



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

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

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Física

PRESENTA:

Lesli Aide Álvarez Millán

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Rubén Fossión



México, D.F., 2016



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 Álvarez
Apellido materno Millán
Nombre(s) Lesli Aide
Teléfono 044 55 6860 5692
Universidad Nacional Autónoma de México Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias Facultad de Ciencias
Carrera Física
Número de cuenta 305839019

2.Datos del tutor
Grado Doctor
Nombre Rubén
Apellido paterno Fossión
Apellido materno

3.Datos del sinodal 1
Grado Doctor
Nombre Germinal
Apellido paterno Cocho
Apellido materno Gil

4.Datos del sinodal 2
Grado Doctora
Nombre Marcela Dolores
Apellido paterno Grether
Apellido materno González

5.Datos del sinodal 3
Grado Doctora
Nombre Ana Leonor
Apellido paterno Rivera
Apellido materno López

6.Datos del sinodal 4
Grado Doctor
Nombre Sergio Enrique
Apellido paterno Solís
Apellido materno Nájera

7.Datos del trabajo escrito	
Título	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
Número de páginas	75
Año	2016

*La utopía está en el horizonte.
Camino dos pasos, ella se aleja dos pasos
y el horizonte se corre diez pasos más para allá.
¿Entonces para qué sirve la utopía?
Para eso, sirve para caminar
Eduardo Galeano*

Agradecimientos

Agradezco y dedico esta tesis a mi familia, por todo su amor y apoyo incondicional. Ustedes son mi mayor influencia y más grande tesoro.

A mi asesor, por el apoyo y la confianza. Por mostrarme una manera distinta de pensar la ciencia y compartir sus conocimientos, curiosidad y creatividad. Por guiarme durante todo este proyecto y especialmente por motivar esta excelente historia que contarles.

A la Facultad de Ciencias y a la UNAM con todo lo que representan (maestros, clases, conocimiento, cultura, orgullo, ...) A mis amigos y compañeros Norberto, Gustavo, Omar, Alex, Edlli, Diego, Héctor, Carmen, Lourdes, Lupis, Paola, Brenda, Fabián, César, Arturo, Pablo, David, Alonso, Rebeca, Lalo y los que no tengo presentes en este momento, por todos los momentos vividos y experiencias compartidas.

Al C3 por motivarme en el terreno de las ciencias de la complejidad e interdisciplina. A Eli, Cheko, Octavio, Esther, Liber, Moni, por su amistad y por motivarme aún más con la biología. A Hugo y Jonathan, con quienes creo que compartí más momentos durante este proceso, por los buenos momentos y la motivación. A Hugo, por su amistad, sus muchos consejos y gran ayuda.

A Fer, por escucharme, por los consejos y por hacerme dudar cada vez. A los ingenieros (y Julián) por hacer muy agradables mis días en la torre de ingeniería.

A Kahorik por su amistad, apoyo e impulsarme siempre a hacer cosas nuevas.

A la Unidad de Comunicación del IFUNAM, Aleida, Kari, Ale, Lula, Chris, Mich, Mariana, Arturo por la amistad que encontré en ustedes, por los consejos, correcciones y enseñanzas para poder algún día llegar a escribir, divulgar y comunicar la ciencia.

A Alí por su gran ayuda con los monitoreos y sobre todo por darle un giro de motivación muy interesante a mi tesis.

Al Dr Chris Stephens por prestarnos su cubículo para llevar a cabo los monitoreos.

A la Dra Marcela Grether por prestarnos su laboratorio para llevar a cabo algunos monitoreos.

A todos los participantes de los monitoreos, muchas gracias por su paciencia, interés y cooperación.

A mis sinodales Dr. Germinal Cocho Gil, Dra. Marcela Dolores Grether González , Dr. Rubén Yvan Maarten Fossion, Dra. Ana Leonor Rivera López, Dr. Sergio Enrique Solís Nájera, por sus comentarios, correcciones y tiempo para revisar mi tesis.

Al Proyecto conacyt: “Enfermedades complejas: Hipótesis de un origen común basado en alteración de ritmos y sincronización” (CB-2011-01 000000000167441). Al proyecto PAPIIT: “Espectroscopía Láser-foto acústica para la detección de trazas moleculares orgánicas en fase gaseosa” (IN114816). Al proyecto PAPIME “Espectroscopía foto-acústica de moléculas ligeras en el infrarrojo” (PE106616).

A Ednica por brindar el escenario para poder llevar a cabo los monitoreos en jóvenes en situación de calle y permitirme conocer una realidad “oculta” para mi hasta ese momento.

Resumen

El Sistema Nervioso Autónomo (ANS, por sus siglas en inglés) es uno de los principales sistemas adaptativos del cuerpo humano. Es resiliente en estado de salud pero pierde capacidad adaptativa y se vuelve frágil con las enfermedades y/o el envejecimiento. Recientemente se ha propuesto cuantificar la fragilidad o resiliencia mediante el estudio de series de tiempo. (12) Una de las variables fisiológicas más estudiadas es la Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV, por sus siglas en inglés), que ha sido asociada a la fragilidad. (26)

En esta tesis se llevó a cabo un estudio piloto con el objetivo de investigar cómo medir la fragilidad o resiliencia de un sistema en particular, el cuerpo humano. Se llevaron a cabo monitoreos respiraocárdiacos breves (5 minutos) en dos poblaciones, la primera fue de 34 sujetos sanos y/o funcionales y la segunda de 10 jóvenes viviendo en situación de calle. También se realizaron mediciones de acelerometría triaxial para 7 sujetos sanos y los 10 jóvenes en situación de calle.

En el caso de datos respirocárdiacos, el primer grupo fungió como grupo control con el cual se compararon los resultados de los jóvenes en situación de calle. De ambos grupos se evaluó la respuesta del ANS ante diferentes estresores (respiración rítmica y ponerse de pie). Se evaluaron diversos índices de HRV.

En las series de acelerometría triaxial se calcularon índices de simetría y regularidad a partir de su función de autocorrelación.

En el $\langle HR \rangle$ y su variabilidad HRV, se encontró que incluir estresores en este tipo de medidas, permite obtener mayor información de la adaptación a diferentes ambientes, ya sean internos o externos. Además, permitió distinguir mejor entre grupos de edades.

El tener diferentes condiciones experimentales permitió encontrar pérdida de modulación del ritmo cardíaco con la edad. También se encontró que la respuesta del ritmo cardíaco al ponerse de pie, disminuye con la edad.

Para los diferentes índices de HRV, se encontró disminución de funcionalidad autonómica con la edad, basado en poca variabilidad de los intervalos entre latidos SDNN (Desviación estándar), disminución de la activación del Sistema Nervioso Simpático (SNS) al ponerse de pie y series más regulares y predecibles.

Por otro lado, los resultados de los jóvenes en situación de calle mostraron (en su mayoría) una mala funcionalidad autonómica que no corresponde con su edad. También se encontró una adaptación reducida ante estresores. En este caso la edad cronológica pareciera no tener mucho sentido ya que deben evaluarse otros aspectos como tiempo de vida en calle y la adaptación al medio callejero. En la marcha también se obtuvieron resultados negativos. La mayoría de ellos presenta índices de simetría y regularidad muy bajos en comparación con los grupos controles.

Objetivo de esta tesis

Este trabajo es un estudio piloto con el objetivo principal de estimar el grado de resiliencia o fragilidad del cuerpo humano. Se evaluaron dos variables fisiológicas: el ritmo cardíaco y la aceleración, en tres ejes sagital, lateral y vertical, del cuerpo humano al caminar.

Los objetivos puntuales de esta tesis son:

- Estudiar la resiliencia y fragilidad del cuerpo humano.
- Estudiar la pérdida de adaptación y funcionalidad fisiológica.
- Construir una base de datos control respirocárdicos y acelerométricos con un dispositivo de monitoreo de variables fisiológicas *Bioharness3.0*.
- Estudiar la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) como un indicador de función autonómica.
- Analizar diferentes índices de HRV (temporales, de frecuencia y no-lineales) e interpretar físicamente los resultados.
- Definir las condiciones experimentales óptimas en las cuales se llevará a cabo el monitoreo en personas en situaciones vulnerables.
- Comparar los resultados de los datos control con los de los jóvenes en situación de calle.

Índice general

0.1. Objetivo de esta tesis	X
Siglas, abreviaciones y acrónimos	XIII
1. Introducción	1
1.1. Sistemas complejos	1
1.2. El cuerpo humano como sistema complejo	3
1.3. Sistemas adaptativos	5
1.3.1. Sistema Endocrino	6
1.3.2. Sistema Inmune	6
1.3.3. Sistema Nervioso Autónomo	7
1.3.3.1. Factores que afectan la función autónoma	12
1.4. Series de tiempo	13
2. Fisiología Cardíaca y su monitoreo no invasivo a través de un ECG	14
2.1. Actividad eléctrica del corazón	16
2.2. El marcapasos natural del corazón	16
2.2.1. Anormalidades en el marcapasos	18
2.3. Electrocardiograma (ECG)	18
2.4. Ritmo cardíaco promedio $\langle HR \rangle$ e intervalos entre latidos RR	20
2.4.1. Respuesta del ritmo cardíaco a ponerse de pie (ΔHR)	22
2.5. Variabilidad del ritmo cardíaco (HRV)	23
2.5.1. Modulación del ritmo cardíaco	24
3. Monitoreos fisiológicos	26
3.1. Cambios con la edad	26
3.2. Grupo de jóvenes viviendo en condiciones adversas (situación de calle)	27
4. Resultados y discusión	29
4.1. Resultados del grupo control (cambios con la edad)	29
4.1.1. Discusión	39
4.2. Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle	41
4.2.1. Discusión	47
4.2.1.1. $\langle HR \rangle$ y $SDNN$	47

4.2.1.2. Acelerometría	49
5. Conclusiones y trabajos futuros	51
Bibliografía	53
A. Medidas de HRV	56
A.1. Métodos temporales	56
A.1.1. Métodos estadísticos	56
A.1.2. Métodos geométricos	56
A.2. Métodos del dominio de la frecuencia	56
A.2.1. Componentes espectrales	57
A.3. Métodos no lineales	57
A.3.1. Gráficas de Poincaré	57
A.3.2. ApEn	58
A.3.3. SampEn	59
A.3.4. Coeficiente de correlación (D2)	59
A.3.5. Detrended Fluctuation Analysis (DFA)	60
B. Detalles y funcionamiento del Bioharness 3.0	61

Siglas, abreviaciones y acrónimos

bpm	Latidos por minuto
HR	Ritmo cardíaco
HRV	Variabilidad del ritmo cardíaco
CV	Coefficiente de variación
r	Radio de potencia
D2	Coefficiente de correlación
BR	Ritmo de respiración
NS	Sistema nervioso
ANS	Sistema nervioso autónomo
ECG	Electrocardiograma
SA	Sinoatrial
AV	Atrioventricular
V	Voltios
mV	Milivoltios
n.u.	Unidades naturales
FFT	Transformada rápida de Fourier
PSD	Potencia de la densidad espectral

Capítulo 1

Introducción

“En la interdisciplina la colaboración traspasa las fronteras disciplinarias y, aunque los especialistas participantes mantienen la identidad de sus ramas, existe la disposición de estudiar lo necesario de las otras con el propósito de sentar las bases para una comprensión mutua. Un médico aprende el sentido de modelar con ecuaciones diferenciales y un matemático entiende cómo se propaga una epidemia, el resultado -la epidemiología matemática- trasciende tanto la medicina como la teoría de ecuaciones diferenciales”.

(23)

Sistemas complejos

Esta nueva visión de la interdisciplina permite avanzar en el conocimiento, pues da una visión integral que da a la luz preguntas nuevas a las cuales no se hubiera llegado estudiando las disciplinas por separado. Surgen nuevos conceptos, como los sistemas complejos que tienen en común que se conforman de varios componentes que interactúan entre sí y que generan propiedades globales. Una manera de caracterizar a un sistema complejo, es a través de la cuantificación de algunas de sus propiedades globales y emergentes como la resiliencia, adaptabilidad, autoorganización, robustez, etc.

La resiliencia es un concepto que surgió en el marco de sistemas sociales-ecológicos (SESs). Zolli y Healy, la definen en su libro “why things bounce back” como la capacidad de un sistema para mantener su estado estable o adaptarse a uno nuevo ante perturbaciones internas o externas.(32)

Este concepto se puede entender en términos de potenciales, también conocidos como cuencas de atracción, es decir, regiones en el espacio de estados en el cual, un sistema suele permanecer (como se muestra en la figura 1.1 a). Para sistemas que tienden hacia un equilibrio, este estado se define como “atractor”. Un sistema puede presentar más de un estado habitable, donde cada uno tendrá sus propias circunstancias, características únicas, recursos y peligros. Las varias cuencas que el sistema puede ocupar, y los límites que las separan, son conocidas como “paisaje de estabilidad”.

El sistema puede ser perturbado por procesos internos o externos que den pie a cambios en la estabilidad del paisaje, por ejemplo: cambios en el número de cuencas de atracción, cambios en la posición de las cuencas en el espacio de estados, cambios en los límites entre las cuencas, o cambios en la profundidad de las cuencas, todo esto tiene que ver con qué tan difícil es mover al sistema al rededor del interior de su “cuenca favorita”, concepto conocido como robustez. Si las paredes de las cuencas son empinadas, se necesitarán perturbaciones mayores o esfuerzos grandes para lograr que el sistema cambie su posición dentro de la cuenca. El estado al cual se mueva el sistema dependerá de las necesidades y capacidades que tenga para enfrentar las nuevas circunstancias. (32)

La habilidad de cambiar la topología (latitud y resistencia) de la estabilidad del paisaje, es una medida de adaptabilidad. Otra capacidad relacionada con la resiliencia es la transformación, que se refiere a definir y crear nuevos paisajes de estabilidad al introducir nuevos componentes, cambiar las formas de vida, y a veces la escala del sistema. Además de las capacidades antes descritas, hay una más que tiene que ver con la resiliencia, y es la capacidad de regresar al valle de preferencia (recuperación).(31) Así, la resiliencia integra capacidades como: estabilidad, robustez, recuperación, transformación y adaptabilidad.

Esto se puede ilustrar con un ejemplo: imaginemos un sistema con dos cuencas de atracción, (ver fig1.1 b)), una representa la vida y la otra la muerte. Dependiendo de dónde está el sistema inicialmente, irá hacia una u otra cuenca. Si la condición inicial del sistema está más cercana a la segunda cuenca, la pelota caerá y la persona moriría pero si el sistema antes logra crear una nueva cuenca temporal (ver fig1.1 c), por ejemplo mediante una cirugía que establezca por un tiempo a la persona, se puede mantener ahí evitando que la persona muera. Mientras está el sistema en la nueva cuenca, estará tratando de cambiar hacia un lado o hacia otro, irá modificándola (Ver fig1.1 d) hasta quedar en el lado de la recuperación o, desafortunadamente en el lado de la muerte. (31)

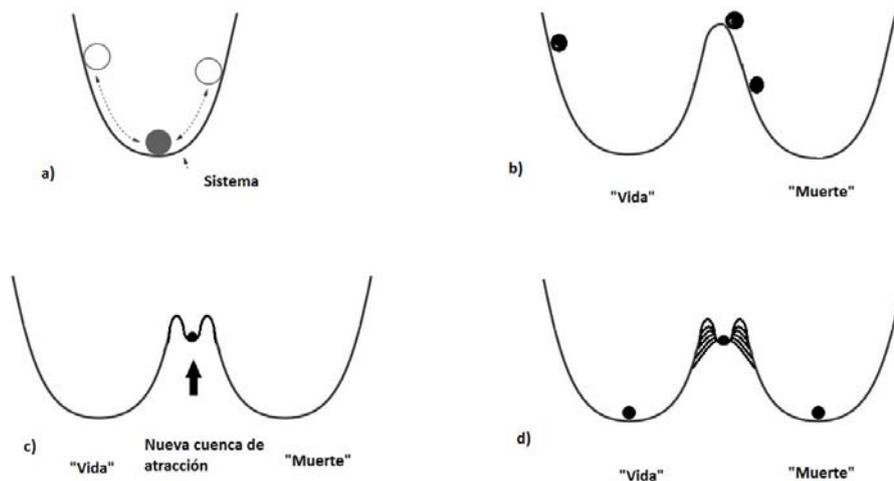


Figura 1.1: Cuencas de atracción

Los sistemas del mundo real, ocasionalmente se someten a cambios sustanciales que son provocados por perturbaciones pequeñas. Esto ocurre para sistemas que están cerca de un punto de bifurcación, donde el estado del sistema se vuelve inestable y salta a un estado alternativo (usualmente muy diferente), a esto se le conoce como transición de fase. Se sabe mucho acerca de los cambios que puede tener un sistema, por ejemplo, los mecanismos detrás de los cambios de régimen marítimos, sin embargo, aún no se puede prevenir cuando será. En los últimos años, este reto ha cobrado gran importancia, porque además esta situación no es única para el mundo marítimo, lo es para un gran rango de ecosistemas que han experimentado esos cambios o lo harán en algún momento.

Una novedosa aproximación para abordar este desafío es las recientemente desarrolladas señales de alerta temprana para transiciones críticas. La mayoría de las señales de alerta temprana son huellas estadísticas espaciales o temporales del fenómeno llamado *alentamiento crítico* (CSD, por sus siglas en inglés) que surge en la vecindad de bifurcaciones. CSD puede ser interpretado como un indicador de baja resiliencia en el sentido de que el ecosistema puede fácilmente cambiar drásticamente de estado. (11)

El cuerpo humano como sistema complejo

El cuerpo humano es un ejemplo particular de un sistema complejo: es resiliente en estado de salud pero va perdiendo capacidad de adaptabilidad con el envejecimiento y enfermedades. El envejecimiento humano se refiere a la pérdida progresiva de múltiples capacidades físicas y cognitivas, lo cual favorece a una mayor probabilidad de morbilidad y mortalidad. Uno de los retos de la geriatría moderna es mantener la funcionalidad e independencia en los adultos mayores hasta el final de su vida.

La fragilidad es el nuevo concepto que intenta predecir desenlaces negativos en la salud como discapacidad y la muerte. Los geriatras lo definen a través de la pérdida de funcionalidad física, social, psicológica, cognoscitiva y fisiológica. Es un síndrome predominantemente biológico, que es producto de la disminución de reserva homeostática del organismo y resistencia al estrés, lo cual lleva a una mayor riesgo de inmovilidad, discapacidad y la muerte. La fragilidad aumenta el riesgo de discapacidad y dependencia de los adultos mayores. Una característica distintiva de las personas frágiles es que parecen incapaces de resistir agresiones como los cambios del medio ambiente, heridas o enfermedades agudas. Estas agresiones pueden desencadenar una caída en espiral del estado general del individuo y llevarlo hacia un círculo vicioso, del cual el adulto mayor no logra restablecerse ni regresar a su estado de salud anterior.

Se dice que con la fragilidad se pierde robustez. (5)

Sistemas adaptativos

No son los más fuertes ni los más inteligentes aquellos que sobreviven, sino los que se adaptan mejor al cambio

Charles Darwin

Una característica particular de los sistemas complejos es que se adaptan. En términos biológicos, adaptabilidad es el proceso mediante el cual un organismo se ajusta a su entorno. Usualmente, la experiencia de éste guía los cambios en su estructura, así que, conforme pasa el tiempo, el organismo hace mejor uso de su entorno o condición. (18)

El cuerpo humano está conformado por sistemas cuyas funciones se integran para conformar la vida tal y como la conocemos ahora. Los sistemas permiten que el cuerpo humano se adapte a funcionar normalmente en una gran diversidad de ambientes y en una amplia gama de circunstancias no favorables. (9)

Algunos de los sistemas corporales se adecúan en una especie de “justa medianía”, es decir, se autoregulan a un nivel intermedio donde se maximiza su optimización.

Es el caso de los mecanismos homeostáticos, incluyendo el sistema de estrés, ejercen sus efectos en forma de una curva de U invertida 1.2. Donde el equilibrio dinámico saludable (o eustasis) se alcanza en el centro, en la “justa medianía” entre un sistema homeostático deficiente o excesivo. Los efectos sub-óptimos pueden ocurrir en ambos lados de la curva y pueden llevar a una adaptación insuficiente, estos estados han sido llamados allostasis (están relacionados con situaciones de estrés por ejemplo la angustia), que podría ser dañina para el organismo a corto o largo plazo. (8)

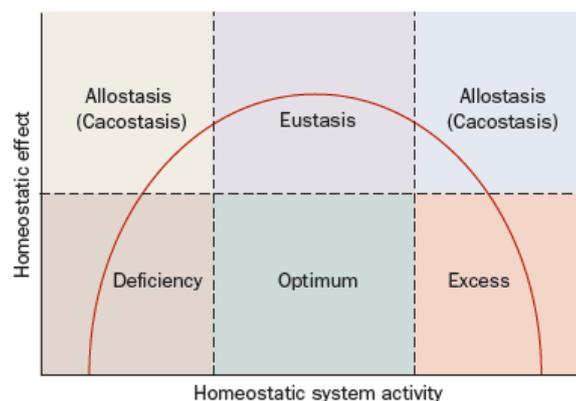


Figura 1.2: El sistema homeostático ejerce sus efectos en forma de una U-invertida. El rango óptimo de la curva está justo en medio (eustasis).

Los tres sistemas del cuerpo humano que se adaptan en una “justa medianía” son: el sistema endocrino, sistema inmune y el sistema nervioso autónomo.

Sistema Endocrino

El sistema endocrino consiste de glándulas de secreción interna que se encuentran dispersas por todo el cuerpo. Para completar sus funciones, secretan hormonas en la sangre y éstas viajan hacia una célula blanco distante, donde se regulan o se dirigen a una función en particular. Las hormonas ejercen una variedad de efectos reguladores a través del cuerpo.(29)

Este sistema regula, coordina, e integra funciones celulares y órganos a distancia.

En su rol regulatorio, ejerce un amplio rango de efectos a través del cuerpo, entre ellos, induce cambios adaptativos para ayudar al cuerpo a lidiar con situaciones de estrés, donde el equilibrio dinámico (homeostasis) se ha alterado (o así se percibe) por fuerzas externas o internas (estresores). Cuando algún estresor excede cierto umbral de tiempo, el sistema homeostático adaptativo activa respuestas compensatorias.

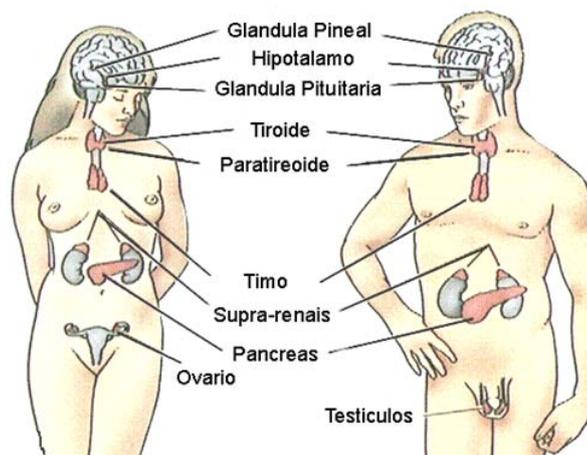


Figura 1.3: Sistema endocrino

Sistema Inmune

El sistema inmune se encarga de distinguir células, tejidos y órganos que son parte del cuerpo huésped ¹ de lo externo (ajeno). También elimina invasores como bacterias o virus peligrosos. Además, reconoce y usualmente elimina células o tejidos “auto-alterados” que han cambiado por alguna lesión o enfermedad como el cáncer.

Hay dos tipos de sistema inmune, el innato y el adquirido. El primero, es un mecanismo de defensa que actúa rápidamente; las células que lo ejecutan están listas desde antes de que un invasor llegue al cuerpo.

El sistema inmune adquirido (adaptativo) es complementario del innato. Está compuesto de más de 30 proteínas en la sangre que actúan sucesivamente para identificar y destruir invasores. Normalmente, la inmunidad innata es suficiente para destruir mi-

¹A diferencia del término coloquial, en biología, la palabra huésped se usa para referir a un organismo que alberga a otro en su interior.

crobios invasores. En caso de que no, la inmunidad adquirida entra en acción. Los “soldados” de la inmunidad adquirida son los especializados en las células blancas llamadas linfocitos y funcionan juntos como un “ejército”. Esta acción es altamente efectiva, pero toma días movilizarla porque su respuesta es muy compleja. (6)

Así, el sistema inmune debe tener un balance adecuado entre tolerancia e inmunidad. Debe tolerar a los antígenos propios (no atacarse a sí mismo), y actuar en la introducción de antígenos foráneos (no tolerar cualquier tipo de célula).

Sistema Nervioso Autónomo

El sistema nervioso autónomo (ANS) es una división del sistema nervioso periférico (ver 1.4) que, segundo a segundo, controla automáticamente funciones involuntarias para mantener la homeostasis, es decir, un ambiente interno adecuado. Se compone de neuronas motoras, ubicadas en el tronco encefálico y la médula espinal, que llevan impulsos nerviosos a las glándulas, al músculo liso de vasos sanguíneos a otros órganos y al músculo cardíaco.

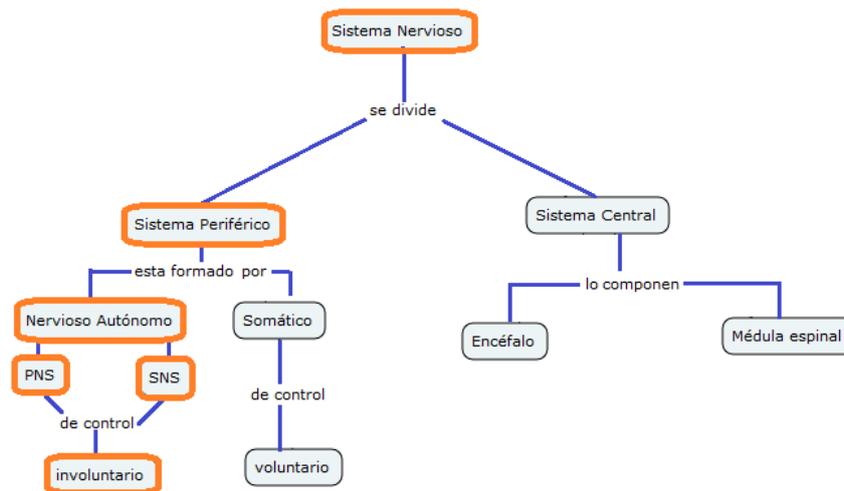


Figura 1.4: División del Sistema Nervioso

Las funciones del ANS incluyen la regulación de la presión sanguínea (BP), ritmo cardíaco (HR), el tamaño de las vías respiratorias, el flujo de aire a los pulmones, las funciones del aparato digestivo, producción de sudor, el control de la vejiga, la función sexual, la función del sistema nervioso (incluyendo la depresión y la ansiedad), las glándulas, la función hormonal y tamaño de la pupila.

El ANS tiene dos divisiones con efectos muchas veces opuestos pero que permiten mantener el equilibrio interno. Uno, es el sistema nervioso parasimpático (PNS) y el otro es el sistema nervioso simpático (SNS).

El SNS es típicamente excitativo y prepara al cuerpo para la tensión; para esto aumenta el ritmo cardíaco o disminuye el movimiento de los intestinos. Se conoce como

“fight or flight”. El PNS restituye o mantiene la energía disminuyendo, por ejemplo, el ritmo cardíaco o acelerando el movimiento de los intestinos. Y se conoce como “rest and digest”. Ambas divisiones del ANS pueden inervar el mismo órgano, pero producen efectos diferentes porque sus neuronas motoras liberan neurotransmisores diferentes. (24)

El PNS y SNS, como el resto del sistema nervioso, son flexibles. “Recuerdan” situaciones y “aprenden” sobre adaptación a nuevas situaciones. Las lesiones o enfermedades provocan una adaptación a un estado disfuncional. PNS y SNS trabajan juntos para controlar y coordinar prácticamente todas las células y sistemas dentro del cuerpo. La función principal de los dos es encontrar una justa medianía para mantener la homeostasis. (15)

1.3 Sistemas adaptativos

Organ system, organ or tissue	Sympathetic activation	Associated SNS disorders	Parasympathetic activation	Associated PSNS disorders
Brain	Arousal	Hyperactivity	Induce sleep	Depression
Hypothalamus	–	–	Activate	Growth and development
Eyes	Pupil dilation	–	Pupil constriction	–
Lachrymal	–	–	Tearing	–
Salivary glands	–	–	Salivation	Sjögren's disease
Thyroid	Increase	Hyperactivity	Decrease	Hypoactivity
Heart – inotropy	Increase	High BP	Decrease	Low BP
Chronotropy	Increase	Tachycardia	Decrease	Bradycardia
Lungs – bronchi	Increase = constriction Decrease = dilation	Increase = asthma, COPD –	–	–
Ventilation	–	–	Increase = slow breathing Decrease = fast breathing	Increase = hypoxia Decrease = short of breath
Upper GI	–	–	Increase = more motility Decrease = less Motility	Increase = GERD (overactivity) Decrease = GERD (underactivity), gastroparesis
Lower GI	–	Irritable bowel syndrome*	Increase = more motility Decrease = less motility	Increase = diarrhea Decrease = constipation
Pancreas (islets of Langerhans)	Increase insulin	Shock or Coma	Decrease Insulin	Diabetes Mellitus
Liver	Release glucose and nutrients	Hyperactivity	Store glucose and nutrients	Hypoactivity
Splanchnic system	–	–	Increase = open Decrease = close	Hypovolemia –
Adrenal glands	Increase = release catecholamines Decrease = store catecholamines	Increase = hyperactivity Decrease = hypoactivity	–	–
Kidneys	Decrease volume	Dehydration	Increase volume	Hyperhydration
Angiotensin–renin	Increase = more volume, thirsty Decrease = less volume	Increase = hypertension Decrease = hypotension	–	–
Bladder	Increase sphincter tone	Persistent full feeling	Decrease sphincter tone – voiding	Frequent urination
Sex function – female	Orgasm	–	Vaginal lubrication	–
Estrogen	Increase	?	Decrease	Perimenopause
Sex function – male	Ejaculation	Premature ejaculation, impotence	Erection	No ejaculation
Testosterone	Increase	Rage	Decrease	Impotence
Peripheral vasculature	Increase = vasodilation Decrease = vasoconstriction	Increase = hypertension Decrease = hypotension	–	–
Sweat glands	Increase = sweating, reduce core temperature Decrease = conserve core temperature	Increase = hyperhidrosis Decrease = anhidrosis	–	–

*Irritable bowel syndrome (IBS) involves pain which leads to SNS overactivation secondary to IBS

Figura 1.5: Resultados normales y anormales en la activación de los sistemas SNS y PNS

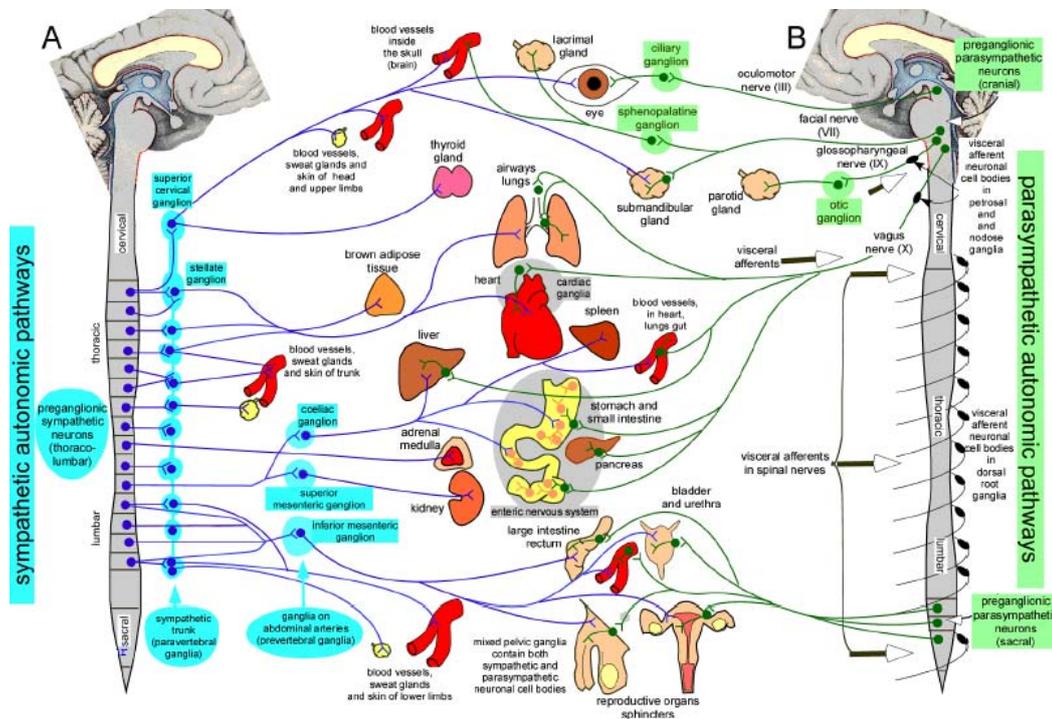


Figura 1.6: En esta figura se muestran los órganos que son inervados por el SNP y SNS

El sistema parasimpático (a través del nervio vagal) regula el ritmo cardíaco, esto ocurre ya que tiene una influencia indirecta en la presión sanguínea a través de su relación con el sistema simpático. Se puede ver en 1.6 que el nervio vagal inerva varios órganos a la vez. El PNS también influye en el diámetro bronquial, además regula la ventilación mediante el control del diafragma y la actividad muscular intercostal. Los receptores de estiramiento dentro de los pulmones envían información de ventilación a través de neuronas aferentes parasimpáticas del nervio vagal, que se retroalimenta en el nodo sinoatrial del corazón. De esta manera el PNS asiste en la regulación del ritmo cardíaco. Esta regulación se manifiesta como arritmia respiratoria sinusal (RSA). También se conoce como efecto cardiovagal.

En personas sanas y jóvenes, este efecto es el responsable del incremento en ritmo cardíaco instantáneo (IHR) con la inhalación y disminución del IHR con la exhalación. De este modo, RSA manifiesta la función autonómica. (4)

La oposición en las actividades de las dos ramas del SNA subyace en equilibrio, el PNS puede responder dentro de uno o dos latidos y el SNS requiere, al menos, de tres a cinco latidos (25). Esto es porque las fibras pregangliónicas (que son las que permiten la transmisión de impulsos nerviosos) parasimpáticas, a pesar de ser más largas en comparación con las simpáticas, están cubiertas por vaina de mielina, material aislante que forma una capa gruesa permitiendo la rápida transmisión de impulsos, como se muestra en la fig 1.7. Las fibras pregangliónicas simpáticas son más cortas y tiene poca vaina de mielina. (13)

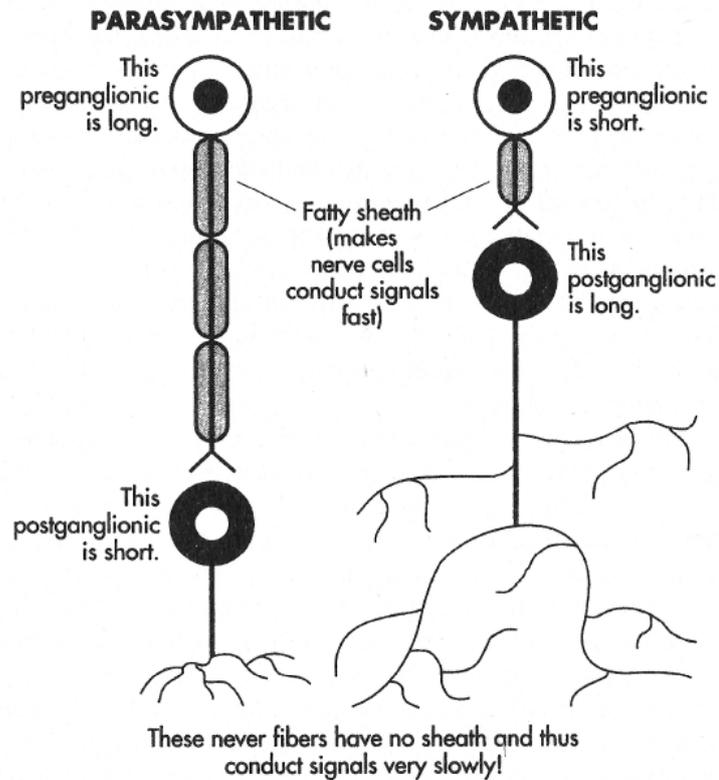


Figura 1.7: Fibras nerviosas pregangliónicas

Habitualmente, el PNS disminuye para potenciar un aumento simpático y también minimiza la reacción necesaria del simpático, por tanto, potencialmente limita la cantidad de adrenalina necesaria para cualquier respuesta a situaciones de estrés. El parasimpático establece el umbral metabólico en torno al cual el simpático reacciona. Por lo tanto, aumentos anormales parasimpáticos obligan a los simpáticos a aumentar aún más para provocar la misma reacción. Como resultado, el aumento simpático neto es también más alto de lo normal.

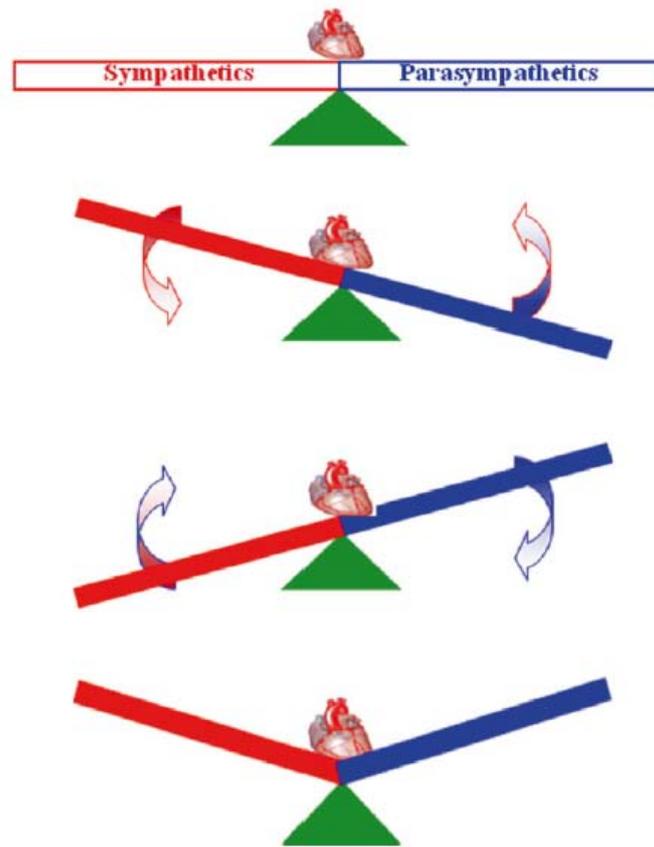


Figura 1.8: El sistema simpático y parasimpático trabajan juntos para mantener el equilibrio (homeostasis).

Factores que afectan la función autónoma

Cuando hay un desequilibrio entre el PNS y SNS, se dice que hay una disfunción autónoma y pueden afectar a uno o más sistemas del cuerpo.

Algunos trastornos típicos clásicamente atribuidos a la disfunción autónoma son mareos, aturdimiento, vértigo, fibromialgia, diabetes, fatiga crónica, asma, migraña y la hiperhidrosis (15, 25, 27)

La edad afecta la función autónoma al degradarse el ANS naturalmente. La enfermedad, lesión, el estilo de vida adversa, y algunas anomalías genéticas son también factores que trabajan para acelerar el declive autónomo. Todas estas influencias causan síntomas autónomos que varían drásticamente, y se ven reflejados en la dinámica del control simpático y parasimpático sobre la función homeostática.

El desequilibrio en el PNS y SNS acelera el efecto del envejecimiento. El sistema parasimpático es el primero en demostrar efectos adversos, su inervación provoca el primer desequilibrio.

El desequilibrio persistente de PNS y SNS conduce a una mayor morbilidad y mortalidad. Si se detecta a tiempo, el desequilibrio de PNS y SNS puede ser corregido con terapias, tratamientos o modificaciones en el estilo de vida pueden llegar a ser capaces de recuperar un buen balance entre PNS y SNS y así cambiar su estado disfuncional. (9)

Series de tiempo

Una manera de estudiar los sistemas complejos es mediante series de tiempo. En la medicina, los avances tecnológicos permiten obtener medidas continuas en el tiempo de observables fisiológicas, la mayoría son no invasivos, “no se tiene que abrir el órgano o manipularlo de ninguna manera: el órgano se puede considerar como una “caja negra” y sólo se necesita “escucharlo”” (12). Algunas de estas series de tiempo son las cardíacas ECG, cerebrales EEG, la respiración, la presión sanguínea, la marcha, el equilibrio, la temperatura, aceleración, etc.

Una vez que tenemos los datos, nos enfrentamos a una pregunta: ¿cómo extraer la información de las series de tiempo? el análisis de datos pretende dar respuesta a esta pregunta, a partir de métodos estadísticos y no lineales, se busca encontrar patrones en las series de tiempo. Su objetivo general es extraer información de un conjunto de datos y transformarla en una estructura comprensible, se busca encontrar la representación más eficiente de los datos de series de tiempo, similitud de mediciones, detectar puntos de cambio, y la clasificación y agrupamiento de los datos. Algunos de estos problemas han sido tratados en el pasado por expertos en el análisis de series de tiempo. Sin embargo, los métodos estadísticos están enfocados en las secuencias de valores representando al final un único valor numérico (por ejemplo, un precio específico de un valor). En las bases de datos del mundo real, un registro que incluye la variable temporal puede tener múltiples atributos numéricos, podría depender no sólo de la dimensión del tiempo sino también de otras variables de las series. (3)

El análisis de series de tiempo permite evaluar la capacidad de adaptación del cuerpo humano. Se ha propuesto que a partir de éste, se pueden definir biomarcadores no-sintomáticos de la fragilidad. No sintomático significa antes de que surjan síntomas, es decir, en los estadios más tempranos del desarrollo de la enfermedad o del deterioro.

Fisiología Cardíaca y su monitoreo no invasivo a través de un ECG

En cuestión de días después de la concepción y hasta la muerte, el corazón funciona. De hecho, en una vida humana promedio, el corazón se contrae al rededor de 3 billones de veces. En un adulto tiene el tamaño de su puño cerrado. Se encuentra en la cavidad torácica (pecho) sobre la línea media entre el esternón (hueso del pecho) y las vértebras (columna vertebral).

El corazón sirve como una bomba que ejerce presión a la sangre para crear el gradiente de presión necesario para que la sangre fluya a los tejidos. Como todos los líquidos, la sangre fluye de una zona de mayor presión a una de menor.

Anatómicamente el corazón es un solo órgano, sin embargo consta de dos partes (derecha e izquierda) que funcionan como bombas separadas. Éstas a su vez se dividen en una parte superior *aurículas* y una parte inferior *ventrículos*.

Hay dos tipos de sistemas circulatorios que bombean la sangre hacia y fuera del corazón, éstos son el sistema pulmonar y el sistémico. La sangre fluye a través de las cámaras del corazón como se muestra en la figura 2.1. Cuando actúa el sistema circulatorio pulmonar, la sangre que viene de los órganos regresa a la aurícula derecha mediante la vena cava superior e inferior. Luego pasa a través de la válvula tricúspide hacia el ventrículo derecho y de ahí es bombeada a través de la válvula pulmonar hacia la arteria pulmonar. Después de pasar a través los pulmones, la sangre oxigenada regresa a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares (actúa el sistema circulatorio sistémico). Luego, el flujo de sangre pasa a través de la válvula mitral hacia el ventrículo izquierdo y es bombeada a través de la válvula aórtica hacia la aorta. (21)

Los vasos sanguíneos que devuelven la sangre desde los tejidos a las aurículas, son las venas, y los que llevan la sangre lejos de los ventrículos a los tejidos son las arterias. Ver Fig2.2 Las dos mitades del corazón están separadas por el tabique, que impide la mezcla de sangre de los dos lados del corazón. (29)

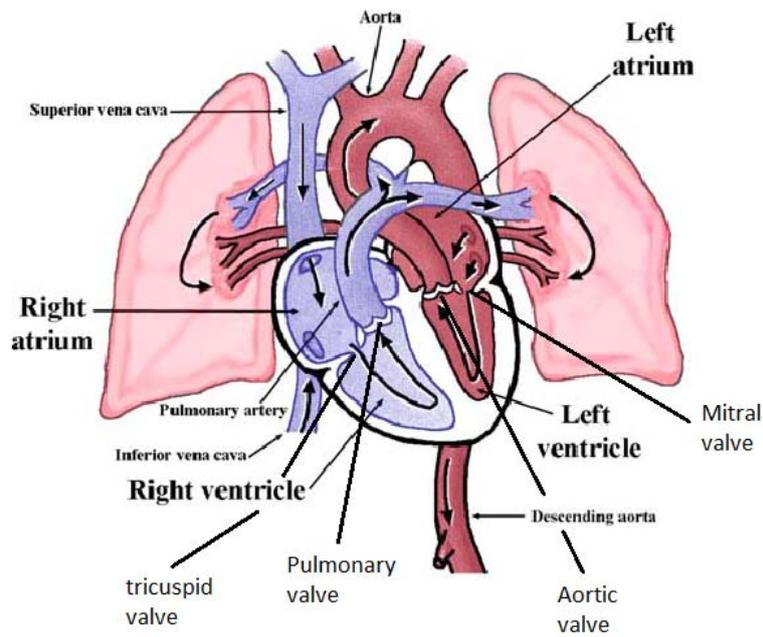


Figura 2.1: Trayecto del flujo de sangre a través del corazón y pulmones.

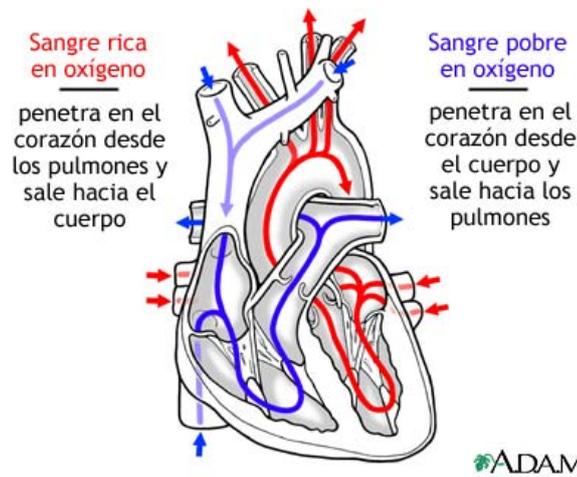


Figura 2.2: Las arterias que transportan sangre rica en oxígeno aparecen en rojo y las venas que transportan sangre pobre en oxígeno aparecen en azul.

Actividad eléctrica del corazón

La contracción de las células del músculo cardíaco para eyectar sangre es desencadenada por impulsos eléctricos que viajan a través de las membranas celulares del músculo. El corazón se contrae, o late, rítmicamente como resultado de los impulsos eléctricos que genera por sí mismo, esta propiedad se conoce como *autoritmicidad*. Hay dos tipos de células especializadas del músculo cardíaco:

1. Las células contráctiles, que realizan el trabajo mecánico de bombear, forman el 99% de las células cardíacas y no inician sus propios impulsos eléctricos.
2. Las células autónomas, pequeñas pero extremadamente importantes, no contraen el corazón pero en lugar de eso son especializadas para iniciar y conducir los impulsos eléctricos. (29)

El marcapasos natural del corazón

En el corazón, existe más de una zona generadora de impulsos eléctricos (ver figura 2.3). Cada pequeña área, conocida como nodo, manda una señal eléctrica con cierta velocidad promedio. El nodo que domina en una persona sana para generar el ritmo cardíaco, es el Nodo Sinuatrial, también conocido como el *marcapasos natural del corazón*, éste tiene una velocidad promedio de 70 latidos por minuto.

Las células cardíacas autónomas que generan los impulsos eléctricos, están en los siguientes sitios:

- Nodo sinuatrial (nodo SA)
- Nodo atrioventricular (nodo AV)
- Fasículo atrioventricular
- Fibras Purkinje

Tejido	HR [1/min] *	HR intrínseco [1/min] **
Nodo SA (marca pasos normal)	70-80	60-100
Nodo AV	40-60	45-50
Fasículo atrioventricular y Fibras Purkinje	20-40	35-40

Tabla 2.1: Tasa de impulsos eléctricos de células cardíacas por minuto

*En la presencia del PNS

**Sin presencia del PNS

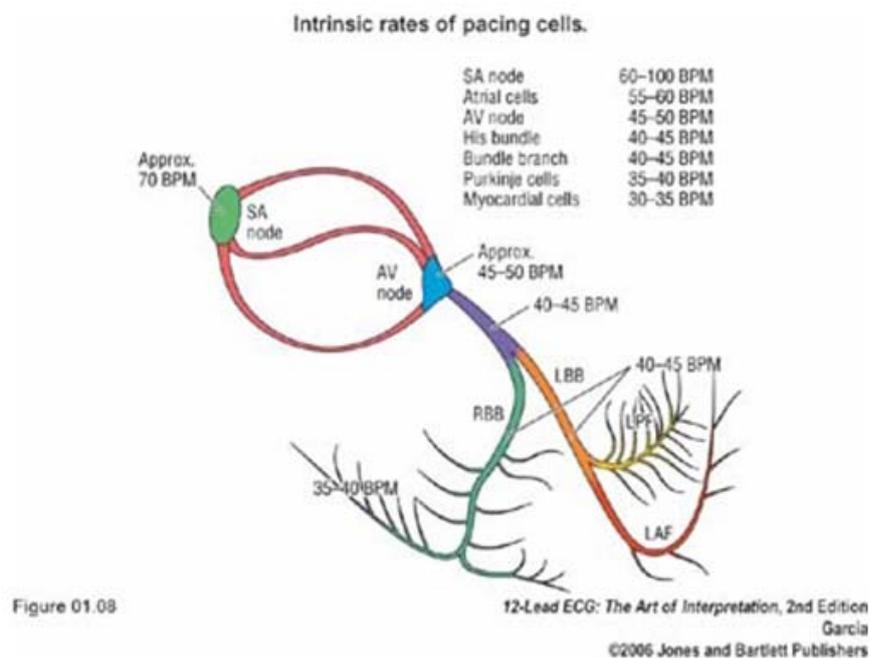


Figura 2.3: Nervios autónomos del corazón y sus ritmos intrínsecos.

En la siguiente tabla 2.1 se muestran los valores normales del potencial de acción por minuto. Cuando ha ocurrido un potencial de acción en alguna célula cardíaca, ésta se propaga a través del miocardio.

El nodo SA, es el que tiene la tasa de autoritmicidad más rápida, de 70-80 latidos por minuto, es este potencial quien lleva el ritmo del resto del corazón. Esto es porque los otros tejidos que son más lentos son activados por los potenciales de acción rápidos antes de que puedan llegar a su propio ritmo. (29)

Anormalidades en el marcapasos

Hay casos donde el marcapasos natural del corazón no funciona correctamente y su actividad rítmica puede estar por debajo de 60 bpm o arriba de 100 bpm.

El primer caso ocurre cuando el nodo SA está dañado, quien funcionaría entonces es el nodo AV con un ritmo promedio de 60 latidos por minuto.

Otro caso ocurre cuando la conducción del impulso eléctrico entre las aurículas y ventrículos se bloquea, las aurículas seguirán contrayéndose a 70 bpm pero no llega el impulso hasta el tejido ventricular, así que éste asume su propia tasa rítmica que es más lenta (20-40 bpm). Este puede ser el caso de un ataque en el corazón y se puede colocar un marcapasos artificial que genere un impulso promedio de 70 bpm.

A veces ocurre que el área de las fibras de Purkinje se sobre excita generando impulsos aún más rápidos que los del nodo sinoatrial. Esta área (foco ectópico), inicia un potencial de acción prematuro que se esparce a través del resto del corazón antes de que el nodo SA pueda iniciar un potencial de acción normal.

Cuando el ritmo cardíaco es acelerado, continúa así hasta que el foco ectópico regresa a la normalidad. Las áreas excesivamente irritables están asociadas con enfermedades orgánicas del corazón, pero más frecuentemente ocurren como una respuesta a la ansiedad, falta de sueño, exceso de cafeína, nicotina o consumo de alcohol. (29)

Electrocardiograma (ECG)

Las corrientes eléctricas que se generan en el músculo cardíaco, se propagan por los tejidos que están al rededor del corazón. Una pequeña parte de esta actividad eléctrica llega a la superficie del cuerpo y puede ser detectada mediante electrodos. Al registro de esta actividad eléctrica se le llama *electrocardiograma*, o ECG. (29)

Estos cambios en el potencial eléctrico, que provienen del nodo sinoatrial, son pequeños, del orden de milivolts (mV). Tanto el músculo como las células nerviosas tienen un dipolo eléctrico a través de la pared celular. En una situación normal, hay una carga neta positiva en la superficie exterior de cada célula y una carga negativa en la superficie interior, como se muestra en la fig 2.4, el monto de carga depende del tamaño de la célula, pero es aproximadamente de $10^{-3}C/m^2$ de superficie. Justo antes de la contracción de los músculos cardíacos, ocurre un cambio en la pared celular, los iones positivos en el exterior son capaces de pasar a través de la pared y neutralizar aquellos en el interior, o incluso hacer la superficie de adentro ligeramente positiva comparando con el exterior, fig 2.4. Esta depolarización comienza en un extremo de la célula y progresa hasta el final de la célula, como indica la flecha de la figura, hasta que el músculo completo se depolariza; luego el músculo se repolariza otra vez regresando a su estado original, todo esto ocurre en menos de un segundo. La figura 2.4c muestra gráficas del potencial V como función del tiempo en los puntos P y P' (en ambos lados de la célula) conforme la depolarización se mueve a través de la célula.(14)

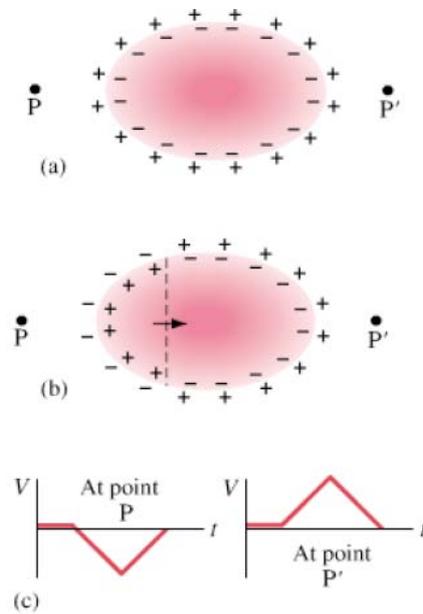


Figura 2.4: Células del músculo cardíaco mostrando: a) capa de dipolo de carga en estado de reposo; b) proceso de depolarización de células conforme el músculo se empieza a contraer; c) Potencial V en los puntos P y P' como función del tiempo.

La descripción anterior se refiere a la polarización y depolarización de una célula, en realidad el camino de depolarización del corazón completo como un todo es más complicado, esta relacionado con la contracción y expansión del corazón. Se produce una diferencia de potencial compleja como función del tiempo.

Normalmente en un electrocardiograma aparecen varias ondas, cada una corresponde a la actividad de una área en particular del corazón. La onda P corresponde a la contracción de las aurículas. El grupo QRS corresponde a la contracción de los ventrículos. La onda T corresponde a la repolarización del corazón que se está preparando para el siguiente ciclo. [2.5](#).

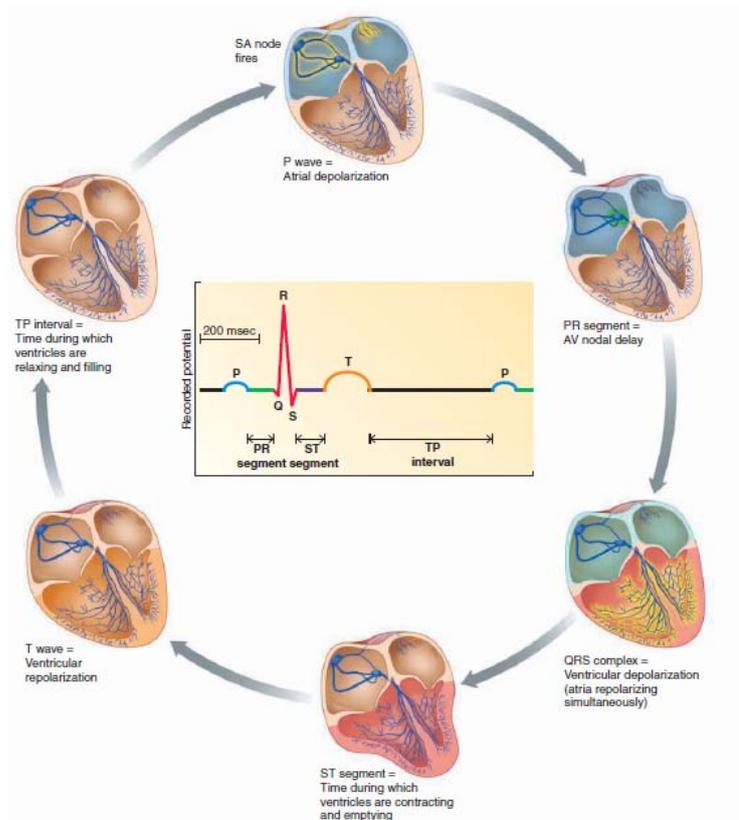


Figura 2.5: Onda típica de electrocardiograma y su correspondencia con la actividad eléctrica del corazón.

La electrocardiografía ha progresado rápidamente desde la primera vez que fue empleada en principios de 1900s. La tendencia tecnológica se desarrolla hacia aparatos cada vez más pequeños y fáciles de usar que pueden guardar y enviar la información eléctrica del corazón para un diagnóstico médico y/o tratamiento. El ECG se ha convertido en una herramienta poderosa de diagnóstico para enfermedades cardíacas, detección de arritmias, ataque de miocardio, entre otras. El uso del ECG se ha vuelto un estudio estándar en el cuidado de la cardiología. (21)

Ritmo cardíaco promedio $\langle HR \rangle$ e intervalos entre latidos RR

A partir de un ECG se puede calcular el número de veces que late el corazón en un minuto, es decir, su ritmo cardíaco. El inverso de esta cantidad se conoce como intervalos entre latidos RR (ver fig2.6).

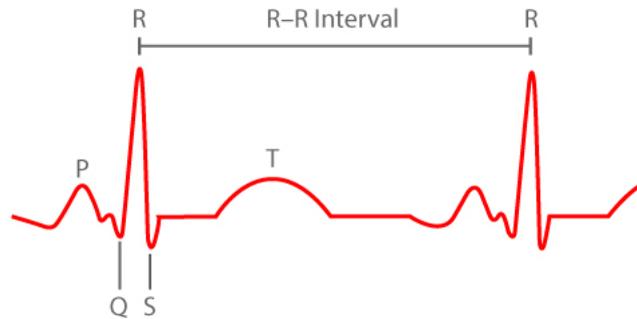


Figura 2.6: Trazo de ECG, se muestra el intervalo entre latidos conocido como RR

En general, el $\langle HR \rangle$ varía de persona a persona. Normalmente se encuentra entre 60 y 100 bpm para un sujeto en descanso. Esto suele cambiar dependiendo de la actividad que se realice ya que es una medida de la frecuencia con la que el corazón bombea la sangre al cuerpo. Si no se realiza actividad, no es necesaria una gran cantidad de sangre, así, el corazón puede bombear menos y el ritmo cardíaco baja.

Se mencionó en la sección: Anormalidades en el marcapaso que un ritmo menor a 60 bpm puede reflejar una disfunción autonómica, sin embargo, no siempre significa un problema médico, para las personas con gran actividad física, su ritmo cardíaco suele ser por debajo de 60 bpm, ya que su músculo cardíaco está en mejor condición y no necesita trabajar muy fuerte para mantener un latido estable.

Algunos de los factores que alteran el ritmo cardíaco son:

- Temperatura del aire: cuando las temperaturas y la humedad se aumentan, el corazón bombea un poco más de sangre, por lo general no más de cinco a 10 latidos por minuto.
- Posición del cuerpo: cuando una persona se pone de pie durante los primeros 15 a 20 segundos, el pulso tiende a subir, sin embargo después de un par de minutos que debe establecerse.
- Las emociones: el estrés, ansiedad o felicidad y tristeza muy enérgicas pueden elevar el ritmo.
- Tamaño del cuerpo: en personas obesas, su ritmo puede aumentar más de lo normal sin ser mayor a 100 bpm.
- Uso de medicamentos: medicamentos que bloquean la adrenalina (beta bloqueadores) tienden a ralentizar el ritmo cardíaco. También los medicamentos para la tiroides en dosis altas, elevan el ritmo cardíaco.

Respuesta del ritmo cardíaco a ponerse de pie (ΔHR)

El cuerpo humano, al ser parte de la naturaleza, está sujeto a las leyes físicas. Un ejemplo de esto es la gravedad, que actúa en el sistema cardiovascular y por lo tanto

en la sangre. Dependiendo de la posición del cuerpo, ésta se distribuye de manera distinta (ver Fig 2.7). Para una persona acostada, la sangre se distribuye a lo largo del cuerpo, sin embargo, cuando ésta se pone de pie, la sangre tiende a caer por efecto de la gravedad. En un adulto que aproximadamente tiene 6 cuartos de sangre, decaen de 1.5 a 2 cuartos de sangre (ver Fig 2.8). Enseguida, el cerebro nota esta pérdida y como respuesta activa el siguiente proceso:

- El corazón late más rápido
- El corazón late con mayor fuerza e incrementa la presión sanguínea
- Las venas en la mitad inferior del cuerpo se contraen

Estas fuerzas en conjunto logran acumular más sangre en la parte superior del cuerpo, normalmente se incrementan dos latidos cardíacos.

Hay personas que presentan un síndrome llamado: Síndrome de Taquicardia Postural Ortostática (POTS, por sus siglas en inglés). En ellas, al darse cuenta el cerebro de la falta de sangre, ocurre lo siguiente:

- El corazón late más rápido
- La presión sanguínea puede aumentar o reducir (dependiendo del sujeto). Las venas en la mitad inferior del cuerpo no se contraen

Así, la sangre no se re distribuye apropiadamente y el cerebro sigue percibiendo la falta de sangre por lo que mantiene los latidos rápidos y una presión anormal.

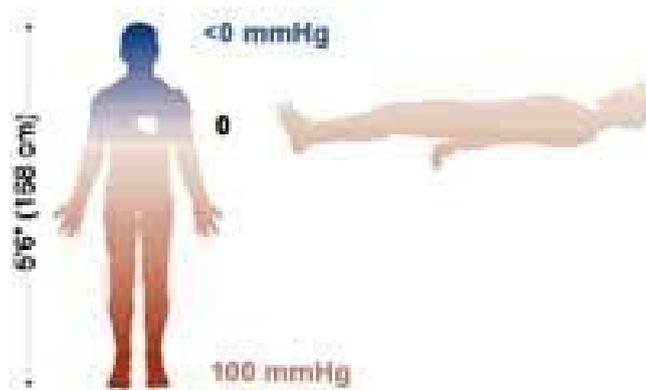


Figura 2.7: Concentración sanguínea en el cuerpo humano

Medidas temporales	Medidas espectrales	Medidas no lineales
SDNN	VLF	Gráfica de Poincaré
SDSD	LF	ApEn, SampEn
CV	HF	Gráficas de recurrencia
RMSSD	LF/HF	DFA
pNN50	$r = \sqrt{LF^2 + HF^2}$	Dimensión de correlación

Tabla 2.2: Medidas utilizadas para cuantificar la variabilidad del ritmo cardíaco.



Figura 2.8: Efecto de la gravedad sobre el cuerpo humano al ponerse de pie y contracción de las venas de la parte inferior del cuerpo como respuesta ante la pérdida de sangre en el cerebro.

Variabilidad del ritmo cardíaco (HRV)

La variación en el intervalo de tiempo entre latidos sucesivos RR o HR, es conocida como variabilidad del ritmo cardíaco (HRV, por sus siglas en inglés). Durante las últimas dos décadas se ha encontrado una relación entre el Sistema Nervioso Autónomo y la mortalidad cardiovascular. Debido a esto, ha surgido gran interés en encontrar marcadores cuantitativos de la actividad autonómica.

La HRV es uno de los mejores marcadores de dicha actividad (7). Actualmente, se han propuesto diversas medidas asociadas a la variabilidad del ritmo cardíaco. Las más conocidas y utilizadas se muestran en la tabla 2.2

Cada una de ellas tiene un significado fisiológico que se discutirá en la sección de resultados y el apéndice A.

Una de las medidas de HRV más sencillas de calcular es la desviación estándar de los intervalos normales NN^1 , $SDNN$. Recientemente, se ha propuesto otra variable llamada coeficiente de variación $CV = SDNN / \langle RR \rangle$ que toma en cuenta el valor del del ritmo cardíaco promedio ya que expresa la desviación estándar SD como un porcentaje del ritmo cardíaco promedio. Pues no es lo mismo tener una SD de 0.1 alrededor de un promedio de 1 que corresponde con un 10 %, que alrededor de un promedio de 100 corresponde con un 0.01 %.

Modulación del ritmo cardíaco

Los principales moduladores del ritmo cardíaco son el Sistema Nervioso Simpático (SNS) y el Sistema Nervioso Parasimpático (PNS), sin embargo, el HR también es modulado por la respiración, barorreflejos arteriales y cardiopulmonares que modifican la actividad autónoma cardíaca y con esto, el HR. (28)

La respiración produce un efecto en la actividad parasimpática y en algunas actividades simpáticas. Las frecuencias menores a 0.15 Hz (LF) están relacionadas con actividades de ambos sistemas SNS y PNS. En cambio, frecuencias mayores a 0.15 Hz (HF) reflejan actividad del SNS. La frecuencia resonante del corazón es aproximadamente de 0.1 Hz (en algunas personas puede variar un poco), tiene el efecto de amplificar la onda cardíaca a su máximo grado de oscilación, y con esto se mejora de la modulación de los reflejos que controlan y son controlados por los sistemas simpático y parasimpático del ANS. En la siguiente imagen se ilustra la modulación del ritmo cardíaco debido frecuencias fijas de respiración.

¹los intervalos NN son los mismos intervalos RR, la notación con N se refiere a que los latidos a los cuales se cuantificará su desviación estándar, provienen del nodo sinoauricular (normal)

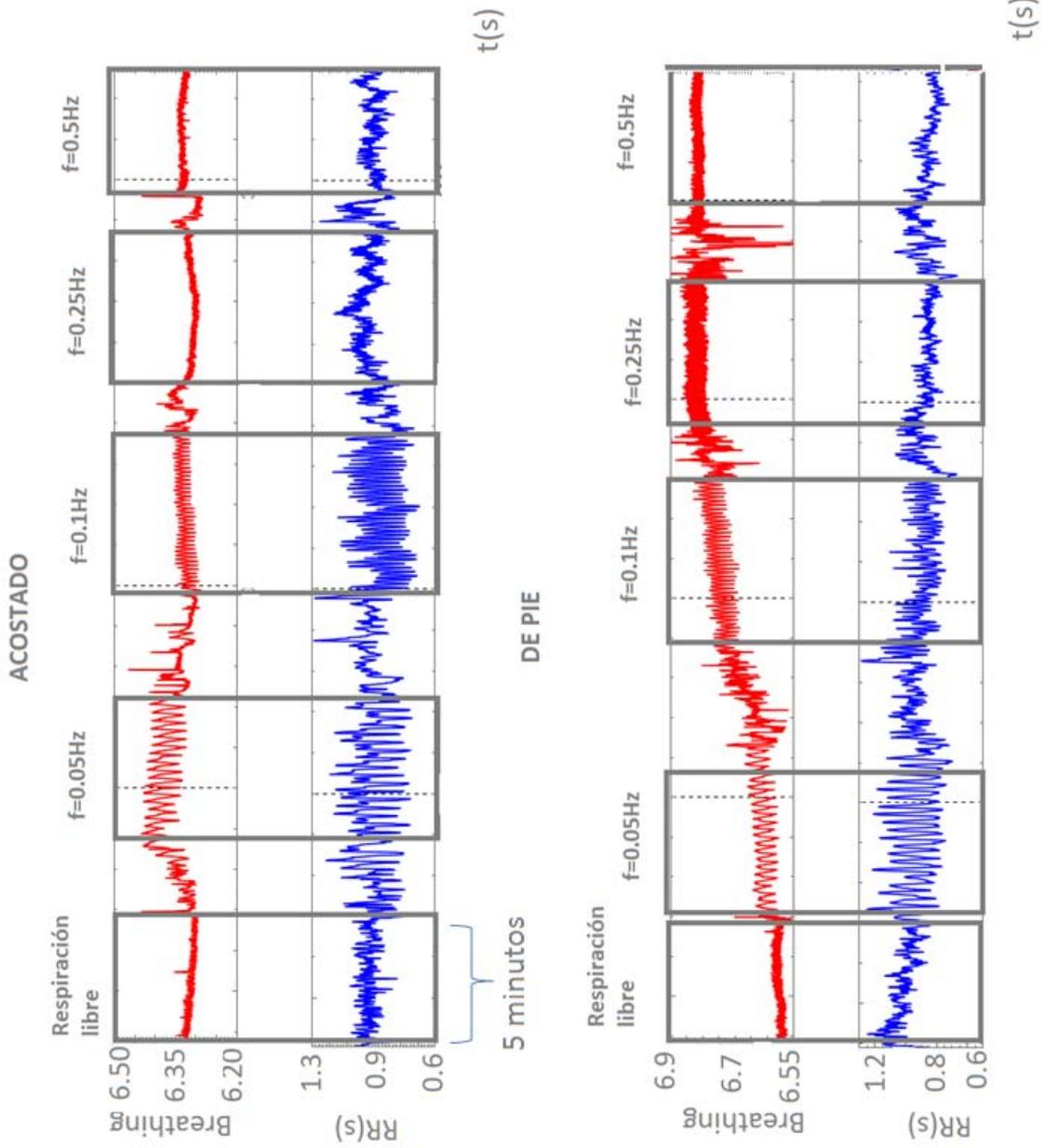


Figura 2.9: Modulación del ritmo cardíaco debida a la respiración. Las series rojas (arriba) corresponden con la tasa de respiración y las series azules (abajo) pertenecen a los intervalos RR. Cada fragmento tuvo una duración de 5 minutos.

Monitoreos fisiológicos

En este capítulo, se describe el protocolo empleado para llevar a cabo los monitoreos. Además, se presentan las características más relevantes de los individuos y la clasificación que se realizó.

Cambios con la edad

Se llevaron a cabo monitoreos respiratorios en personas saludables y/o funcionales ¹ con ayuda de un dispositivo de monitoreo fisiológico, el Bioharness 3.0 ².

Con este dispositivo, se realizaron un total de 34 mediciones variando el rango de edad de 20-85 años, de los cuales se separaron en los siguientes grupos:

Grupo	Rango de edad	Número de personas
1	20-29	8
2	30-39	7
3	45-59*	9
4	60-69	6
5	70-85	4

Tabla 3.1: Grupos de edades con rango de edad y número de personas de cada uno durante los monitoreos respiratorios

*Debido a la falta de individuos en el grupo 40-49, se tomó la clasificación 45-59

Todas las pruebas se realizaron en un horario entre las 10:00 y 14:00. Se pidió a los individuos que no ingirieran alimentos ni bebidas 2 horas antes del monitoreo. El procedimiento fue el siguiente:

Se invitó a todos los sujetos a participar en el monitoreo. Una vez que aceptaron, se mostró cómo colocar el Bioharness y se prendió el dispositivo que recibiría y grabaría los datos. Se verificó mediante el radio que la señal emitida fuera adecuada. Se

¹Personas funcionales son aquellas que pueden realizar por sí mismas sus actividades normales (comer, ir al baño, bañarse, realizar sus compras...)

²Los detalles y funcionamiento del Bioharness se encuentran en el Apéndice 2

3.2 Grupo de jóvenes viviendo en condiciones adversas (situación de calle)

pidió a los sujetos recostarse sobre una colchoneta o cama y se dejaron pasar 5 minutos para que su ritmo cardíaco se acostumbrara a esta posición. Mientras se realizó un cuestionario sobre actividad deportiva, enfermedades y hábitos alimentarios con la finalidad de reunir información que en un futuro se pudiera correlacionar con los resultados cardíacos. Acto seguido, se prosiguió con las condiciones experimentales que se presentan en la tabla 3.3. La respiración rítmica se controló mediante un metrónomo.

En la siguiente tabla se muestran las condiciones del monitoreo.

Supino (acostado sobre la espalda)		
C1 Respiración rítmica $f=0.1Hz$	C2 Respiración rítmica $f=0.25Hz$	C3 Respiración espontánea
Ortostatismo activo (de pie)		
C4 Respiración espontánea	C5 Respiración rítmica $f=0.1Hz$	C6 Respiración rítmica $f=0.25Hz$

Tabla 3.2: Condiciones experimentales realizadas durante todos los monitoreos respiratorio-cardíacos.

La mayoría de los individuos en este estudio fueron estudiantes, profesores e investigadores del Centro de Ciencias de la Complejidad (C3) y la Facultad de Ciencias de la UNAM. Los monitoreos se llevaron a cabo en el Instituto de Ciencias Nucleares, de la UNAM el , excepto algunos casos donde se realizó en la casa de la persona, especialmente en el caso de los adultos mayores.

Grupo de jóvenes viviendo en condiciones adversas (situación de calle)

En base a los resultados de los monitoreos previamente mencionados, se redujo el número de condiciones experimentales de 6 a 4, para lo cual se eliminó una frecuencia de respiración rítmica acostado y de pie. La frecuencia que prevaleció fue $f=0.1Hz$ ya que, al ser la frecuencia resonante del corazón, amplificó la respuesta cardíaca y permitió distinguir mejor entre grupos de edades. Esto se realizó con la finalidad de disminuir el tiempo total del monitoreo y poder llevar a cabo el protocolo en personas en situación

3.2 Grupo de jóvenes viviendo en condiciones adversas (situación de calle)

de calle de la manera menos incómoda posible.

Como una primera aplicación de este trabajo, se realizaron 10 monitoreos en personas que viven actualmente en la calle. El procedimiento de los monitoreos fue el anteriormente descrito. Las condiciones experimentales realizadas se muestran en la siguiente tabla:

Supino (acostado sobre la espalda)		Ortostatismo activo (de pie)	
C1	C2	C3	C4
Respiración rítmica $f=0.1Hz$	Respiración espontánea	Respiración espontánea	Respiración rítmica $f=0.1Hz$

Tabla 3.3: Condiciones experimentales realizadas durante todos los monitoreos respirocárdicos en los jóvenes en situación de calle.

Además del monitoreo respirocárdico, se realizaron mediciones (con el mismo aparato) de acelerometría triaxial. Cada uno de los sujetos caminó una distancia de 3 m de ida y luego de regreso.

Todos los monitoreos se llevaron a cabo en la institución Ednica con sede en la colonia Morelos en la Ciudad de México. El único criterio de selección fue que los sujetos vivieran o hubieran vivido en la calle, de manera temporal o regular.

Resultados y discusión

En este capítulo se presentarán los resultados obtenidos para los individuos en función de la edad y los individuos en situación de calle. Se muestra el valor de los ritmos cardíacos promedios y diferentes índices de su variabilidad. Además, se presentan los resultados obtenidos al analizar las series de aceleración al caminar.

Resultados del grupo control (cambios con la edad)

Se analizaron diversas medidas asociadas al ritmo cardíaco y su variabilidad.¹

Algunas de estas se obtuvieron a partir del software libre *Kubios HRV*, el cual está diseñado para analizar series de tiempo cardíacas y diferentes medidas de su variabilidad. En éste, se importan las series de ECG y mediante un algoritmo adaptativo de detección QRS, el software deriva los intervalos RR. Además, su interfaz gráfica contiene herramientas para corregir artefactos, eliminar tendencia y permite seleccionar el tamaño de la muestra que se pretende analizar (2, 30).

Dado que los grupos por población son pequeños, no se pudo comprobar si las distribuciones son gaussianas, así que el análisis estadístico entre grupos se llevó a cabo mediante métodos no paramétricos (cuartiles Q1, Q2, Q3). En lugar del promedio, se estudió la mediana (Q2) y su rango intercuartil (Q3-Q1).

A continuación, se muestran los resultados más relevantes y aquellos en los que se encontró significancia estadística entre grupos.²

En cada una de las gráficas se presenta la siguiente estructura:

En la imagen a) se muestran los valores de las medianas (Q2) de cada variable para los 5 grupos ???. En el eje de las abscisas, se presentan las seis condiciones de

¹En el Apéndice 1 se muestra la descripción matemática de cada una de las medidas utilizadas.

²La significancia estadística se calculó con la prueba de Kruskal Wallis y luego una prueba de Post hoc para conocer entre que grupos se presentó. Se consideró un valor de $p < 0.05$ como significativo

monitoreo. ¹ En las figuras b), c) y d) se muestra con mayor detalle la comparación entre dos grupos. La parte sombreada corresponde con los cuartiles Q3-Q1 de cada grupo.

En la siguiente tabla se muestran los símbolos que corresponden a cada grupo:

Grupo	1	2	3	4	5
Edad (años)	20-29	30-39	45-59	60-69	70-85
Número de sujetos	8	7	9	6	4
Símbolo	●	▲	◆	▲	■

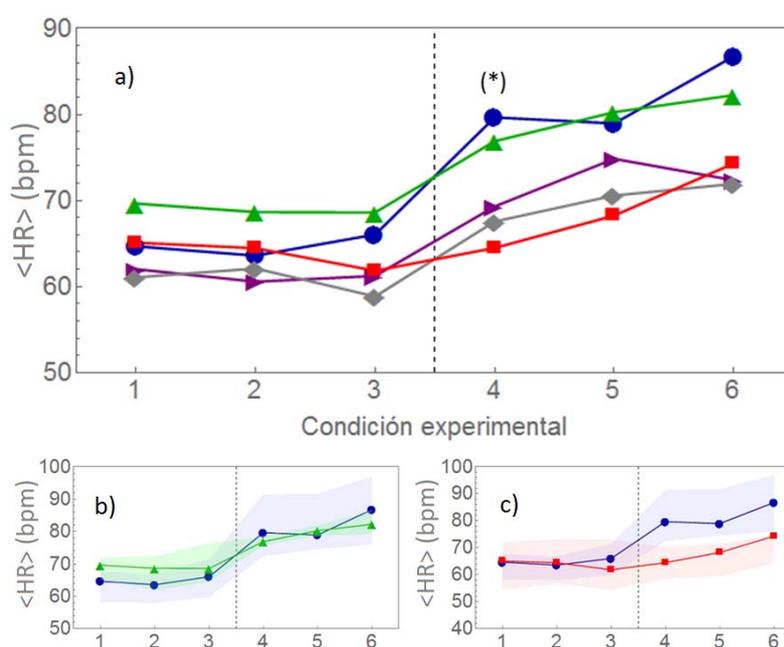


Figura 4.1: Ritmo cardíaco promedio $\langle HR \rangle$ para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre cada grupo del ritmo cardíaco promedio de cada persona $\langle HR \rangle$. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. En b) G1 vs G4, en c) G1 vs G5.

Los valores de los resultados previos se muestran en la siguiente tabla:

¹Condiciones de los monitoreos 3.3

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

Grupos de edad	$\langle HR \rangle$ (lpm)			
	Condición 1	Condición 2	Condición 3	Condición 4
G1	62	64	79	81
G2	63	62	75	77
G3	62	60	68	71
G4	69	70	77	80
G5	67	67	65	65

Tabla 4.1: Ritmo cardíaco promedio para cada grupo y condición.

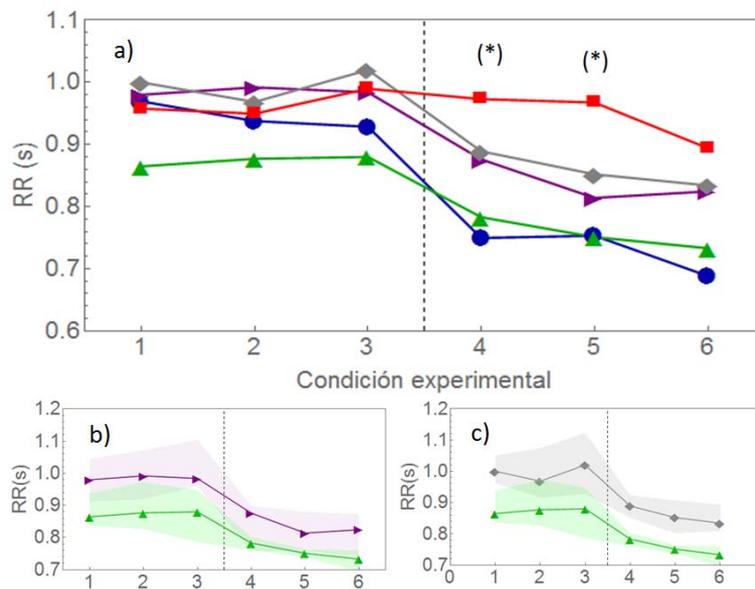


Figura 4.2: Intervalos $\langle RR \rangle$ para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre cada grupo del intervalo cardíaco promedio de cada persona $\langle RR \rangle$. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. En b) G1 vs G4, en c) G1 vs G5.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

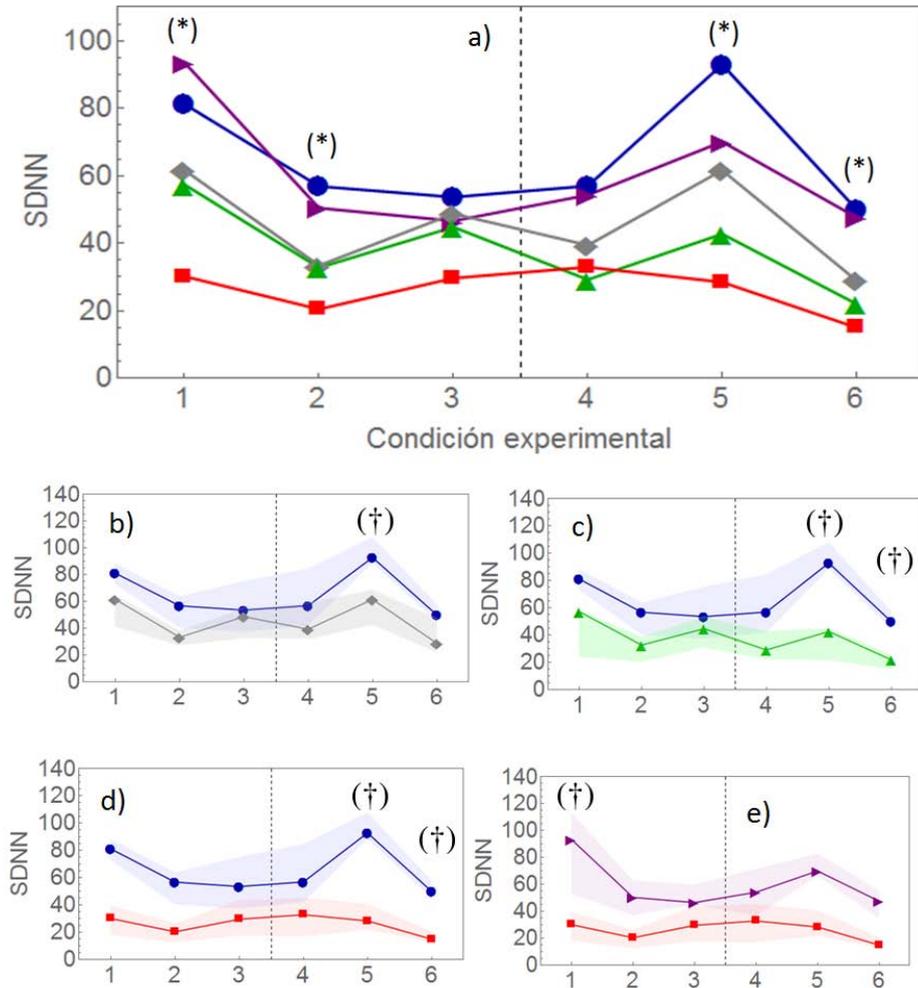


Figura 4.3: Desviación estándar SDNN de intervalos entre latidos normales (N) sucesivos para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre la desviación estándar de los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b), c), d) y e) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G3, en c) G1 vs G4, en d) G1 vs G5 y en e) G2 vs G5.

Los valores de los resultados previos se muestran en la siguiente tabla:

SDNN

Grupos de edad	Condición 1	Condición 2	Condición 3	Condición 4
G1	78	57	67	93
G2	85	49	52	79
G3	56	46	44	58
G4	47	40	36	38
G5	65	68	62	62

Tabla 4.2: Desviación estándar de los intervalos normales sucesivos para cada grupo y condición.

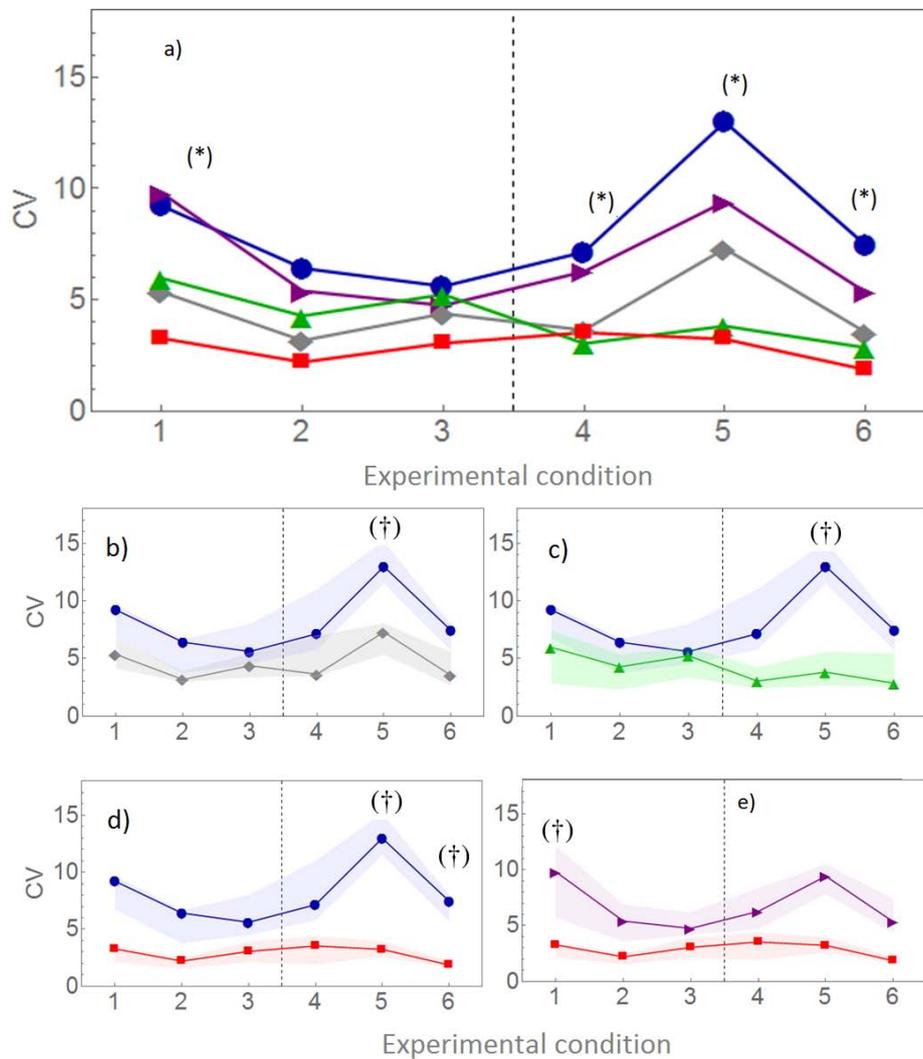


Figura 4.4: Coeficiente de variación $CV = SDNN / \langle RR \rangle$ para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre el coeficiente de variación de los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b), c), d) y e) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G3, en c) G1 vs G4, en d) G1 vs G5 y en e) G2 vs G5.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

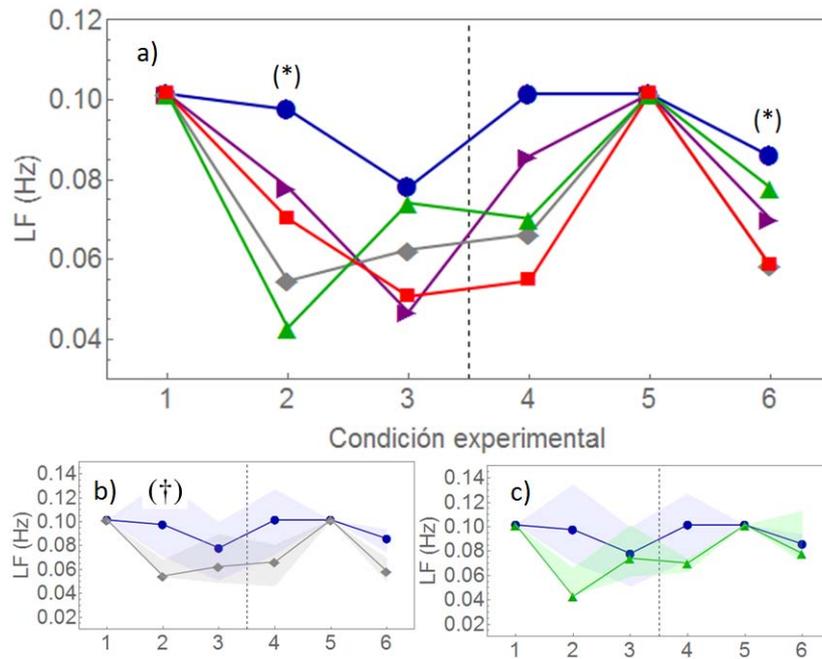


Figura 4.5: Potencia en el rango de las frecuencias bajas (LF) para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre el coeficiente de variación de los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G3, en c) G1 vs G4.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

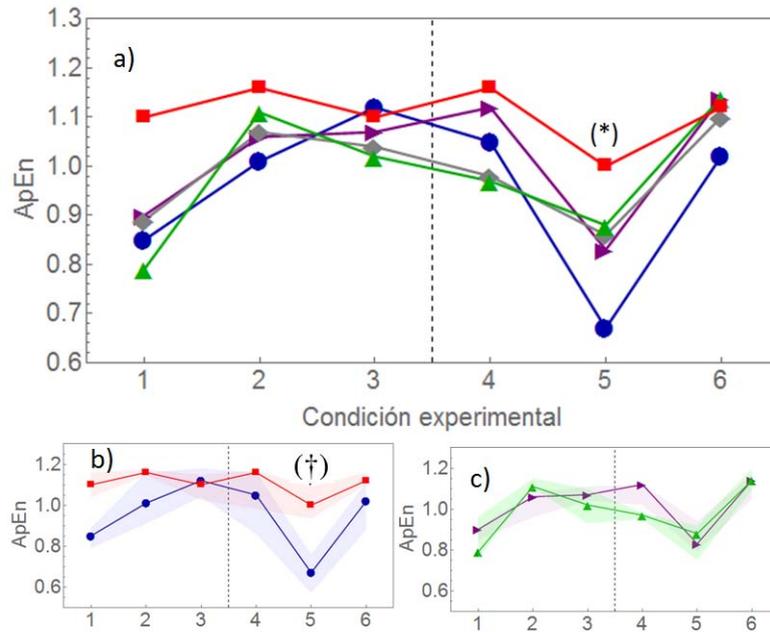


Figura 4.6: Entropía aproximada (ApEn) para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana sobre la entropía aproximada de los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G5, en c) G2 vs G4.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

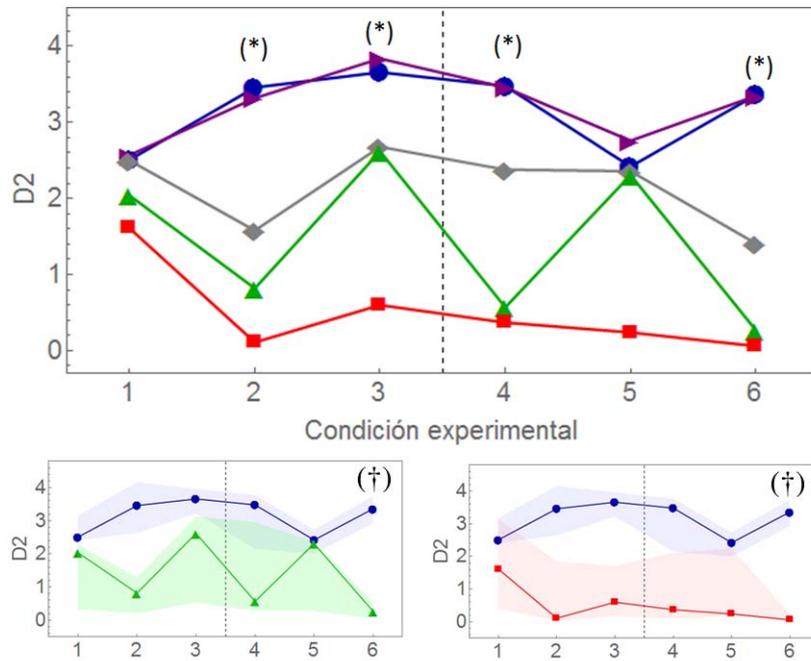


Figura 4.7: La dimensión de correlación (D2) para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra la mediana de D2. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G4, en c) G1 vs G5.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

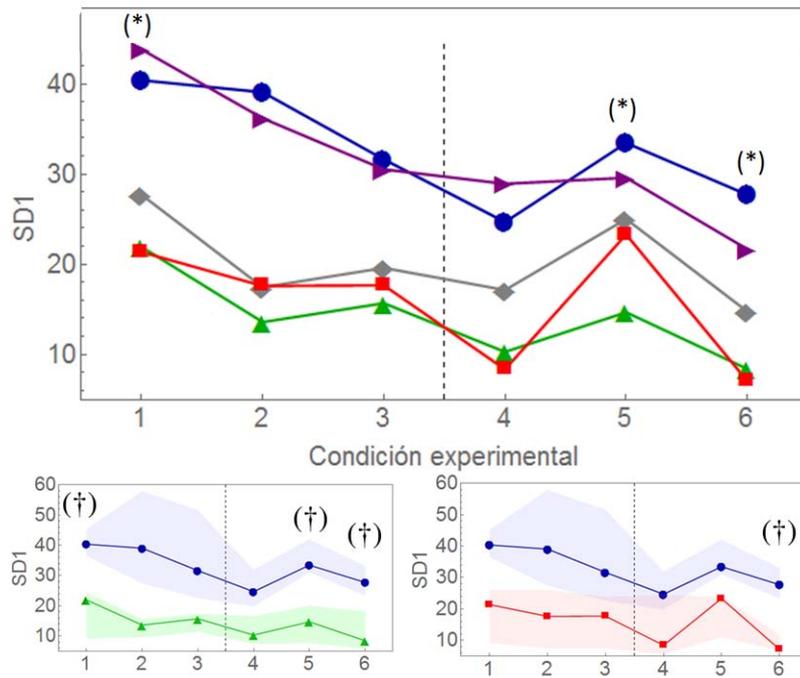


Figura 4.8: Variabilidad a corto plazo (SD1) de la gráfica de Poincaré para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra SD1 para los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b) y c) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G4, en c) G1 vs G5.

4.1 Resultados del grupo control (cambios con la edad)

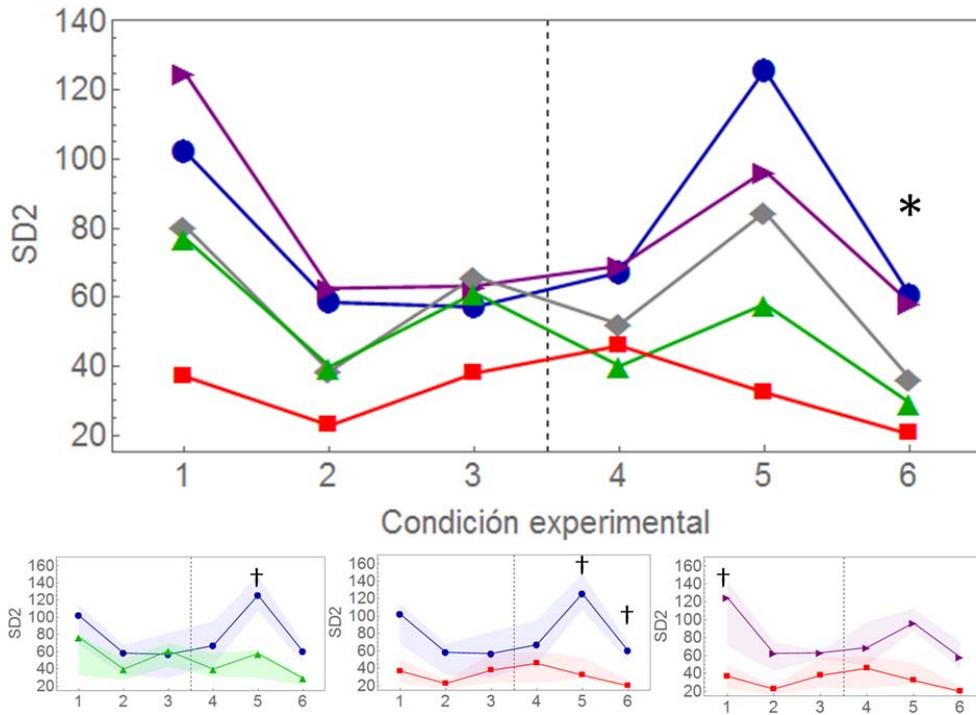


Figura 4.9: Variabilidad a largo plazo (SD2) de la gráfica de Poincaré para las seis condiciones experimentales. En a) se muestra SD2 para los 5 grupos. Cada línea con el mismo color y símbolo representa un grupo. El (*) muestra la significancia estadística encontrada después de una prueba de Kruskal Wallis. Los paneles b), c) y d) muestran las comparaciones entre dos grupos, la parte sombreada del mismo color del grupo muestra el rango intercuartil (Q3-Q1) para dicho grupo. Los grupos que se muestran son aquellos en los que se encontró significancia estadística (†) mediante una prueba de post hoc. En b) G1 vs G4, en c) G1 vs G5 y en d) G2 vs G5.

En la siguiente tabla se muestra un resumen de los resultados para los cuales se encontró significancia estadística con las pruebas de kruskal Wallis y post hoc, las condiciones experimentales en las que se encontró y entre que grupos.

Medida estadística	Condición experimental	Grupos de edad
SDNN	1	G2-G5
	5	G1-G5, G1-G4, G1-G3
	6	G1-G5, G1-G4
CV	1	G2-G5
	5	G1-G5, G1-G4, G1-G3
	6	G1-G5, G1-G4
SD1	1	G1-G4
	5	G1-G4
	6	G1-G4, G1-G5
SD2	1	G2-G5
	5	G1-G5, G1-G4
ApEn	5	G1-G5
LF	2	G1-G4
D2	6	G1-G5, G1-G4

Tabla 4.3: Medidas de HRV, condición experimental y grupos de edad para los cuales se obtuvo significancia estadística.

Discusión

En este trabajo se evaluó la respuesta del ritmo cardíaco (HR) y diversas medidas asociadas a su variabilidad (HRV) ante diferentes condiciones. Con la finalidad de encontrar cambios en la función autonómica y ver como ésta responde y/o se adapta ante estímulos. Se impusieron dos tipos de estresores: respiración rítmica y el cambio de estar acostado a estar de pie en ortostatismo activo.

En la primera medida: ritmo cardíaco promedio $\langle HR \rangle$ (ver figura 4.1), la acción de ponerse de pie, en todos los grupos, tuvo un efecto notable. Se encontró que esta respuesta (que llamaremos ΔHR) disminuye con la edad. Se puede notar de la gráfica que para el grupo de mayor edad (G5), este cambio es muy pequeño. Un ΔHR grande implica un rango mayor en el cual el HR se puede adaptar a diferentes situaciones según sea el caso. En el G5 casi no hay diferencia entre estar acostado o de pie, hay muy poca modulación del HR ante diferentes condiciones. En esta medida, la respiración no fungió como un estresor significativo, en particular cuando los sujetos estaban en la posición supino.

Otra medida que suele ser muy estudiada en el contexto de ECG, es el promedio de los intervalos $\langle RR \rangle$ (ver figura 4.2) que, al ser $(1/\langle HR \rangle)$ muestra el comportamiento

inverso de la gráfica anterior. En c) se muestra la comparación entre grupos G2 y G4 que tienen el mismo comportamiento, y sin embargo se puede notar que para el grupo G4 en las condiciones de pie, se pierde variabilidad intrapersonal¹, esto quiere decir que las personas en ese grupo de edad tuvieron un ritmo muy similar, en comparación con los demás grupos que más o menos mantienen su variabilidad intrapersonal en todas las condiciones. Las gráficas b) y d) muestran que el estar de pie es una condición que separa grupos en esta medida.

La desviación estándar de los intervalos normales (SDNN) es una de las medidas más utilizadas para cuantificar la HRV. Aquí, cada respiración rítmica tuvo un efecto de modulación que se amplifica en la respiración con $f=0.1\text{Hz}$ (acostado y de pie). Como se puede notar en la figura 4.3, el SDNN se va perdiendo con la edad. Dado que es una estimación del HRV, mientras más alto es mejor ya que proviene de la variación de los intervalos RR y es un reflejo de que tan rígida es la serie de tiempo del ritmo cardíaco. Si HRV es grande, la serie muestra mayor capacidad de adaptación ante cambios en el medio interno y/o externo. Como se ve en las gráficas, además de perderse variabilidad con la edad, también la respuesta ante estresores disminuye. En este caso, se encontró significancia estadística entre algunos grupos (G1 vs G4, G1 vs G3 y G2 vs G5). El coeficiente de variación (CV) muestra un comportamiento muy similar al SDNN, sin embargo, esta cantidad quita el efecto del $\langle HR \rangle$, así que es una medida normalizada de HRV. En este caso no se encontraron grandes diferencias entre ellas.

Los estresores tienden a aumentar las LF, en particular para $f=0.1\text{ Hz}$, LF aumenta en todos los casos y los grupos se vuelven “indistinguibles” (ver figura 4.5), hay que recordar que $f=0.1\text{ Hz}$ está en el rango de frecuencias bajas que abarca de 0.04 a 0.15 Hz. En esta medida pareciera ser mejor una condición para el monitoreo la respiración espontánea ya que permite separar entre grupos. Usualmente se utiliza LF como una medida del SNS, en la gráfica 4.5 se puede ver que el SNS se activa al ponerse los sujetos de pie. Esto es más notable para los dos grupos más jóvenes. Se puede ver como esta capacidad disminuye gradualmente con la edad.

Se encontró una mayor entropía aproximada (ApEn) para los más jóvenes en las condiciones de respiración espontánea. Esto significa que en condiciones “normales” sus series de intervalos RR son más complejas (menos regulares) que en personas mayores. No ocurre lo mismo para las condiciones con respiración rítmica, lo cual es de esperarse ya que en este caso la respiración está modulando al HR de una manera regular. La condición 5 ($f=0.1\text{Hz}$ de pie) muestra la ApEn más regular, esto muestra que el grupo 1 tuvo la mayor respuesta de modulación del HR ante la respiración rítmica. El grupo 5 presenta valores grandes de ApEn, sin embargo se puede notar que a lo largo de las diferentes condiciones no parece haber un gran cambio, es decir, ante diferentes estresores su corazón ha perdido habilidad de modulación y con esto adaptación (ver figura 4.6 b).

La dimensión de correlación (D2) es una medida de dimensión fractal de una serie de tiempo. Da una estimación de cuántos valores pasados son necesarios para hacer una predicción de valores futuros. Esta medida separó a los dos primeros grupos del res-

¹La variabilidad intrapersonal se refiere al rango de valores entre Q3-Q1

to (ver figura 4.7). Además, G1 y G2 tuvieron valores mayores, esto significa que sus series son menos predecibles que los casos de G3, G4 y G5. La condición que mejor permitió separar grupos fue acostado respirando con $f=0.25\text{Hz}$, esto se debe a que fue la condición que menos favoreció a los grupos 3, 4 y 5.

Finalmente, en la gráfica de Poincaré, SD1 separó entre G1 y G2 (ver figura 4.8) y el resto de los grupos para las 3 primeras condiciones. Esta medida refleja la variabilidad a corto plazo (entre latidos), se encontró que la SD1 de los primeros grupos es mayor. En la variabilidad a largo plazo (SD2) se puede ver en la figura 4.9 que las respiraciones rítmicas separan mejor entre grupos que la respiración espontánea, en particular con la condición $f=0.1\text{ Hz}$ (acostado y de pie). Los dos primeros grupos tienen mayor variabilidad total. La condición $f=0.1\text{Hz}$ de pie, separa entre grupos en orden de edades.

Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle

Una segunda población de estudio en esta tesis fue la de jóvenes viviendo en condiciones adversas como la vida en calle. Para este grupo se analizaron dos variables fisiológicas, una basada en su actividad cardíaca (mediante un ECG) y su aceleración al caminar (acelerometría triaxial). En las siguientes tablas se muestran los resultados de las dos variables analizadas a partir del ECG. El $\langle HR \rangle$ y su desviación estándar SDNN.

4.2 Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle

	Condición 1	Condición 2	Condición 3	Condición 4
RM19				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
PH21				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
DM23				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
IL24				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
MR25				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
MP27				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56

Tabla 4.4: Ritmo cardíaco promedio y su desviación estándar para cada sujeto en situación de calle. En esta tabla se muestran los seis jóvenes en edades entre 19 y 27, para fines de comparación con el grupo contro G1 (20-29).

	Condición 1	Condición 2	Condición 3	Condición 4
CV30				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
LL31				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
VS35				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56
JG35				
$\langle HR \rangle$	70	75	90	93
SDNN	80	57	27	56

Tabla 4.5: Ritmo cardíaco promedio y su desviación estándar para cada sujeto en situación de calle. En esta tabla se muestran los cuatro jóvenes en edades entre 30 y 35, para fines de comparación con el grupo contro G2 (30-39).

También se estudió la marcha de los jóvenes en situación de calle a través de su acelerometría triaxial. Se calculó la función de autocorrelación para cada una de las

series. Esta función permite identificar los pasos. La autocorrelación indica un cambio de ciclo, con un periodo que coincide con el del intervalo de los pasos. Cada valor máximo representa un paso. El primer pico de autocorrelación Ad_1 (ver Fig4.10), indica la correlación entre pasos y se considera un índice de simetría en la marcha. El segundo pico Ad_2 (ver Fig4.10) representa la correlación entre un paso y el siguiente, y es considerado como un índice de regularidad. (22)

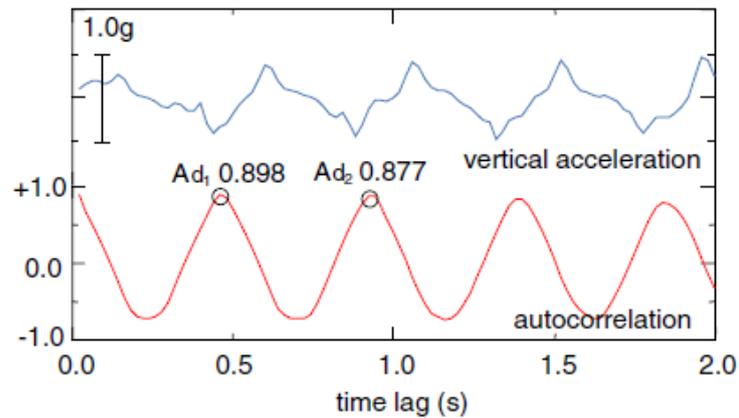
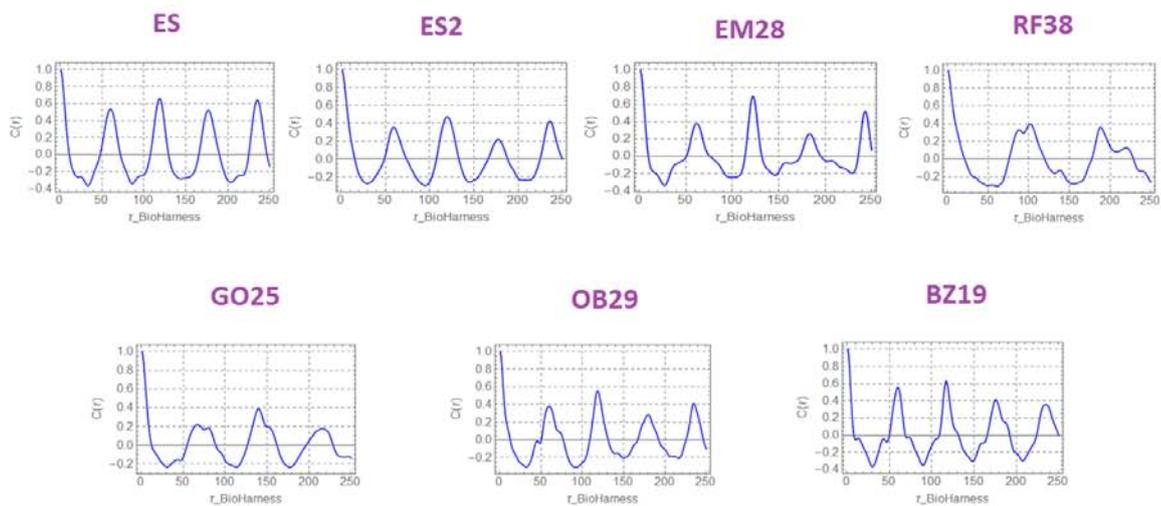


Figura 4.10: Señal de aceleración vertical y su función de autocorrelación (abajo). Cada pico representa un paso, el valor de los dos primeros picos Ad_1 y Ad_2 indican la simetría y regularidad de la serie, respectivamente. (22)

Con el objetivo de tener un punto de comparación, se llevó a cabo la misma prueba en sujetos controles (personas viviendo en condiciones “normales”), para los dos grupos se obtuvieron los siguientes resultados.

4.2 Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle

a)



b)

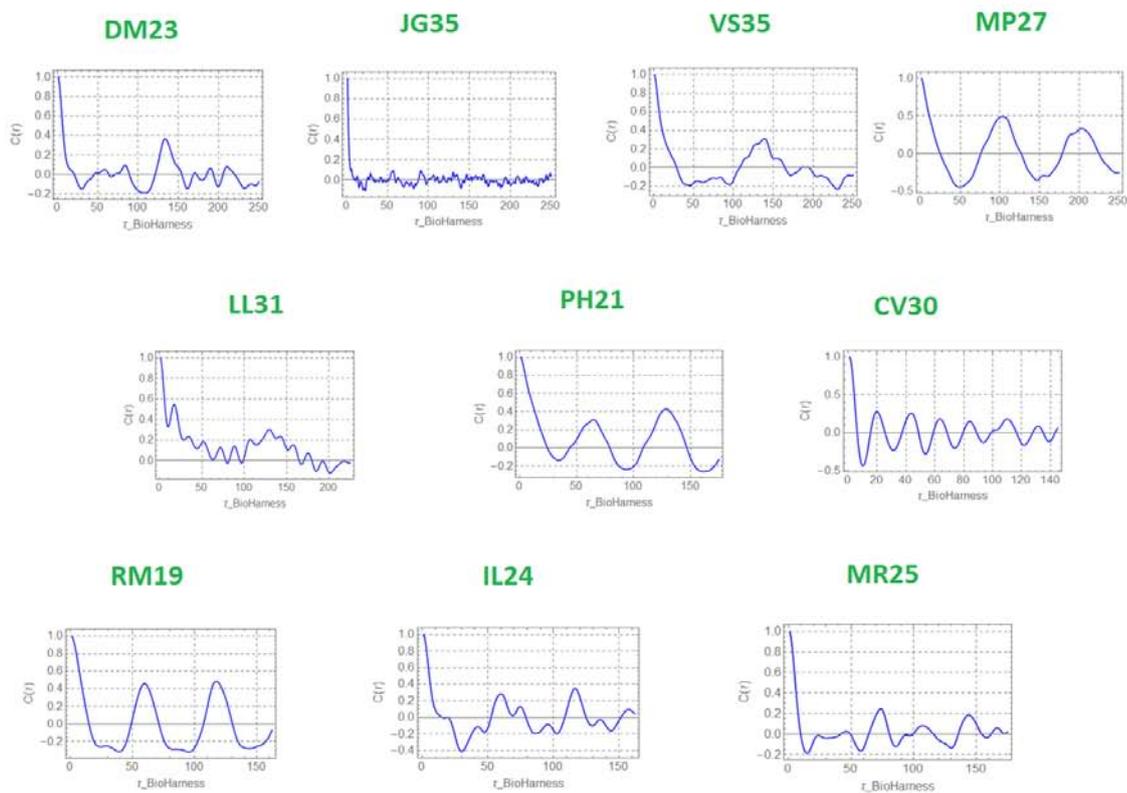
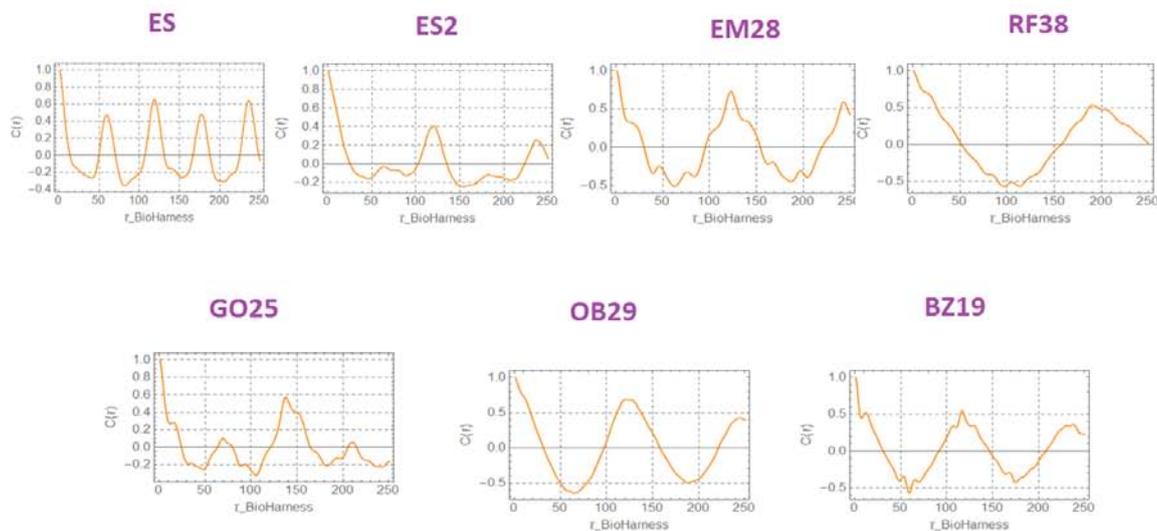


Figura 4.11: Funciones de autocorrelación a) grupo control, b) jóvenes en situación de calle. Todas corresponden con el eje X, también conocido como sagital.

4.2 Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle

a)



b)

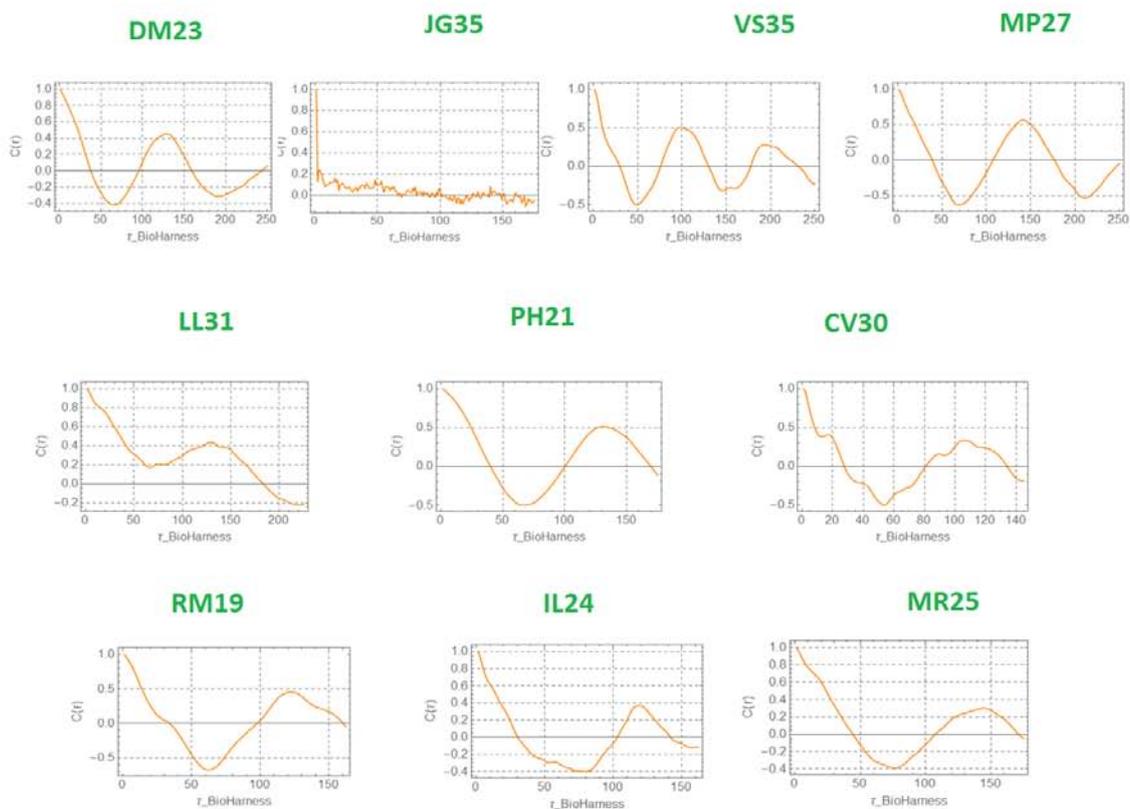
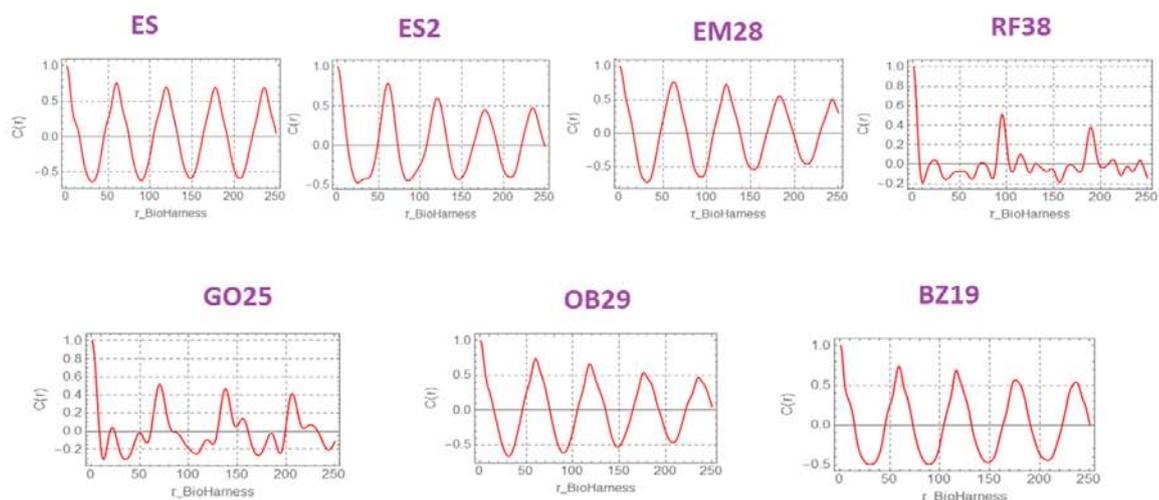


Figura 4.12: Funciones de autocorrelación a) grupo control, b) jóvenes en situación de calle. Todas corresponden con el eje Y, también conocido como lateral.

4.2 Resultados del grupo de jóvenes en situación de calle

a)



b)

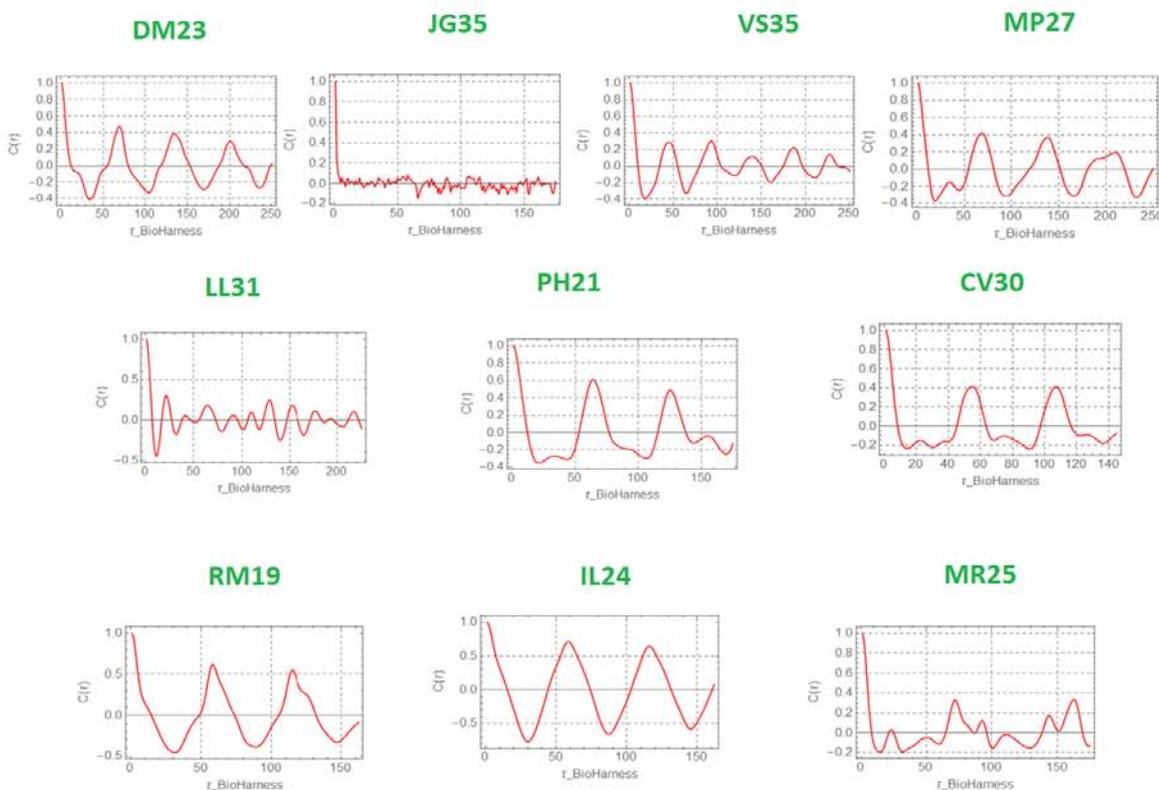


Figura 4.13: Funciones de autocorrelación a) grupo control, b) jóvenes en situación de calle. Todas corresponden con el eje Z, también conocido como vertical.

Para cada serie de acelerometría, se encontraron los siguientes índices:

	$Ad_1(X)$	$Ad_2(X)$	$Ad_1(Z)$	$Ad_2(Z)$
ES	0.5	0.65	0.8	0.75
ES2	0.38	0.42	0.82	0.65
EM28	0.4	0.7	0.8	0.78
RF38	0.4	0.39	0.5 *	0.4 *
GO25	0.2	0.4	0.5 *	0.48 *
OB29	0.4	0.58	0.75	0.73
BZ19	0.58	0.62	0.7	0.68
Promedio	0.4	0.53	0.69	0.63
SD	0.11	0.13	0.13	0.14
DM23	0.05	0.38	0.48	0.4
JG35	0.05	0.1	0.05	0.04
VS35	0.22	-	0.3	0.35
MP27	0.5	0.38	0.42	0.38
LL31	0.58	0.22	0.35	0.1
PH21	0.38	0.42	0.6	0.5
CV30	0.25	0.26	0.4	0.41
RM19	0.42	0.5	0.65	0.6
IL24	0.3	0.18	0.7	0.68
MR25	0.01	0.22	0.38	0.3

Tabla 4.6: Índices de simetría y regularidad para las series de acelerometría de los ejes (X-sagital) y (Z-vertical)

*Tomando los picos más altos

Discusión

$\langle HR \rangle$ y $SDNN$

En el envejecimiento, se ve reflejado el deterioro de capacidades físicas y cognitivas, esto favorece a una mayor probabilidad de morbilidad y/o mortalidad. En cada individuo, el envejecimiento suele darse de forma distinta. Si una persona vive bajo condiciones adversas (no favorables) como desnutrición, estrés sin interrupción y por largo tiempo, pobre o nula atención médica, habrá una mayor probabilidad de que el envejecimiento se de más rápido que alguien de la misma edad o mayor que vive en condiciones favorables y con una vida activa tanto física como mentalmente.

Los niños, jóvenes y adultos mayores en situación de calle, debido a la falta de hogar sufren enfermedades causadas por dormir a la intemperie, su sistema inmunológico se debilita por la falta de descanso; están sometidos permanentemente a situaciones de estrés; desnutrición y malnutrición; y enfermedades asociadas a la falta de higiene. Frecuentemente son víctimas de todo tipo de violencia. Están excluidos de la sociedad, son blanco de redes de crimen organizado. Diariamente buscan tanto alimento como un

lugar donde dormir y al no encontrarlo sustituyen esto con las drogas más baratas y destructivas. (10)

En la actualidad existe muy poca información sobre el estado de salud de esta población. Los pocos estudios que se han realizado tratan el tema desde el punto de vista clínico. Una de las razones es que los estudios clínicos o basados en la fisiología, requieren de la colaboración activa del paciente, ya que se suelen tomar signos vitales y su variación en el tiempo así que implican un tiempo determinado, además de que la persona debe realizar pruebas específicas, por ejemplo: respiraciones rítmicas, ponerse de pie, caminar una cierta distancia, cuestionarios, entre otras.

Uno de los resultados de este estudio fue que a pesar de las complicaciones, es posible llevar a cabo monitoreos fisiológicos en los jóvenes en situación de calle.

La población de jóvenes en situación de calle de nuestro estudio, tienen fases de “callejerización” (tiempo de vida en calle) distintas, además, existe también una diferencia en la adaptación de cada uno de ellos al medio que implica vivir en la calle. En la Fig 4.14, se puede observar en qué nivel se encuentra cada uno de los sujetos.

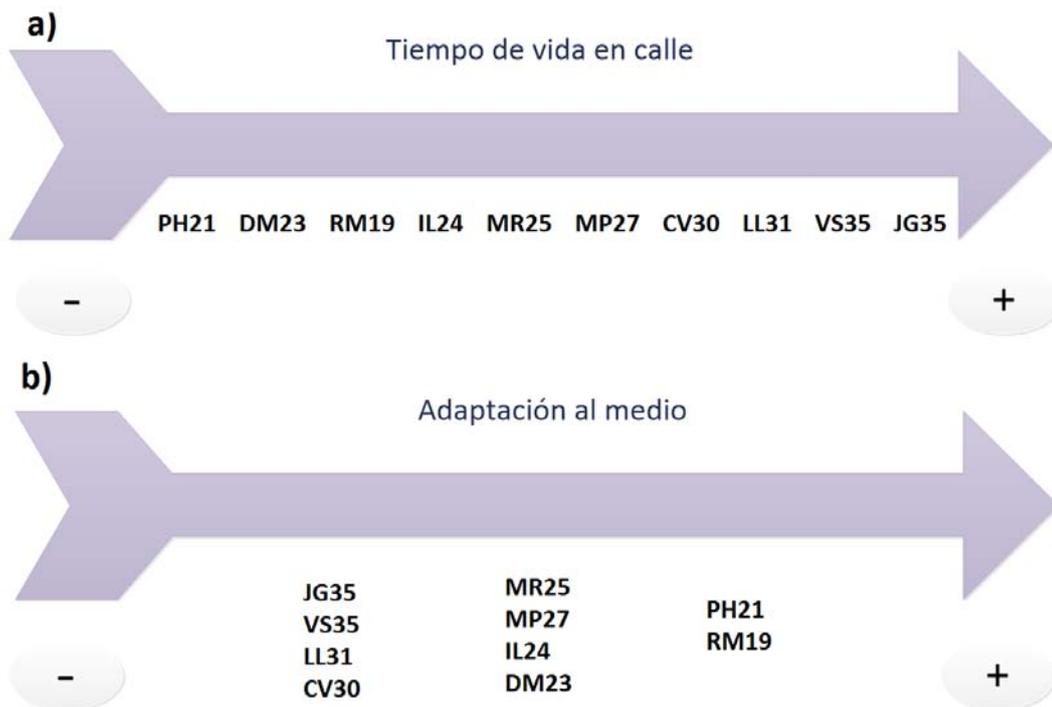


Figura 4.14: Tiempo de vida en calle y adaptación al medio callejero. Se muestran códigos para cada uno de los sujetos, las letras corresponden con las iniciales de los nombres y los números significan la edad. En a) se muestra de menor a mayor, el nivel de callejerización basado en el tiempo que llevan viviendo en la calle. En b) aparecen tres grupos, en orden de menor a mayor, se presentan los grados de adaptación, es decir, qué tan fácil les resulta conseguir alimento, cobija, trabajo, socialización, entre otros aspectos.

Estas escalas se vieron reflejadas en los resultados cardíacos. PH21 que se encuentra en una etapa inicial, tuvo un ritmo cardíaco normal y una HRV muy alta (ver tabla 4.4), comparando con el grupo control G1 de edades entre 25 y 29 años (ver tabla 4.2), la siguiente persona, DM23 tuvo un $\langle HR \rangle$ dentro del rango normal, sin embargo, su variabilidad en tres condiciones fue muy baja. En algunos casos, incluso en comparación con los grupos control de mayor edad, significando esto una mala función autonómica. RM19, fue el único caso de “recuperación” sobre la vida en calle, actualmente vive en una casa y tiene un trabajo, físicamente se ve en condiciones “normales”. Ella tuvo un $\langle HR \rangle$ muy alto, especialmente al ponerse de pie donde casi llega a la taquicardia, además, su HRV a pesar de que acostada estuvo bien, al haber un estresor (ponerse de pie), bajó notablemente, a diferencia de el grupo control G1 y G2, donde al ponerse de pie, la HRV aumentó. Otro sujeto fue IL24, quien presentó bradicardia y una HRV muy alta que puede deberse a diversas arritmias. MR25 presentó ritmo cardíaco lento y una buena HRV, cabe destacar que este sujeto vive en la calle desde los 8 años y es uno de los mejores adaptados a este tipo de medio. MP27 también presentó bradicardia y HRV menor al grupo 1.

Los siguientes sujetos fueron comparados con el grupo 2 ya que sus edades van desde los 30 hasta 35 años. CV30 no pudo completar las 4 pruebas debido a su mal estado (drogado, desvelado y alcoholizado), en su caso se encontró bradicardia y HRV alto que podría deberse a arritmias. LL31 sólo pudo realizar dos de las cuatro condiciones experimentales. También presentó bradicardia y un HRV bajo. VS35 realizó todas las pruebas y presentó un $\langle HR \rangle$ normal, sin embargo su HRV fue bajo, en particular después del estresor de ponerse de pie. Finalmente, JG35 llevó a cabo sólo tres pruebas y en lugar de estar de pie, se tomaron sus señales fisiológicas estando sentado ya que no podía mantener el equilibrio. En su caso, se encontró un $\langle HR \rangle$ muy elevado para estar en reposo acostado y una variabilidad muy pequeña que indica su muy mal estado autonómico.

Uno de los resultados que destacan en esta población, es el número de casos con un tipo específico de arritmia (bradicardia), que presentan aquellas personas con un ritmo cardíaco promedio menor a 60 latidos por minuto. 5 de los 10 sujetos presentaron dicha arritmia. En cambio en el grupo control se encontraron sólo 3 casos de los 34. Este resultado concuerda con un envejecimiento acelerado, ya que se sabe de la literatura que el $\langle HR \rangle$ decrece con la edad.

Acelerometría

La marcha de una persona es una variable fisiológica que puede dar información sobre la salud de ésta. Una persona joven y sana suele caminar de una manera regular y simétrica, mientras que un adulto mayor o un enfermo han perdido funciones físicas y/o neurológicas que tienen como resultado una disminución en la simetría y/o regularidad de sus pasos. (22)

En la tabla 4.6 se pueden ver los índices de simetría y regularidad. En base a los

promedios de los datos controles, se encontró que la mayoría de los jóvenes en situación de calle caminan de una manera menos regular y simétrica. También se puede observar de las gráficas [4.11](#) que hay menos oscilaciones en el mismo intervalo de tiempo, así que los pasos fueron más cortos. PH21, RM19 e IL24 tuvieron índices muy similares a los valores promedio.

La acelerometría permitió dar una mejor aproximación (aunque todavía incompleta) al estado de salud en que se encuentran los jóvenes en situación de calle.

Conclusiones y trabajos futuros

Uno de los principales temas de estudio de los sistemas complejos, en muchos de los diferentes campos de conocimiento, es la estimación del grado de resiliencia o fragilidad de un sistema. La principal dificultad es que en condiciones de equilibrio, algunos sistemas pueden presentar la fragilidad “escondida” y ésta sólo se vuelve aparente cuando se evalúa la capacidad del sistema para adaptarse ante situaciones de estrés. En el caso de la fisiología humana, uno de los mecanismos adaptativos más importantes es el Sistema Nervioso Autónomo, el cual puede ser monitoreado no invasivamente a través de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV).

La mayoría de los análisis clínicos suelen estudiar la HRV sólo en condiciones de reposo, sin embargo, los resultados de este estudio piloto indican que se podría incrementar el alcance en la interpretación de los resultados al tomar en cuenta condiciones con estresores como ponerse de pie y respirar rítmicamente.

Las diferentes condiciones permitieron corroborar una pérdida de modulación del $\langle HR \rangle$ con la edad. Los diferentes índices de HRV también fueron indicadores de esta pérdida y se encontraron series más regulares en los adultos mayores y en la mayoría de los jóvenes viviendo en situaciones adversas.

En esta última población se encontraron indicadores de envejecimiento acelerado basado en un HRV muy baja, los diversos casos de bradicardia además de la poca simetría y regularidad de la marcha de la mayoría.

Para estudios futuros se recomienda incorporar un mayor número de variables fisiológicas que den una visión más general del estado de salud de cada uno de los sujetos. También se propone evaluar el acoplamiento de las fluctuaciones cardiorespiratorias ya que, al estar el HR modulado por la respiración, podría dar mayor información.

Este tipo de estudios en jóvenes en situación de calle pueden resultar útiles más allá de su interpretación como envejecimiento acelerado. Si se conoce el estado de salud de estos jóvenes, se podría saber cual es la intervención (por parte de una institución de

asistencia) que necesita cada uno, así como en qué casos es necesario y en cuales ya es insuficiente.

Bibliografía

- [1] (????) BioHarness 3 User Manual [62](#), [63](#)
- [2] (????) Kubios HRV, Users Guide. Version 2.2 [29](#), [59](#), [60](#)
- [3] (2004) Data mining in time series databases. World Scientific [13](#)
- [4] Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger A, Cohen RJ (1981) Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *science* 213(4504):220–222 [10](#)
- [5] Ávila-Funes JA, Aguilar-Navarro S, Melano-Carranza E (2008) La fragilidad, concepto enigmático y controvertido de la geriatría: la visión biológica. *Gac Méd Méx* 144(3):255–62 [4](#)
- [6] Beck G, Habicht GS (1996) Immunity and the invertebrates. *Scientific American* 275(5):60–66 [7](#)
- [7] of the European Society of Cardiology TF, et al (1996) Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur Heart J* 17:354–381 [23](#), [57](#), [60](#)
- [8] Chrousos GP (2009) Stress and disorders of the stress system. *Nature Reviews Endocrinology* 5(7):374–381 [5](#)
- [9] Colombo J, Arora R, DePace NL, Vinik AI (2015) *Clinical Autonomic Dysfunction*. Springer [5](#), [13](#)
- [10] Coronel AR (2013) La velocidad de la muerte. la intervención institucional con jóvenes en situación de calle como desaceleración de la entropía. PhD thesis, Posgrado en Antropología, Facultad de Filosofía y Letras, Instituto de investigaciones Antropológicas, Universidad Nacional Autónoma de México [48](#)
- [11] Dakos V, Carpenter SR, van Nes EH, Scheffer M (2015) Resilience indicators: prospects and limitations for early warnings of regime shifts. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences* 370(1659):20130,263 [3](#)

- [12] Fossion R (2010) Una definición compleja de fragilidad, caos, fractales y complejidad en series de tiempo biológicas [VIII](#), [13](#)
- [13] Gershon M (1999) The second brain: A groundbreaking new understanding of nervous disorders of the stomach and intestine. Harper Collins [10](#)
- [14] Giancoli DC, Boyle JJ (2005) Physics: principles with applications. Pearson Education [18](#)
- [15] Goldstein DS (2000) The autonomic nervous system in health and disease. Informa Health Care [8](#), [12](#)
- [16] Golińska AK (2013) Poincaré plots in analysis of selected biomedical signals. Studies in Logic, Grammar and Rhetoric 35(1):117–127 [58](#)
- [17] Gregg RE, Zhou SH, Lindauer JM, Helfenbein ED, Giuliano KK (2008) What is inside the electrocardiography. Journal of electrocardiology 41(1):8–14 [61](#)
- [18] Holland JH (1995) Hidden order: How adaptation builds complexity. Basic Books [5](#)
- [19] Hoshi RA, Pastre CM, Vanderlei LCM, Godoy MF (2013) Poincaré plot indexes of heart rate variability: relationships with other nonlinear variables. Autonomic Neuroscience 177(2):271–274 [57](#), [58](#)
- [20] Houle MS, Billman GE (1999) Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology 276(1):H215–H223 [57](#)
- [21] Iaizzo PA (2009) Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices. Springer Science & Business Media [14](#), [20](#)
- [22] Kobayashi H, Kakihana W, Kimura T (2014) Combined effects of age and gender on gait symmetry and regularity assessed by autocorrelation of trunk acceleration. Journal of neuroengineering and rehabilitation 11(1):1 [43](#), [49](#)
- [23] Koppen MRMP Eleke (2005) La interdisciplina desde la teoría de los sistemas complejos. Ciencias 79(julio–septiembre):4–12 [1](#)
- [24] McCracken T, Walker R (1999) New atlas of human anatomy. Barnes & Noble Publishing [8](#)
- [25] PA L (1977) Clinical autonomic disorders: evaluation and management [10](#), [12](#)
- [26] Parvaneh S, Howe CL, Toosizadeh N, Honarvar B, Slepian MJ, Fain M, Mohler J, Najafi B (2015) Regulation of cardiac autonomic nervous system control across frailty statuses: a systematic review. Gerontology 62(1):3–15 [VIII](#)

- [27] Robertson D, Biaggioni I (2012) Primer on the autonomic nervous system. Academic Press [12](#)
- [28] Saul JP (1990) Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow. *Physiology* 5(1):32–37 [24](#)
- [29] Sherwood L (2015) Human physiology: from cells to systems. Cengage Learning [6](#), [14](#), [16](#), [17](#), [18](#)
- [30] Tarvainen MP, Niskanen JP, Lipponen JA, Ranta-Aho PO, Karjalainen PA (2014) Kubios hrv—heart rate variability analysis software. *Computer methods and programs in biomedicine* 113(1):210–220 [29](#)
- [31] Walker B, Holling CS, Carpenter SR, Kinzig A (2004) Resilience, adaptability and transformability in social–ecological systems. *Ecology and society* 9(2):5 [2](#)
- [32] Zolli A, Healy AM (2012) Resilience: Why things bounce back. Simon and Schuster [1](#), [2](#)

Apéndice A

Medidas de HRV

Existen diversos métodos para cuantificar la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV), los cuales pueden ser divididos en tres categorías principales:

- Métodos del dominio del tiempo
- Métodos del dominio de la frecuencia
- Métodos no lineales

Métodos temporales

Métodos estadísticos

Estos métodos permiten la comparación de HRV durante actividades diferentes, por ejemplo: acostado y de pie. Los principales son los promedios $\langle HR \rangle$ y/o $\langle RR \rangle$, además de su varianza (SDNN, en el caso de RR y SDHR para HR), que está dada por:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^n (RR_j - \overline{RR})^2} \quad (\text{A.1})$$

Métodos geométricos

También los patrones geométricos de las series de intervalos RR dan información acerca de la variabilidad del ritmo cardíaco. Dentro de esta categoría se encuentran los histogramas de los intervalos RR. Aquí, el tamaño del histograma de distribución a un nivel específico puede ser interpretado como una medida de variabilidad.

Métodos del dominio de la frecuencia

Estos métodos asignan bandas de frecuencia y luego cuentan el número de intervalos RR que corresponden a cada banda.

Power spectral density (PSD) da información de cómo se distribuye la potencia (varianza) como función de la frecuencia. Los métodos de PSD pueden ser clasificados en paramétricos y no paramétricos. Las ventajas de éstos últimos es que sus algoritmos son más fáciles de emplear, también son de procesamiento rápido. Un ejemplo de éstos es la Fast Fourier Transform (FFT). En el caso de los métodos paramétricos, sus componentes espectrales son más suaves y fáciles de distinguir, sin embargo se tiene que elegir un parámetro adecuado y verificar que es el óptimo, lo cual, en la mayoría de los casos resulta complicado. (7?)

Componentes espectrales

En mediciones de tiempo corto (2 a 5 minutos), hay tres componentes espectrales principales: very low frequency (VLF) de 0.0033 a 0.04 Hz, low frequency (LF) de 0.04 a 0.15 Hz y high frequency (HF) de 0.15 a 0.4 Hz. Aún no se conoce una explicación fisiológica para VLF; en mediciones ≤ 5 minutos usualmente se evita. LF suele ser usado como un reflejo de la actividad simpática, sin embargo, se han realizado experimentos que sugieren que en realidad mide una interacción entre el SNS y PNS, no hay un consenso aún. (20) En el caso de HF, se utiliza como un índice de control cardíaco parasimpático.

LF y HF suelen ser medidos en unidades naturales (n.u.), así representan el valor relativo de cada componente de potencia en proporción a la potencia total menos la componente VLF. La representación de LF y HF en unidades naturales hace hincapié en el comportamiento controlado y equilibrado de las dos ramas del sistema nervioso autónomo.

Métodos no lineales

Estos métodos suelen ser utilizados para medir la complejidad de una serie de tiempo. Considerando la naturaleza no lineal de los sistemas orgánicos, es necesario un análisis no lineal, ya que se puede perder información utilizando sólo métodos lineales. (19)

Gráficas de Poincaré

Las gráficas de Poincaré son también conocidas como mapeos de retraso en los cuales se grafica el resultado de una medida como función de su valor anterior. Es decir, si tenemos una serie de tiempo $\vec{X} = \{X_1, X_2, X_3, \dots, X_N\}$, el mapeo de retrasos sería una gráfica con puntos (x_0, x_1) , (x_1, x_2) , (x_2, x_3) , etc.

La forma de la gráfica describe la evolución del sistema y permite visualizar la variabilidad de la serie X. Hay dos valores que describen la geometría de esta gráfica, el SD1 y SD2. Los cuales se obtienen al ajustar una elipse sobre el conjunto de datos. El eje menor es SD1 y el eje mayor SD2. (Ver Fig.A.1)

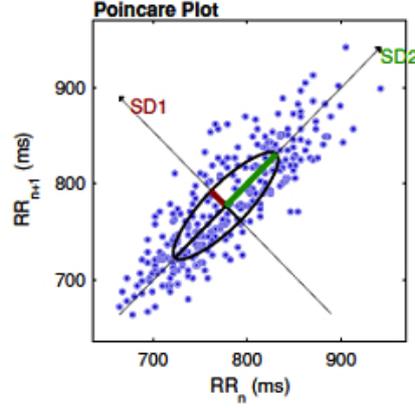


Figura A.1: Elipse ajustando la gráfica de Poincaré y los descriptores SD1 y SD2. Imagen tomada de (?)

Fisiológicamente, SD1 es una medida de los cambios rápidos en los intervalos RR y se considera una índice de control parasimpático. SD2 está influenciada tanto por el PNS y SNS. (19) Se definen como:

$$SD1 = \frac{\sqrt{2}}{2} SD(x_n - x_{n+1}) \quad (\text{A.2})$$

$$SD2 = \sqrt{2SD(x_n)^2 - \frac{1}{2}SD(x_n - x_{n+1})^2} \quad (\text{A.3})$$

(16)

ApEn

Mide la complejidad o irregularidad de una serie. Valores grandes indican gran irregularidad en las fluctuaciones y pequeños valores una señal más regular. Se calcula de la siguiente manera: se forma un conjunto de longitud m de vectores $u_j = RR_j, RR_{j+1}, \dots, RR_{j+m-1}$ con $j=1,2,\dots,N-m+1$ donde m es la llamada dimensión de encajamiento y N es el número de los intervalos RR. La distancia entre esos vectores es definida como:

$$d(u_j, u_k) = \max \{ |RR_{j+n} - RR_{k+n}| \mid n = 0, \dots, m-1 \} \quad (\text{A.4})$$

Luego, para cada u_j se calcula el número relativo de vectores para los cuales $d(u_j, u_k) \leq r$. Este índice es denotado con $C_j^m(r)$ y puede escribirse así:

$$C_j^m(r) = \frac{\text{nbrof} \{u_k \mid d(u_j, u_k) \leq r\}}{N - m + 1} \quad \forall k \quad (\text{A.5})$$

Luego se toma el logaritmo natural de cada C_j^m y se promedia sobre j , así:

$$\phi^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \ln C_j^m(r) \quad (\text{A.6})$$

Finalmente,

$$ApEn(m, r, N) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (\text{A.7})$$

El valor de ApEn depende de tres parámetros, la longitud m de los vectores u_j , el valor de tolerancia r , y la longitud de los datos N . En el software de *KubiosHRV* se toman como parámetro $m = 2$.

La longitud N de los datos afecta al *ApEn*, cuando N crece, la *ApEn* se aproxima a su valor asintótico. La tolerancia en el valor de r tiene un gran efecto en la *ApEn* y debe seleccionarse como una fracción del valor *SDNN*. Una selección común de este valor, y la que se toma en este software es $0.2SDNN$.(2)

SampEn

La entropía de muestra es similar a la entropía aproximada, hay dos diferencias importantes en su cálculo. Para *ApEn*, en el cálculo del número de vectores u_k para los cuales $d(u_j, u_k) \leq r$ también se incluye el valor de u_j , lo cual tiene como consecuencia que $C_j^m(r)$ siempre es mayor o igual a 0 y que se puede aplicar el logaritmo, pero al mismo tiempo vuelve sesgada a la *ApEn*. En la entropía de muestra, se elimina la auto-comparación de u_j al calcular C_j^m como:

$$C_j^m(r) = \frac{\text{nbr of } \{u_k \mid d(u_j, u_k) \leq r\}}{N - m} \quad \forall k \neq j \quad (\text{A.8})$$

Así, el valor de C_j^m puede variar entre 0 y 1. Luego, los valores de C_j^m se promedian. Entonces:

$$C^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{j=1}^{N-m+1} C_j^m(r) \quad (\text{A.9})$$

y la entropía de muestra queda como:

$$SampEn(m, r, N) = \ln\left(\frac{C^m(r)}{C^{m+1}(r)}\right) \quad (\text{A.10})$$

Los parámetros utilizados para *SampEn* fueron los mismos que en *ApEn*. Tanto *ApEn* como *SampEn* son estimaciones para el logaritmo natural negativo de la probabilidad condicional de que un dato en una serie de longitud N , habiéndose repetido asimismo dentro de una tolerancia r para m puntos, también se repetirá para $m + 1$ puntos. *SampEn* fue diseñado para reducir el sesgo de *ApEn*.(2)

Coefficiente de correlación (D2)

Este método se usa para medir complejidad o extrañeza de una serie de tiempo, mide la dimensión fractal de un objeto. Está dado por:

$$D_2(m) = \lim_{r \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\log C^m(r)}{\log r} \quad (\text{A.11})$$

En el software de *kubiosHRV*, el valor de m es 10.

Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

El DFA mide la correlación dentro de una señal. Se extrae la correlación para diferentes escalas de tiempo de la siguiente manera: primero, se integran los intervalos RR.

$$y(k) = \sum_{j=1}^k (RR_j - \bar{RR}), k = 1, \dots, N \quad (\text{A.12})$$

donde \bar{RR} es el promedio de los intervalos RR. Luego, la serie integrada se divide en segmentos de igual longitud n . Para cada segmento, se ajusta una recta por mínimos cuadrados. Sea $y_n(k)$ las líneas de regresión. Luego, se destendencia la serie integrada $y(k)$ substrayendo la tendencia local en cada fragmento y se calcula la raíz cuadrada de la nueva serie integrada y destendenciada.

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2} \quad (\text{A.13})$$

Se repite este cálculo para segmentos de diferente longitud para así tener un índice $F(n)$ como función del segmento de longitud n . Típicamente $F(n)$ aumenta con la longitud del segmento. Si se grafica $\log n$ vs $\log F(n)$, hay una relación lineal que indica la presencia de escalamiento fractal y las fluctuaciones pueden caracterizarse por el exponente de escalamiento α que está dado por la pendiente de la regresión lineal de la gráfica. (Ver Fig.A.2)

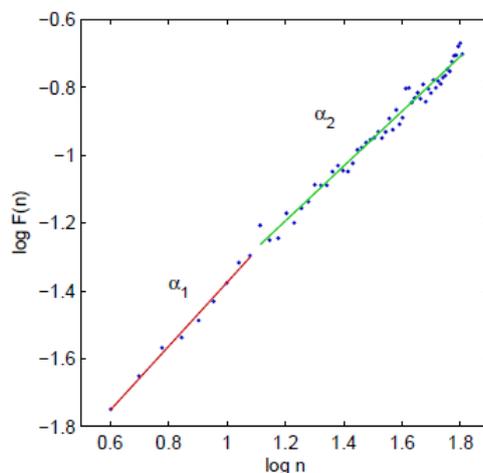


Figura A.2: Gráfica de doble logaritmo del índice $F(n)$ como función de n . α_1 es la pendiente de fluctuación de corto plazo y α_2 de largo plazo. Imagen tomada de (2)

En el software de *kubiosHRV* se tomaron como valores de fluctuaciones a corto plazo (α_1) $4 \leq n \leq 16$ y para las fluctuaciones de largo plazo (α_2), $16 \leq n \leq 64$. (2, 7)

Detalles y funcionamiento del Bioharness

3.0

“Una mejor comprensión del diseño y ventajas o desventajas inherentes al diseño del electrocardiógrafo podrían conducir a una mejor calidad en la grabación del ECG y una mejor interpretación en la lectura del ECG”.

Richard E. Gregg, et. al, (17)

El Bioharness 3.0 es un dispositivo de monitoreo fisiológico telemétrico; consiste en un cinturón y un módulo eléctrico. El dispositivo guarda y transmite datos de señales vitales: ECG, ritmo cardíaco, ritmo de respiración, orientación corporal (postura) y actividad (en reposo, sentado, corriendo).

El módulo eléctrico se conecta al receptor que está en el cinturón (ver fig. B.1), el cual tiene sensores que detectan las señales cardíacas de ECG. El cinturón tiene dos almohadillas conductoras que deben ser ligeramente mojadas antes de usarse para permitir una mejor conducción; así la señal se conduce directamente desde la superficie de la piel hasta el módulo Bioharness donde se procesan¹, guardan y/o transmiten los datos.

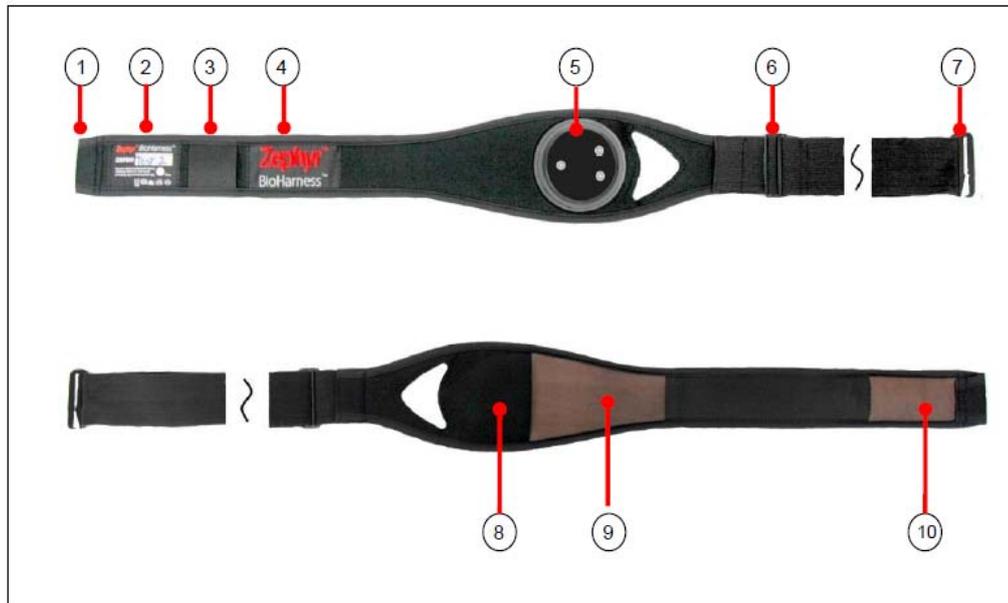
El cinturón se debe colocar directamente sobre el pecho de un sujeto de modo que el módulo esté situado por debajo de la axila izquierda (ver fig. B.2).

Para medir el ritmo de respiración, hay una tercera almohadilla en el cinturón que funciona como sensor de presión; por la forma que se coloca, la almohadilla queda del lado izquierdo del sujeto y detecta la expansión de su caja torácica debido a la acción de respirar.

En la parte posterior del módulo Bioharness hay tres contactos de resorte (ver fig. B.3) que son los que reciben las señales, uno es para la señal de ECG, el otro para la señal respiratoria; el tercero es el contacto que va a tierra.

¹El procesamiento de datos se refiere a la ampliación y conversión de la señal. Normalmente el potencial registrado del ECG es del orden de mV, sin embargo, la onda es muy pequeña, difícil de visualizar y la hace susceptible a la interferencia y al ruido, por lo que se hace pasar la señal por un amplificador que la convierte de mV a V, luego se convierte la señal analógica a digital para que pueda ser procesada por un ordenador en tiempo real. (?)

Dentro del módulo se encuentra un acelerómetro de 3 ejes que mide el nivel de actividad del sujeto y su orientación (si el sujeto está de pie, acostado boca arriba o boca abajo). Además tiene un termistor que permite conocer la temperatura del dispositivo. Todos estos datos son procesados en el módulo Bioharness, fue posible verlos en tiempo real gracias a un radio adicional, Zephyr, ECHO GATEWAY. (1)



- | | |
|---|---------------------------------------|
| 1. Main fastener sleeve | 7. Main fastener hook |
| 2. Wash, size and serial # label | 8. Internal breathing sensor location |
| 3. Loop for optional shoulder strap | 9. Conductive ECG sensor pad |
| 4. Zephyr brand label | 10. Conductive ECG sensor pad |
| 5. BioHarness module receptacle and sensor contacts | |
| 6. Size adjustment slider buckle | |

Figura B.1: Zephyr Bioharness 3.0, se muestra el cinturón y sus partes. Imagen tomada de (1)



Figura B.2: Colocación del dispositivo Zephyr Bioharness 3.0. Imagen tomada de (1)

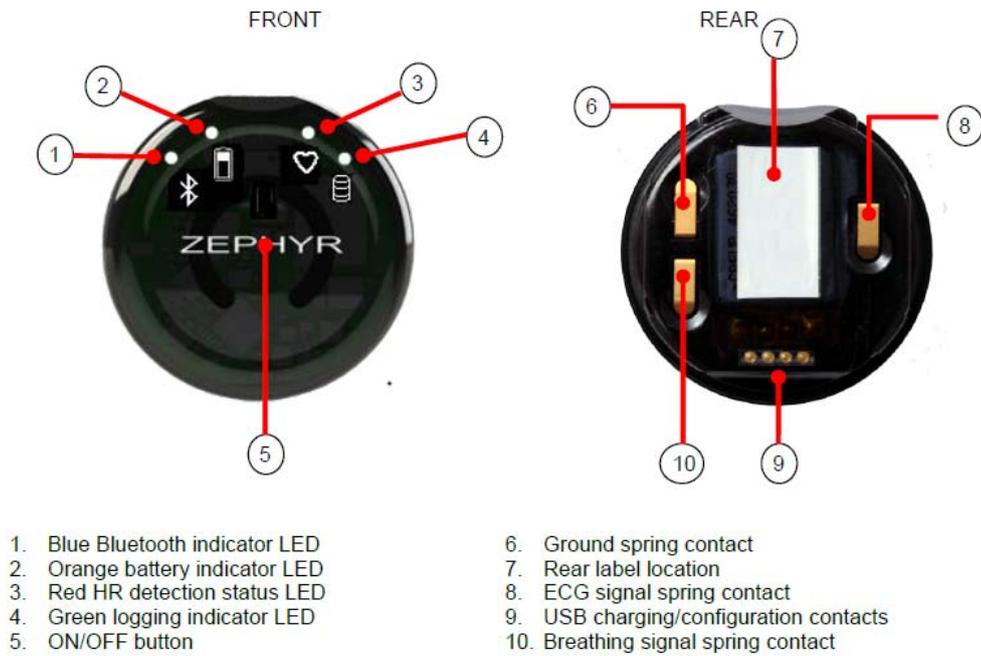


Figura B.3: Módulo eléctrico del Bioharness. Imagen tomada de (1)