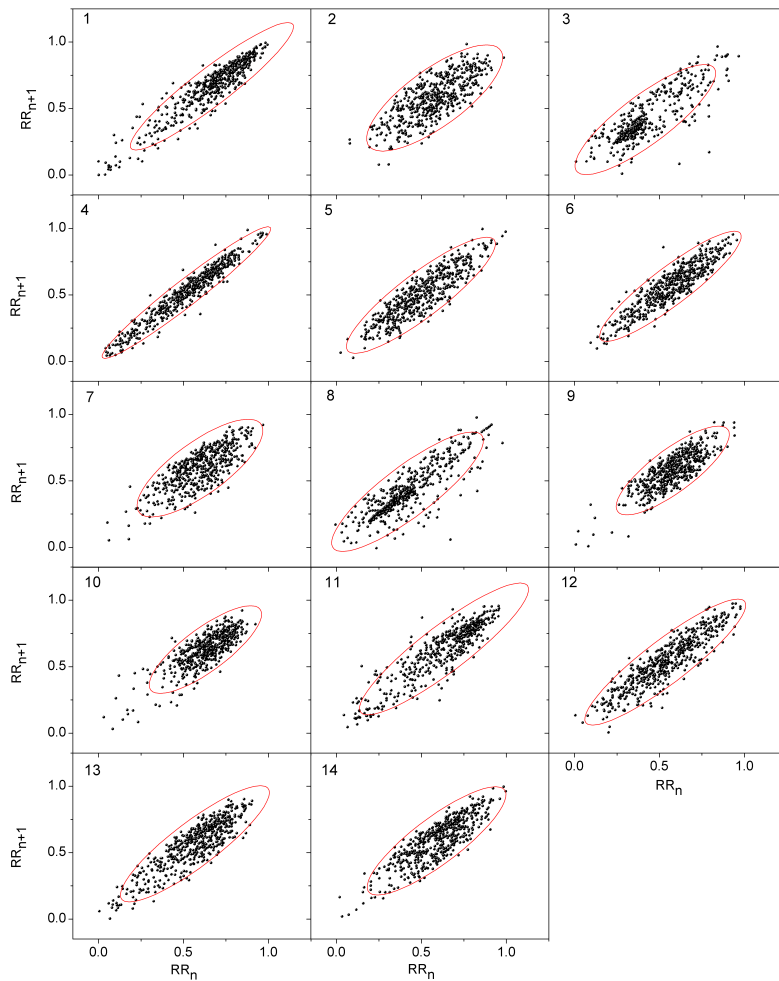


Figura 6.6 Diagramas de Poincaré de cada uno de los jóvenes en situación de calle.

Individuo	Poincaré			Entropía de Shannon
	SD1 [ms]	SD2 [ms]	$\frac{SD1}{SD2}$	
1	42.6	105.9	0.402	3.195
2	37.4	46.6	0.803	2.747
3	252.5	319.0	0.792	3.313
4	25.1	102.7	0.244	3.252
5	29.8	60.4	0.493	2.610
6	22.9	61.8	0.371	3.006
7	37.8	57.4	0.659	3.045
8	359.9	469.0	0.767	3.187
9	29.1	38.1	0.764	2.763
10	42.7	46.7	0.914	3.187
11	62.3	120.2	0.518	2.670
12	23.0	62.2	0.370	2.779
13	56.1	96.7	0.580	2.861
14	34.7	75.1	0.462	2.894
$\mu \pm \sigma$ (min, max)	75±100 (22.9, 359.9)	119±123 (38.1, 469.0)	0.58±0.20 (0.244, 0.914)	2.96±0.23 (2.610, 3.313)

Figura 6.7 Tabla con datos de estadística de medidas no lineales

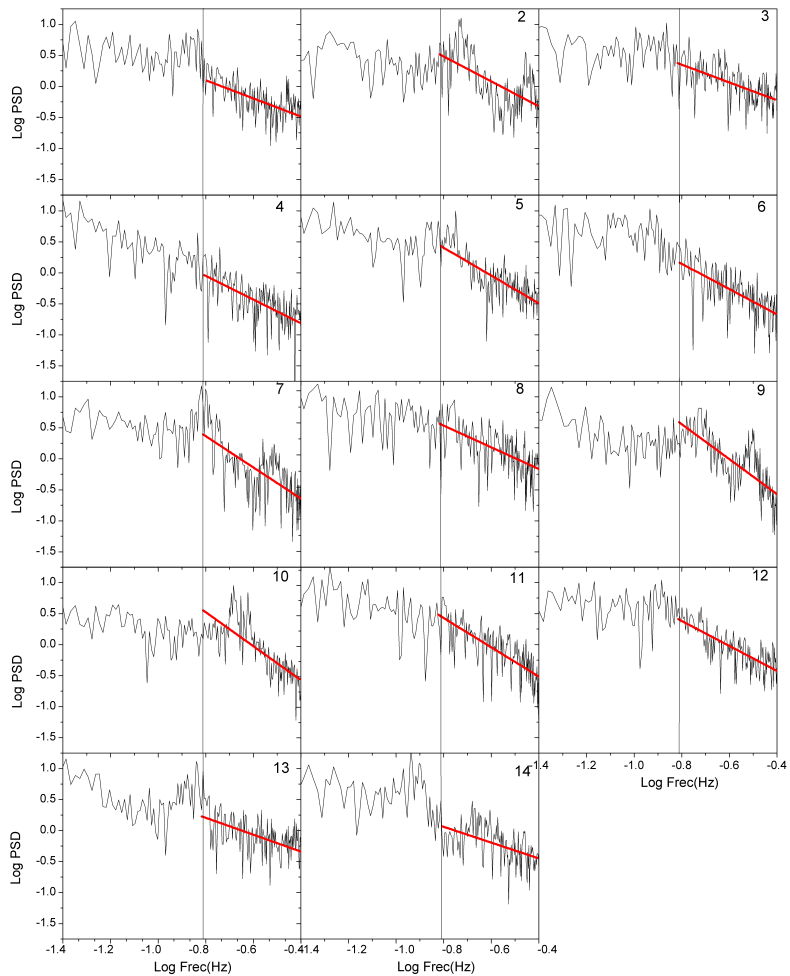


Figura 6.8 PSD en escala log-log de cada uno de los jóvenes en situación de calle. La línea vertical marca la separación entre las regiones de alta y baja frecuencia, mientras que la línea roja es la mejor recta de ajuste por mínimos cuadrados.

Individuo	LF [ms^2]	HF [ms^2]	$\frac{LF}{HF}$
1	2434	1359	1.791
2	289	689	0.419
3	33556	83257	0.403
4	1425	277	5.153
5	950	725	1.311
6	606	737	0.822
7	563	1281	0.439
8	43470	71907	0.605
9	316	386	0.818
10	156	124	1.260
11	4758	2104	2.261
12	431	662	0.651
13	891	1870	0.477
14	825	1095	0.753
$\mu \pm \sigma$ (min, max)	6500 ± 14000 (156, 43470)	12000 ± 28000 (124, 83257)	1.2 ± 1.3 (0.403, 5.153)

Figura 6.9 Tabla de medidas de frecuencia

Individuo	Pendiente LF	Pendiente HF	Pendiente LF y HF
1	-0.25	-1.43	-1.4
2	-0.54	-2.03	-0.9
3	-0.25	-1.48	-1.05
4	-1.54	-1.89	-1.79
5	-0.82	-2.24	-1.41
6	-0.64	-1.98	-1.76
7	-0.19	-2.54	-1.54
8	-0.61	-1.92	-1.14
9	-1.02	-3	-1.2
10	-0.76	-3.2	-1.16
11	-1.09	-2.42	-1.45
12	-0.22	-1.96	-1.34
13	-0.33	-1.25	-1.19
14	-0.5	-1.33	-1.54
$\mu \pm \sigma$ (min, max)	-0.63 ± 0.21 (-1.54, -0.19)	-2.05 ± 0.22 (-3.2, -1.25)	-1.35 ± 0.08 (-1.79, -0.9)

Figura 6.10 Tabla de pendientes del PSD

6.2.2. Comparación entre tres categorías de estudio

Las herramientas analíticas utilizadas para estudiar las series de tiempo pertenecientes a los muchachos en situación de calle también se utilizaron para estudiar hombres jóvenes sanos y un adulto mayor.

Por simplicidad se escogió un elemento representativo de cada categoría, donde se eligió un joven de la calle en mal estado, un sujeto joven sano y un hombre sano de edad avanzada. La toma de datos se explica con detalle en el Capítulo 4.

La comparación se realizó entre los siguiente individuos:

- Joven no sano de 23 años cuyo estado de callejerización es «Ex calle».
- Joven sano de 23 años que no reside en calle.
- Hombre mayor sano de 77 años que no reside en calle.

La selección del joven en situación de calle se realizó comparando las gráficas de la sección anterior, eligiendo a quien tenía mayores desviaciones con respecto a los rangos normales de HRV. En principio, el joven en situación de calle presenta un estado de callejerización «Ex calle», pero no contamos con un registro del tiempo que vivió en esta o si ha habido alguna reinsertión, por lo que su sistema bien podría estar seriamente afectado.

Esta comparación busca evidenciar las diferencias entre sujetos sanos y enfermos, así como lograr eliminar la idea común de que un joven de la calle experimenta un envejecimiento prematuro.

La primera fila de paneles, en la Figura 6.11, corresponde al análisis del joven en calle, la segunda pertenece al muchacho control y por último tenemos al hombre de edad avanzada.

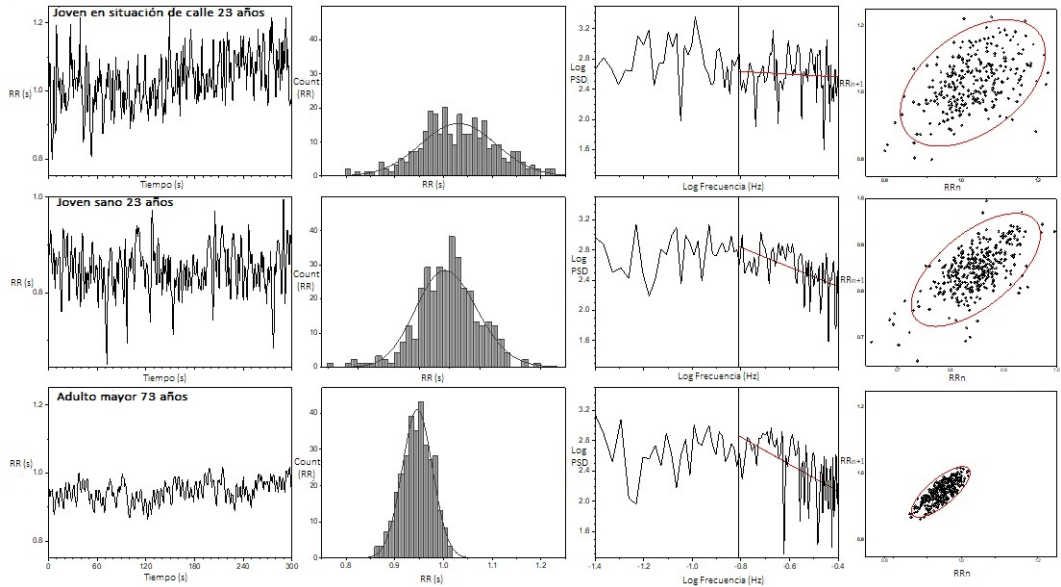


Figura 6.11 Variabilidad del ritmo cardíaco de un joven de 23 años en situación de calle (arriba), un joven de control de 23 años (en medio) y un adulto mayor de 77 años (abajo). De izquierda a derecha están las series de tiempo, histogramas, PSD y diagramas de Poincaré.

6.3. Discusión

6.3.1. Jóvenes en situación de calle

6.3.1.1. Dominio del tiempo

Los parámetros estadísticos resultantes en el dominio del tiempo nos dan idea de qué tan variable es la HRV.

En la Figura 6.2, las series de tiempo muestran una amplia variabilidad de ritmo cardíaco, que es invariante de escala. El joven identificado con el número 10 registra poca fluctuación entre los valores registrados en el eje y , al contrario de los demás. También existe una disminución de aleatoriedad de alta frecuencia en los sujetos 4 y 8.

Los histogramas de la Figura 6.3 no son simétricos, y la mayoría tiene un sesgo negativo pronunciado, pero ciertos casos muestran un sesgo positivo como el sujeto 8 y 3. Mientras que el número 5 tiene un valor de sesgo muy cercano a 0, por lo que infiere una distribución gaussiana.

En cuanto a la curtosis, notamos series con comportamiento platicúrtico, donde hay tres excepciones que son el sujeto 3, que tiene una serie leptocúrtica, y el sujeto 9 y 12, con distribuciones mesocúrticas. La importancia de tal dato radica en que mientras más cercanos estén tus datos del promedio, o centro de la distribución, la variabilidad de tu serie es menor, por lo que salvo algunos jóvenes, notamos que la mayoría son bastante variables. Entre más angosta es la distribución, se considera que la varianza es pequeña por lo que hay poca variabilidad o dispersión de los datos; mientras que al tener comportamientos anchos, tendremos series más variables. Tener curvas normales o gaussianas no es indicativo de buena salud, y está asociado con series de tiempo más rígidas [4].

El análisis de las gráficas puede corroborarse con la Figura 6.4, donde los valores estadísticos en el dominio del tiempo muestran varias coincidencias con la descripción de las Figuras 6.2 y 6.3.

Las series de tiempo presentan altos valores de SD, donde el que tiene el valor mínimo es el sujeto 9 y menos SD implica menos dispersión de los datos. Los sujetos con mayor SD son quienes se identifican con el número 8 y 3, quienes al tener un valor mucho mayor en comparación con los demás jóvenes, muestra alta dispersión en sus datos, por lo que están más alejados del promedio. En cuanto al CV, los altos valores definen distribuciones heterogéneas que implican una mayor varianza.

El sesgo, numéricamente determinado por el signo matemático que acompaña al número, cuando es positivamente sesgado implica $sk > 0$ para los jóvenes con número 3 y 8, el caso de una distribución normal está determinada por $sk = 0$ donde el 5 cumple con ello, y para todos los demás jóvenes, muestran signos negativos $sk < 0$ entonces el sesgo es negativo. La curtosis muestra a los chicos 1, 3 y 10 como situaciones leptocúrticas, 8 y 9 como mesocúrticas y las restantes platicúrticas.

Se realizó una prueba de normalidad conocida como Anderson-Darling, para establecer quienes tenían distribuciones normales. Los datos se presentan en la Figura 6.5, y sólo los individuos de calle 6 y 9 cuentan «A» < 0.752 , así como valor $p > 0.05$, por lo tanto no rechaza la hipótesis nula (H_0) y sus distribuciones serían consideradas normales, lo que significa que su estado fisiológico no está en buenas condiciones.

6.3.1.2. Medidas no lineales

Tomando en cuenta las medidas no lineales, obtenemos los diagramas de Poincaré, los cuales funcionan como buen biomarcador de la actividad simpático vagal, y ayudan a determinar la dinámica de la HRV al brindar información sobre las correlaciones a corto o largo plazo.

Los diagramas se presentan en la Figura 6.6. Sólo 4 jóvenes presentan *clusters* definidos, mientras que los demás presentan una distribución más aleatoria alrededor de las elipses. Los diagramas 1, 3, 8 y 11 cuentan con los agrupamientos comentados, cuando estos están colocados en la parte superior significa que el tiempo entre latidos es más largo, por lo que los individuos sufren bradicardias. En otro sentido, cuando los puntos están agrupados en la parte inferior, el tiempo entre intervalos es muy pequeño, por lo que se reflejan taquicardias en el sujeto, también conocidas como correlaciones de corto plazo. En quienes presentan puntos de forma más aleatoria, los sujetos 4 y 6 parecen mostrar más organización sobre el eje SD2, lo cual indica más rigidez en el sistema y no siempre es recomendable ya que es propio de personas mayores o enfermas. Quienes presentan total aleatoriedad en sus diagramas, indican una variabilidad muy alta entre sus puntos RR ya que no hay correlación entre ellos, por lo que no hay una regulación de los sistemas simpático y vagal.

En la Figura 6.7 observamos que los valores de SD2 siempre son mayores que SD1, pero resaltan los sujetos 1, 3, 4, 8 y 11, por lo que habrá más predominancia del sistema parasimpático en relación con el simpático. Los jóvenes 2, 7, 9 y 10, son los que tienen valores de SD1 muy cercanos a los de SD2, lo cual es más característico de dinámicas no correlacionadas (Ruido blanco), por lo que las distribuciones se agrupan más en círculos que en elipses. La razón $\frac{SD1}{SD2}$ muestra al sujeto 4 con el menor valor, lo cual significa

que predomina el sistema parasimpático, y el valor más alto lo muestra el 10, que en ese caso domina el sistema simpático.

Los valores de la entropía de Shannon, que se localizan en la última columna de la Figura 6.7, no se muestran demasiado variables entre cada joven de calle, ya que oscilan entre 2 y 3.5 aproximadamente. El individuo con mayor entropía de Shannon (número 3), señala la existencia de mayor imprevisibilidad en la señal así como incertidumbre sobre la cantidad de información que brinda.

6.3.1.3. Dominio de la frecuencia

Utilizar sólo el dominio del tiempo para analizar los datos nos brinda información importante sobre la función neuro cardíaca, pero no es posible determinar sobre qué sistema recaen las variaciones. Por ello es necesaria la distinción de frecuencias, y concluir qué parte del ANS modula la HRV.

Las gráficas iniciales muestran en el eje x al rango de frecuencias que abarcan LF (de 0.04 a 0.15 Hz) y HF (de 0.15 a 0.4 Hz), ya que la duración del estudio es muy corta como para establecer conclusiones sobre las VLF. Mientras que para el eje y se presenta la magnitud de potencia o energía de la señal, i.e. la densidad espectral de potencia (PSD, por sus siglas en inglés).

Con el fin de obtener una perspectiva más clara sobre el comportamiento de la señal, así como el significado del ajuste lineal de la ley de potencia, las gráficas se calcularon en escala log-log, cuyo rango en x para LF va de -1.4 a -0.8 Hz, y para HF desde -0.8 hasta -0.4 Hz. Estas se pueden observar en la Figura 6.8, y una línea vertical divide las LF de las HF.

En las gráficas de la Figura 6.8, se observa una ley de potencia con pendiente más pronunciada en HF (ruido Browniano), lo cual indica que los jóvenes tienen correlaciones altas en la regulación del PNS. En cambio, las pendientes en la banda de LF son muy cercanas a cero (ruido blanco), salvo los individuos 9 y 11, por lo que las correlaciones en LF son muy bajas, indicando aleatoriedad en la regulación del SNS.

Usualmente la potencia de LF está relacionada con estrés, pánico, ansiedad o preocupación, mientras que la potencia de HF con situaciones de relajación,

descanso o digestión. Los valores de las pendientes obtenidas tras el ajuste lineal en la ley de potencia se presentan en la Figura 6.10, corroborando el análisis previo.

Las cifras para cada banda de frecuencia, así como la razón $\frac{LF}{HF}$ se presentan en la Figura 6.9.

Tanto la razón $\frac{LF}{HF}$ como LF, son biomarcadores cuyos valores miden directamente la actividad del SNS. Siendo solamente cinco sujetos (1, 4, 5, 10 y 11), quienes presentan valores altos tales parámetros, así que en su caso el sistema simpático es dominante, lo cual ocurre cuando se presentan comportamientos de fight-or-flight. Los ocho muchachos restantes presentan números más grandes en la banda de HF, dejando LF disminuida, lo cual podría estar relacionado con desórdenes cardíacos [43].

Al contrario del sujeto 4, quien presenta el valor más bajo en la razón $\frac{LF}{HF}$ es el joven con número 3, revelando el dominio del sistema parasimpático, que es en donde conserva energía.

El análisis aplicado a las series de tiempo que corresponden a los jóvenes de la calle nos permitió obtener una perspectiva fisiológica que ayuda a definir el estado de salud en el que ellos se encuentran.

En las pruebas aplicadas, los biomarcadores de cada muchacho no siempre mostraron el mismo comportamiento. En algunos casos era evidente la gran dinámica aleatoria presente en el sistema, que está relacionado con ruido blanco, mientras que en otros no resultaba tan clara la identificación de estocasticidad en los parámetros. Debido a ello no fue posible clasificar a los jóvenes en situación de calle por medio del tiempo de callejericación definido en la Figura 6.1.

Dependiendo del número de biomarcadores que presentaran mayores desviaciones estadísticas con respecto a los parámetros de una persona sana, se determinó quien tendría un estado más saludable o enfermo, y se llegó a una clasificación de estos. Aún así, se puede decir que todos presentaron grandes variaciones en alguna prueba estadística, por lo que se muestra que las ramas del ANS no están del todo reguladas, y esto es consecuencia de la neuropatía autonómica que sufren los muchachos al encontrarse en situación de calle.

La Tabla 6.12 compara el estado de los jóvenes estudiados, donde la columna «Perspectiva Antropológica» muestra la clasificación a partir de una perspectiva cualitativa, presentada en el inicio de sección de Resultados.

Mientras que la columna «Estadística», corresponde al nuevo orden que la columna anterior debería tener de acuerdo con los resultados obtenidos por el análisis estadístico realizado a las series de tiempo de los muchachos en situación de calle.


Estado	Perspectiva Antropológica	Estadística
Péssima condición  Excelente condición	1	9
	2	3
	3	1
	4	8
	5	7
	6	4
	7	5
	8	12
	9	13
	10	2
	11	14
	12	6
	13	10
	14	11

Figura 6.12 Comparación entre perspectiva antropológica (variable independiente) y resultados estadísticos.

El primer renglón, que en la columna «Perspectiva Antropológica» cuenta con números de menor magnitud, indica condiciones desfavorables de salud, pero mientras bajemos renglones y la magnitud de los números aumenta significa que van recuperando un estado óptimo.

Comparando ambas columnas, los sujetos que mejor coinciden con los resultados estadísticos son 1 y 3, para el caso de peor condición; mientras que 11 y 14 para el caso contrario.

Los jóvenes que menos coinciden son 2, 6 y 9, donde el primero y el segundo muestran una mejor condición de la que se toma inicialmente, y el tercero exhibe un estado mucho peor del que se tenía en cuenta.

Desde el 4 hasta el 8, sin contar al 6, notamos que los resultados estadísticos muestran un orden invertido, donde los últimos sugieren un peor estado que los primeros; pero aún así, desde el criterio inicial, los cuatro están catalogados con un estado de salud malo o regular.

Para los números 10, 12 y 13 sucede lo mismo que en el caso anterior,

dejando al primero con una condición bastante favorable, mientras que los últimos sugieren una situación no tan propicia.

Aunque no hay una equivalencia exacta entre las dos columnas, sólo tres jóvenes exhiben grandes diferencias entre su condición inicial y el resultado estadístico, por lo que hay certeza en la clasificación.

Cabe señalar que la perspectiva antropológica se basa en parámetros conductuales y antropométricos, mientras que nuestro análisis exclusivamente los clasifica usando la variabilidad del ritmo cardíaco. Por supuesto un daño autonómico cardíaco tendrá un impacto negativo en las condiciones antropológicas de los sujetos pero no esperamos una correlación uno a uno.

6.3.2. Comparación entre tres categorías de estudio

6.3.2.1. Dominio del tiempo

La serie de tiempo del intervalo RR se muestra en la primera columna de la Figura 6.11, donde se observa bastante aleatoriedad en la señal de tiempo que pertenece al joven que vive en situación de calle.

Para cada intervalo RR se advierte una correlación muy baja con el punto anterior, por lo que la señal es muy variable en sus fluctuaciones.

En la serie del joven control también es evidente la variabilidad del alta frecuencia en los intervalos RR, pero se aprecia más regularidad sobre la media del punto más alto y bajo de la serie de tiempo.

La última fila es indicativa del hombre mayor, ya que la diferencia entre los intervalos RR no es nada variable, y existen bajas frecuencias que dominan la señal, por lo que notamos la rigidez de la señal.

Los histogramas que se presentan en la segunda columna de la Figura 6.11, indican que el joven en calle tiene una distribución platicúrtica y no gaussiana. Es asimétrico, ya que tiene largas colas hacia la izquierda, es decir un sesgo negativo, por lo que existe gran variabilidad entre el tiempo de cada intervalo RR.

El caso del joven control muestra una distribución con sesgo negativo, por lo que los intervalos RR no son del todo regulares. Los datos exhiben más curtosis que el caso del joven en situación de calle, por lo que la distribución

está más cerca de la media.

La persona de mayor edad, tiene un histograma sin sesgo, por lo que los valores RR son muy parecidos, mostrando alta regularidad, y con un comportamiento leptocúrtico, donde los valores están muy cercanos a la media lo que indica poca variabilidad entre sus intervalos RR lo que indica la presencia de rigidez en su sistema, y poca HRV.

6.3.2.2. Dominio de la frecuencia

Analizando la tercera columna de la Figura 6.11, en escala log-log, el PSD expone distintos comportamientos para cada sujeto en el estudio. La línea vertical, que en el eje x coincide con -0.8 , divide las LF de las HF.

Para el joven en situación de calle, la ley de potencia muestra un movimiento totalmente aleatorio en bajas frecuencias, así como en altas frecuencias, donde el SNS y PNS contribuyen a la existencia de estas, respectivamente, disminuyendo el ritmo cardíaco pero con HRV descontrolada. La pendiente que contempla el PSD, tiene un valor cercano a $\beta = 0$, que es característico de ruido blanco y sistemas estocásticos.

De acuerdo con la ley de potencia en el PSD, la pendiente calculada sobre la frecuencia HF del joven control da un resultado muy cercano a $\beta = -1$, la cual corresponde a ruido rosa y es característico de señales con estructura. En este caso, hay correlaciones medias en la HF que se presentan en sistemas con memoria.

El señor mayor muestra un PSD con altas correlaciones, ya que su pendiente se encuentra cerca de $\beta = -2$, la cual es particular de ruido Browniano, indicando la existencia de un sistema rígido y no variable.

6.3.2.3. Medidas no lineales

Concentrando el análisis en la cuarta columna de la Figura 6.11, los diagramas de Poincaré muestran grandes diferencias entre ellos.

El joven de la calle no muestra orden en la concentración de sus datos, cuenta con dispersiones $SD1$ y $SD2$ bastante similares, por lo que el $SD1 \approx SD2$, y tal comportamiento se relaciona con sistemas estocásticos. La mayor densidad de puntos está en la parte superior de la línea identidad, que implica dominancia del SNP por lo que presenta desórdenes cardíacos.

El chico control muestra un diagrama de Poincaré cuyos datos están distribuidos de forma variable, pero hay más agrupación entre ellos, el cual es característico de personas sanas, mostrando el equilibrio entre robustez y aleatoriedad.

El sujeto de edad avanzada, muestra un diagrama totalmente concentrado alrededor de la elipse, por lo que no existe variabilidad entre cada intervalo RR, correspondiente a una dinámica más rígida.

6.3.3. Tabla de comparación entre sujetos de estudio

Una herramienta para comparar los datos de los 14 jóvenes en situación de calle contra muchachos control, cuyos valores fueron tomados de [34] (Ver Apéndice A.1.), se visualizan en la Tabla 6.13.

Para cada medida, los datos de todos los jóvenes, diferenciando entre controles y no controles, fueron recolectados, promediados y normalizados.

Las distribuciones que son distintas de los sujetos de control, con un valor p menor a 0.05 se denotan con un *.

Parámetro	RR Jóvenes de la calle	Controles
Promedio	0.4±0.3	0.6±0.1
Desviación Estándar	0.2±0.3*	0.12±0.04
Sesgo	0.4±0.3	0.2±0.2
Kurtosis	0.2±0.3	0.1±0.3
Alpha	0.2±0.3*	0.5±0.2
Pendiente PSD	0.3±0.3*	-1.0±0.2
Diagrama de Poincaré, SD1	0.16±0.3*	0.020±0.005
Diagrama de Poincaré, SD2	0.19±0.3	0.16±0.06
Razón entre SD1 y SD2	0.5±0.3*	0.990±0.004
Entropía de Shannon	0.5±0.3*	0.7±0.1
Baja Frecuencia	0.2±0.3	0.31±0.07
Alta Frecuencia	0.1±0.3	0.04±0.05
Razón entre LF y HF	0.2±0.3*	22±0.27
Radio de Frecuencias	0.2±0.4*	0.32±0.06
Fluctuaciones sin Tendencia, Alpha 1	0.3±0.3*	1.7±0.1
Fluctuaciones sin Tendencia, Alpha 2	0.6±0.3	0.9±0.2

Figura 6.13 Comparativo entre los 14 jóvenes de calle y controles, donde * indica diferencias estadísticas significativas por $p < 0.05$

Para las series de tiempo estudiadas, la desviación estándar (*SD*, por sus siglas en inglés) muestra las variaciones de las fluctuaciones como medida de la región de homeostasis, por lo que es relevante entender que la diferencia estadísticamente significativa entre las dos distribuciones indica que los jóvenes en situación de calle presentan más variabilidad en las fluctuaciones de su señal temporal en comparación con los chicos control, por lo que los primeros se alejan de una regulación apropiada que los lleve hacia un estado saludable.

La variabilidad del parámetro α será mayor para las personas saludables, ya que cuentan con un balance entre robustez y adaptabilidad, la cual está presente en las medidas estadísticas necesarias para calcular al parámetro. El estar enfermo o presentar vejez, afecta el control de la serie de tiempo, por lo que muestra valores bajos para el caso de los jóvenes en calle.

Para los datos no lineales, en el caso de los no controles SD1 es un poco menor que SD2, por lo que dominan las correlaciones a largo plazo. Para los jóvenes de calle, el que SD1 sea estadísticamente significativo exhibe la

azarosidad de la serie de tiempo, y la razón entre ambas desviaciones está muy cercana de ser uno, por lo que los datos se distribuirán en una geometría más circular y que está definida para sistemas con dinámicas de ruido blanco.

La entropía de Shannon resulta mayor para los controles, lo que indica que su señal es menos previsible que la perteneciente a los jóvenes de la calle. La razón por la que los chicos considerados control tienen entropía mayor, se debe a que para conservar la vida y una relación energética estable con el entorno, los sistemas experimentan una dinámica caótica encargada de la regulación. En cambio, para las personas enfermas o que están en la vejez, sus sistema no puede adaptarse a los cambios del entorno tan fácil como antes, por lo que el valor de su entropía se acercará a cero.

El radio de frecuencias, r_f , muestra la energía total de la serie. En la ley de potencia del PSD, las bajas frecuencias se relacionan con la actividad del SNS, mientras que el PNS contribuye a la banda de altas frecuencias. Obteniendo la razón $\frac{LF}{HF}$, se trata de estimar la dominancia entre ambos sistemas. Donde para los jóvenes en calle se nota un menor valor que el control, por lo que para el primero se nota supremacía del PNS.

Para el análisis de las fluctuaciones sin tendencia (DFA, por sus siglas en inglés), la pendiente encargada de las fluctuaciones de corto plazo (α_1) es menor que α_2 para el caso del joven de la calle, y es estadísticamente significativo en comparación con el de los jóvenes control. Tal resultado es importante, ya que un valor reducido de α_1 es un buen biomarcador de problemas cardíacos [44].

En todos los estudios, los jóvenes de la calle muestran un comportamiento más aleatorio y cercano al ruido blanco, en comparación con lo encontrado para los controles y la persona mayor.

La persona mayor reveló altos patrones de rigidez en todas sus series, lo cual es normal debido al envejecimiento natural que sufre. Los jóvenes control muestran cierta variabilidad en el análisis de sus series, pero a la vez muestran ciertos rasgos que conducen hacia una tendencia rígida. Por lo tanto, entre las tres categorías existen diferencias entre los biomarcadores y gráficas analizadas, las cuales indican que la fisiología es distinta para cada uno.

La tabla 6.13 sólo se realizó para comparar a los jóvenes en situación de calle y sujetos controles, ya que sólo contamos con 1 individuo de edad avanzada, por lo que al relacionarlo con los dos grupos anteriores no puede brindar resultados de relevancia estadística.

Conclusiones y Trabajos Futuros

El análisis correspondiente a los 14 jóvenes que tienen o han tenido alguna relación con la vida en calle, muestra gran aleatoriedad presente en las series de tiempo. Siendo así, no fue posible clasificar a los muchachos de acuerdo con el tiempo de callejerización.

Debido a los métodos de supervivencia que los jóvenes con características de vida callejera han tenido que sobrellevar, la aleatoriedad en sus series de tiempo representa una falta de regulación entre las dos ramas del ANS, así como gran variabilidad entre las correlaciones de corto y largo plazo del ritmo cardíaco.

Los cambios aleatorios que exhiben los indicadores de HRV sugieren deterioro no sólo en su sistema cardiovascular, pero también una neuropatía autonómica.

Comparando un elemento de cada grupo de estudio, claramente se distinguen diferencias entre ellos. En todas las pruebas realizadas, la HRV perteneciente a los chicos de calle muestra aleatoriedad y distribuciones más cercanas a ruido blanco, por lo que no se hallan evidencias de envejecimiento prematuro, que está caracterizado por una variabilidad cardíaca más rígida y cercana a ruido Browniano.

El joven control muestra series que exhiben comportamientos estocásticos, pero aún así presentan cierta rigidez en sus gráficas, por lo que sería más afín a ruido rosa.

Aunque los datos calculados no siempre presentaron exactitud al compararlos con los valores presentados en «Soporte de resultados», exhibidos en la Introducción, la sección resultó bastante útil al momento de establecer una relación entre las cifras y lograr así el análisis de la dinámica presente en el sistema.

Con el Zephyr BioHarness 3.0 no sólo se obtuvieron series de tiempo correspondientes a la HRV, pero también existen datos sobre dinámicas respiratorias que sin duda son muy interesantes, y su análisis arrojaría resultados que tal vez no se esperan.

Bibliografía

- [1] A. Ruíz-Coronel. *Problemas de los Jóvenes en Situación de Calle: Análisis de su Complejidad Biológica, Cognitiva y Social*, volume Ciudad de México, México. Aplicaciones de las Ciencias de la Complejidad al Diagnóstico e Intervención en Problemas Sociales: Un enfoque transdisciplinario de aplicaciones de sistemas complejos adaptativos, Colofón.
- [2] y Nath J. Martini, F. *Fundamentals of Anatomy & Physiology*, volume San Francisco, EUA. Eighth, Pearson: Benjamin Cummings.
- [3] C. Zaiantz. (2012). Anderson-Darling Test, Real Statistics Using Excel. <http://www.real-statistics.com/non-parametric-tests/goodness-of-fit-tests/anderson-darling-test/>.
- [4] Estañol B. Robles-Cabrera A. Toledo-Roy J.C. Fossion R. y Frank A. Rivera, A.L. Quantitative models for microscopic to macroscopic biological macromolecules and tissues. In *Looking for Biomarkers in Physiological Time Series*, volume (111–131). Springer International Publishing, (2018).
- [5] (1993). WHO International Programme on Chemical Safety Biomarkers and Risk Assessment: Concepts and Principles. <http://www.inchem.org/documents/ehc/ehc/ehc155.htm>.
- [6] Estañol B. Fossion-R. Toledo-Roy-J.C. Callejas-Rojas J.A. Gien-López J.A. ...Frank A. Rivera, A.L. Loss of breathing modulation of heart rate variability in patients with recent and long standing diabetes mellitus type II. (11)((1–12)).
- [7] I.C. Baianu. (2011). In Germany Mainz, editor, *Complexity, Emergent Systems and Complex Biological Systems: Complex Systems Theory and Biodynamics*, volume PediaPress. Complex Systems Theory and Biodynamics, (1–231).

- [8] Y. Bar-Yam. *Dynamics of complex systems*. Number (1–865). Addison-Wesley Reading, Boston, EUA.
- [9] P. Funes. (2001). Measuring Complexity. <http://www.cs.brandeis.edu/~pablo/thesis/html/node9.html>.
- [10] F. Cruz. (2018). Casi siete mil personas viven en situación de calle en la Ciudad de México. <https://www.excelsior.com.mx/comunidad/casi-7-mil-personas-viven-en-situacion-de-calle-en-la-ciudad-de-mexico/1282100>.
- [11] L. Sterling. (2019). People experiencing homelessness camp along Ahern Street near North B Street, Friday, February 7, 2019, where a homeless man was found deceased on Tuesday as temperatures dropped to the low 30s, causing homeless activists to question why local officials have not opened warming centers., [Figura]. <https://www.sacbee.com/opinion/california-forum/article226927259.html>.
- [12] Soto-Campos-C. Morales-Matamoros-O. García-Pérez A. Sánchez-Cantú, L. Power law in price falls larger than a critical level in financial time series. 12((1)).
- [13] A. Tortosa. (2010). Technical report, Sistema Nervioso: Anatomía, Barcelona, España Col·legi Oficial d'Infermeres i Infermers de Barcelona. <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/99/Sistema%20nervioso.pdf?1358605492>.
- [14] (s.f). Neuronas y células gliales, sinapsis, [Figura]. <https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/overview-of-neuron-structure-and-function>.
- [15] (s.f). Sistema Nervioso, [Figura]. <https://www.psycoactiva.com/blog/sistema-nervioso-autonomo-simpatico-parasimpatico/>.
- [16] L. Hirsch. (2018). El corazón y el sistema circulatorio, Florida, EUA The Nemours Foundation. <https://kidshealth.org/es/parents/heart-esp.html>.
- [17] (s.f). Parts of the Cardiovascular System, [Figura]. <http://www.ergonbd.info/cardiovascular.html>.

- [18] laenfer1. (2018). Anatomía del corazón, [Figura]. <https://laenfermeriareal.com/anatomia-del-corazon/>.
- [19] Erasmus+. (s.f). Anatomía y fisiología del corazón: Células cardíacas. <http://es.heart.erasmusnursing.net/content/2-0-fisiologia-cardiaca/2-1-celulas-cardiacas/>.
- [20] J.L. Gómez. *Electrocardiogramas : Un enfoque desde la física de los sistemas complejos*. Tesis de pregrado, (2018). <http://132.248.9.195/ptd2018/febrero/0770337/Index.html>.
- [21] (2015). Cardiac Cycle, [Figura]. <http://96wyzhen0930dream.blogspot.com/2015/01/cardiac-cycle.html>.
- [22] (s.f). Intervals and Segments of the Electrocardiogram, My EKG. The Web of Electrocardiogram. <http://en.my-ekg.com/basic-principles/intervals-segments-ekg.html>.
- [23] J. Azor. (s.f). Determinación de intervalos RR a partir de datos crudos del ECG. www.um.edu.ar/ojs-new/index.php/RECTIUM/article/download/63/82.
- [24] A. Stys. (1998). Current clinical applications of heart rate variability. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9789691>.
- [25] Índice de masa corporal (IMC), Cuídate Plus. <https://cuidateplus.marca.com/alimentacion/diccionario/indice-masa-corporal-imc.html>.
- [26] Calculadora del índice de masa corporal (IMC), Texas Heart Institute. <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/calculadora-del-indice-de-masa-corporal-imc/>.
- [27] A. Dinno. (2014). Descomposition of additive time series, [Figura]. <http://stats.stackexchange.com/questions/105273/removing-seasonality-from-data>.
- [28] L.A. Álvarez. *Más allá de la variabilidad del ritmo cardíaco. Estudio Estadístico de las fluctuaciones en el ritmo cardíaco en personas de*

- diferentes edades, en reposo y bajo diferentes estímulos*. Tesis de pregrado, (2016). <http://132.248.9.195/ptd2016/mayo/0744360/Index.html>.
- [29] (2017). Measures of Dispersion in Statistics, [Figura]. <http://statisticalconcepts.blogspot.com/2017/01/measures-of-dispersion-statistics.html>.
- [30] (2017). Skewness, [Figura]. <http://www.dsactedonline.com/Sample%20Material.html>.
- [31] (s.f). Image of Kurtosis, [Figura]. <https://www.doorsteptutor.com/Exams/UGC/Education/Study-Material/Topic-Methodology-of-Educational-Research-3/Subtopic-Analysis-of-Data-22/Part-9.html>.
- [32] Estañol B.-Sentíes-Madrid H.-Fossion-R. Toledo-Roy J.C. Mendoza-Temis J. ...Frank A. Rivera, A.L. Heart rate and systolic blood pressure variability in the time domain in patients with recent and long-standing diabetes mellitus. 11(2):(1-18).
- [33] F. Shaffer and J. Ginsberg. An overview of heart rate variability metrics and norms. *Front Public Health*, (2017).
- [34] R.D. Lavin. *Diferencias de género y edad en la variabilidad a corto plazo de la frecuencia cardíaca y la presión arterial*. Tesis de maestría, (2018). <http://132.248.9.195/ptd2018/mayo/0774746/Index.html>.
- [35] López R. Rivera, E. Geometría fractal y transformada de fourier. 48((269-274)), (16).
- [36] (2013). Examples of disturbance-response time series patterns by the color of noise and corresponding power spectral density plots in the frequency domain, [Figura]. <https://www.researchgate.net/figure/examples-of-disturbance-response-time-series-patterns-by-the-colors.html>.
- [37] F. Márquez. (2014). Ruido, CCADET-UNAM. <http://www.academicos.ccadet.unam.mx/jorge.marquez/cursos/Instrumentacion/Ruido.pdf>.

- [38] S. Vajapeyam. (2014). Understanding Shannon's Entropy metric for Information, Cornell University. <https://arxiv.org/abs/1405.2061>.
- [39] C. Zaiontz. (2012). Anderson-Darling Test Table, Real Statistics Using Excel. <http://www.real-statistics.com/statistics-tables/anderson-darling-test-table/>.
- [40] Anderson-Darling normality test, Isixsigma. <https://www.isixsigma.com/dictionary/anderson-darling-normality-test/>.
- [41] Zephyr Technology. (2012). BioHarness 3.0 User Manual, Maryland, EUA. <https://hrvcourse.com/heart-rate-variability-vs-heart-rate/>.
- [42] Bobos P.-MacDermid-J. Sinden-K.-Richardson J.-y Tang A. Goris, N. Psychometric properties of the zephyr bioharness device: a systematic review. (10)((1)), (2018).
- [43] Ogawa M.-Song-J. ...-Chen-P. Piccirillo, G. Power spectral analysis of heart rate variability and autonomic nervous system activity measured directly in healthy dogs and dogs with tachycardia-induced heart failure, (2009. <https://ncbi.nlm.gov/pmc/articles/PMC2756782>.
- [44] Huang J.-Lin-L. Chang-C.-Chu F.-y Lin J. Chiang, J. Detrended fluctuation analysis of heart rate dynamics is an important prognostic factor in patients with end-stage renal disease receiving peritoneal dialysis. (2016).
- [45] S. Wolfram. (1988). Complex System Thoery. <https://www.stephenwolfram.com/publications/academic/complex-systems-theory.pdf>.
- [46] Fossion J.P.-Rivera-A.L. Lecona-O.-Toledo-Roy-J.C. García-Pelagio-K. ...Estañol B. Ruben, F. (2018). In *Homeostasis from a Time-Series Perspective: An Intuitive Interpretation of the Variability of Physiological Variables*, volume (87–109). Quantitative Models for Microscopic to Macroscopic Biological Macromolecules and Tissues, Springer International Publishing.
- [47] W. H. Freeman and Company. (s.f). The Cardiac Cycle. [http://bcs.whfreeman.com/webpub/Ektron/Hillis%20Principles%](http://bcs.whfreeman.com/webpub/Ektron/Hillis%20Principles%20)

- 20of%20Life2e/Animated%20Tutorials/pol2e_at_3201_The_Cardiac_Cycle/pol2e_at_3201_The_Cardiac_Cycle.html.
- [48] OpenStax CNX. (2016). Anatomy & Physiology. <http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@8.25>.
- [49] R. Bailey. (2018). Diastole and Systole Phases of the Cardiac Cycle, ThoughtCo. <https://www.thoughtco.com/phases-of-the-cardiac-cycle-anatomy-373240>.
- [50] Fundación Española del Corazón. (s.f). Electrocardiograma. <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/electrocardiograma.html>.
- [51] Penn Sate University. (s.f). Time Series and Stochastic Processes, University Park, Pennsylvania, EUA. <http://astrostatistics.psu.edu/su08/lecturenotes/TSAFricks.pdf>.
- [52] A. Andrew.J., y Evans. What colour is neural noise? <http://arxiv.org/pdf/1806.03704v1:PDF>.
- [53] Rivera A.L.-Martínez-R. Fossion-R.-Fermín-G.-Bernal K.-...Frank-A. Estañol, B. From supine to standing: in vivo segregation of myogenic and baroreceptor vasoconstriction in humans. (4)((24)):1–12.
- [54] y Levin-William. Levin, J. *Fundamentos de Estadística en la Investigación Social*. Number (1–305). Oxford University Press, Ciudad de México, México.
- [55] J. Kim. (2013). Measurement Accuracy of Heart Rate and Respiratory Rate during Graded Exercise and Sustained Exercise in the Heat Using the Zephyr BioHarness, EUA International Journal of Sports Medicine, U.S. National Library of Medicine. www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4620538/.

Apéndice A

A.1. Series de Tiempo: Jóvenes Control

Las series de tiempo pertenecientes a los jóvenes de control pueden ser encontradas en el formato digital de Tesis UNAM. Se anexa la bibliografía y los trabajos consultados.

1. Gómez, JL. *Electrocardiogramas: un enfoque desde la física de sistemas complejos* , 2018
2. Lavín, RD. *Diferencias de género y edad en la variabilidad a corto plazo de la frecuencia cardíaca y la presión arterial* , 2018