




ORIGINAL

Impacto fisiológico de la respiración, en la salud y en el nivel del estrés

Physiological impact of breathing on health and stress level

Dario R. Carestia¹  , Andres F. Beltran^{1,2}  , Francisco Cerdera¹  , Marta L. Sanchez³  , Francisco Ibáñez¹  

¹Universidad Nacional de San Juan. Argentina.

²Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas. Argentina.

³Universidad de Buenos Aires. Argentina.

Citar como: Carestia DR, Beltran AF, Cerdera F, Sanchez ML, Ibáñez F. Impacto fisiológico de la respiración, en la salud y en el nivel del estrés. Interdisciplinary Rehabilitation / Rehabilitación Interdisciplinaria. 2023;3:46. <https://doi.org/10.56294/ri202346>

Enviado: 08-04-2023

Revisado: 30-04-2023

Aceptado: 29-06-2023

Publicado: 30-06-2023

Editor: Prof. Dr. Carlos Oscar Lopez 

Artículo revisado por pares

RESUMEN

Introducción: existen numerosas publicaciones que comparan los resultados, de un grupo de personas que practican un tipo particular de meditación durante un cierto tiempo, llamado grupo de evaluación, con otro grupo de personas que no meditan, denominado comúnmente como grupo de control, y se presentan estadísticas tales como intervalos de confianza, valor “p”, etc. Sobre el impacto que tiene la meditación en el estrés. Si bien estos trabajos han tenido gran impacto en una numerosa cantidad de personas, aún existe considerable incredulidad, en particular en el mundo académico y científico.

Métodos: se construyó un prototipo de registrador de pulso cardiaco mediante una placa Arduino UNO y un Monitor de Ritmo Cardiaco AD8232, que utiliza el principio de ECG para su funcionamiento. Se implementó un algoritmo para la detección y cálculo de los intervalos de tiempo RR, en base a la señal analógica proveniente del sensor AD8232.

Resultados: la frecuencia de la señal respiratoria, es mayor que la frecuencia de la señal cardíaca, en términos estadísticos, no están correlacionadas (correlación cercana a 0), mientras que, en la parte derecha, las frecuencias de las dos señales son similares (estadísticamente, la correlación es cercana a 1), y en este caso, se dice que la persona adquiere “coherencia cardíaca”, o “estado coherente”. El patrón de respiración 5-5, no necesariamente conduce a este resultado. Además del patrón de respiración que se utilice, la correlación entre la señal respiratoria y la cardíaca depende de otros factores, relacionados con el estado de salud y el nivel de estrés.

Conclusiones: a partir de la comprensión de los beneficios alcanzados mediante la adopción de un patrón respiratorio particular, se motiva al lector a experimentar el potencial transformador que esta técnica puede tener en su propio organismo. Se busca fomentar la propia experiencia en cuanto a la efectividad de estas técnicas y, a su vez, despertar el interés en explorar cambios fisiológicos más profundos que pueden ser logrados a través de prácticas de meditación más avanzadas, las cuales pueden generar un impacto significativo en la salud y en el manejo del estrés.

Palabras clave: Patrón Respiratorio; Fisiología; Respiración; Estrés; Meditación; Monitor de Ritmo Cardiaco.

ABSTRACT

Introduction: there are numerous publications comparing the results, of a group of people who practice a particular type of meditation for a certain period of time, called the evaluation group, with another group of people who do not meditate, commonly referred to as the control group, and statistics such as confidence intervals, “p” value, etc. are presented. On the impact of meditation on stress. While this work has had a great impact on a large number of people, there is still considerable disbelief, particularly in the academic

and scientific world.

Methods: a prototype heart rate recorder was built using an Arduino UNO board and an AD8232 Heart Rate Monitor, which uses the ECG principle for its operation. An algorithm was implemented for the detection and calculation of RR time intervals, based on the analog signal coming from the AD8232 sensor.

Results: the frequency of the respiratory signal is higher than the frequency of the cardiac signal, in statistical terms, they are not correlated (correlation close to 0), while, on the right side, the frequencies of the two signals are similar (statistically, the correlation is close to 1), and in this case, it is said that the person acquires “cardiac coherence”, or “coherent state”. The 5-5 breathing pattern does not necessarily lead to this result. In addition to the breathing pattern used, the correlation between the respiratory and cardiac signal depends on other factors, related to the state of health and the level of stress.

Conclusions: from the understanding of the benefits achieved by adopting a particular breathing pattern, the reader is motivated to experience the transformative potential that this technique can have on his or her own organism. The aim is to encourage one’s own experience of the effectiveness of these techniques and, in turn, to awaken interest in exploring deeper physiological changes that can be achieved through more advanced meditation practices, which can have a significant impact on health and stress management.

Keywords: Breathing Pattern; Physiology; Breathing; Stress; Meditation; Heart Rate Monitor.

INTRODUCCIÓN

Existen numerosas publicaciones que comparan los resultados, de un grupo de personas que practican un tipo particular de meditación durante un cierto tiempo, llamado grupo de evaluación, con otro grupo de personas que no meditan, denominado comúnmente como grupo de control, y se presentan estadísticas tales como intervalos de confianza, valor “*p*”, etc. Sobre el impacto que tiene la meditación en el estrés.⁽¹⁾ Si bien estos trabajos han tenido gran impacto en una numerosa cantidad de personas, aún existe considerable incredulidad, en particular en el mundo académico y científico. Una de las razones que puede influir en este escepticismo, es que, en general, establecemos poca relación, entre los experimentos descritos en las publicaciones científicas, y nuestras propias capacidades o experiencias.

En este modesto trabajo, se incluyen las siguientes contribuciones:

1) Se describe la implementación del hardware, utilizando una placa Arduino, que genera un ECG digitalizado, permitiendo encontrar la secuencia de intervalos, referenciados como ‘intervalos RR’, transcurridos entre los sucesivos ‘picos’ del ECG, técnicamente denominados ‘R’ (Figura 1).

2) A partir de datos obtenidos con el Hardware, se obtienen mediciones de la actividad cardíaca correspondientes a dos patrones de respiración, y se describe el impacto de cada uno de los patrones, en la Variabilidad del Ritmo Cardíaco, o Heart Rate Variability (HRV), que se ha convertido en un indicador estándar del nivel de estrés.⁽²⁾

3) Se incluye en las referencias, un enlace a una aplicación, que permite a cualquiera de nosotros, incluido el lector, experimentar el impacto de los diferentes patrones de respiración en el nivel de estrés, y, de este modo descubrir nuestras propias potencialidades para poder reducirlo.

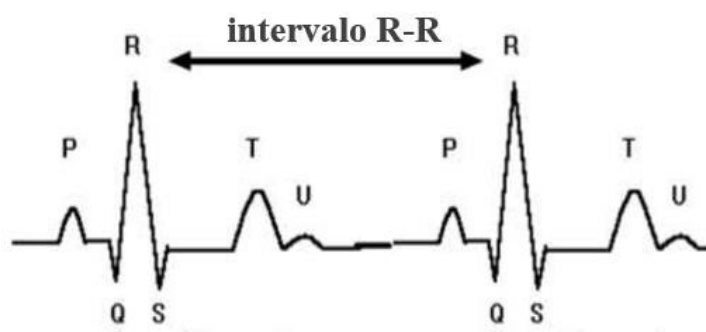


Figura 1. Intervalo R-R

Se han extremado esfuerzos en exponer los conceptos de forma comprensible, de modo tal que esto contribuya al convencimiento, incentivando a su vez la determinación de iniciar la práctica. Entendiendo que, posiblemente no haya percepción de beneficio alguno a nivel consciente, pero que, efectivamente existen beneficios a nivel fisiológico, y que pueden ser medidos en nuestro propio cuerpo.

MATERIALES Y MÉTODO

El estudio se realizó para dos patrones de respiración, uno que consiste en inhalar en 3 segundos y exhalar también en 3 segundos (3-3), y otro con respiración más lenta, con 5 segundos para la inhalación y 5 segundos para la exhalación (5-5), y se observó, como se muestra en la siguiente sección, que tanto la medida de la actividad del Sistema Nervioso Parasimpático (SNPS), como la correlación entre el ritmo respiratorio y el ritmo cardíaco, toman valores mayores con el patrón de respiración más lento, coherente con los resultados obtenidos por Mc Craty.⁽³⁾

En cuanto al Hardware y al Software, se construyó un prototipo de registrador de pulso cardíaco mediante una placa Arduino UNO y un Monitor de Ritmo Cardíaco AD8232, que utiliza el principio de ECG para su funcionamiento. Se implementó un algoritmo para la detección y cálculo de los intervalos de tiempo RR, en base a la señal analógica proveniente del sensor AD8232. El algoritmo muestrea, digitaliza y procesa la señal eléctrica, con el fin de detectar y medir de forma precisa los intervalos de tiempo entre los sucesivos pulsos R. Esta información es luego transmitida digitalmente hacia una computadora a través del puerto USB y la interfaz COM. Se utilizó además la herramienta Simulink de Matlab,⁽⁴⁾ para graficar y registrar los datos provenientes de los sucesivos ensayos, que luego alimentan el proceso de estudio (Figura 2).

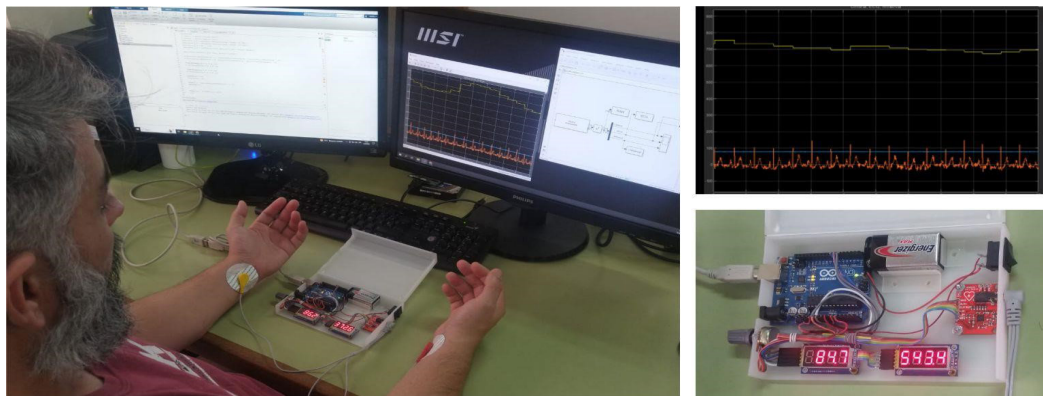


Figura 2. Prototipo de registrador de pulso cardíaco

A partir del Hardware mencionado anteriormente, se obtiene un ECG digitalizado y la secuencia de intervalos RR. Estos datos, originalmente obtenidos con Arduino, se leen en Matlab, mediante el uso de Simulink, y los resultados, que se describen a continuación, se obtienen a partir de la ejecución de programas codificados en Matlab.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para cada patrón de respiración, la señal correspondiente a la actividad cardíaca se construye el siguiente modo:

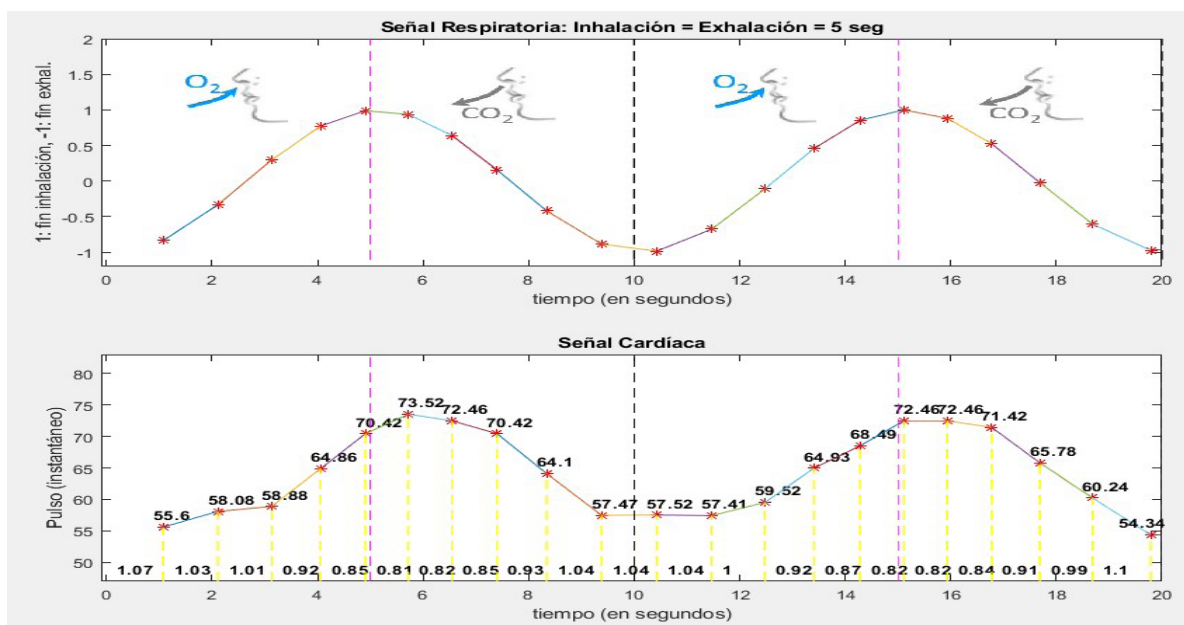


Figura 3. Análisis de las señales respiratorias y cardíacas

Sean RR_1, \dots, RR_n , los tiempos, medidos en segundos, transcurridos entre los R del ECG (1,07, 1,03, etc, en el gráfico inferior de la Figura 3). La función de la señal, se construye mediante la función $p(X_j) = 60/RR_j$, donde X_j , es la suma de los primeros intervalos R, por ejemplo, $X_2 = 1,07 + 1,03$. Técnicamente, cada valor $p(X_j)$, para un X_j específico, se denomina ‘pulso instantáneo’. Intuitivamente, tiempos RR pequeños generan pulso alto, y viceversa.

Por ejemplo, la función p , evaluada en 1,07, es = 55,6, y la función p , evaluada en $X_2 = 1,07 + 1,03 = 2,1$, es = 58,08, que es el pulso instantáneo, correspondiente al $RR_2 = 1,03$, y a medida que el intervalo RR disminuye, el pulso instantáneo aumenta.

El patrón de respiración se consigue simplemente con un reloj, o en nuestro caso, siguiendo videos que usan esos patrones respiratorios. La señal correspondiente a la actividad respiratoria, se obtiene evaluando la función $resp(X_j) = \text{seno}(\pi X_j / t)$, donde t , es igual a 3, para el patrón de respiración 3-3, y es igual a 5, para el patrón de respiración 5-5, es decir, se evalúa en los mismos puntos que la función p , correspondiente a la actividad cardíaca. La Figura 3, corresponde a los primeros 20 segundos para el caso del patrón de respiración con patrón 5-5.

En la Figura 4, la parte izquierda del gráfico corresponde a lo que técnicamente se denomina “estado no coherente”, asociado a una respiración rápida, mientras que la parte derecha del gráfico corresponde un “estado coherente”, asociado a una respiración más lenta.⁽⁵⁾

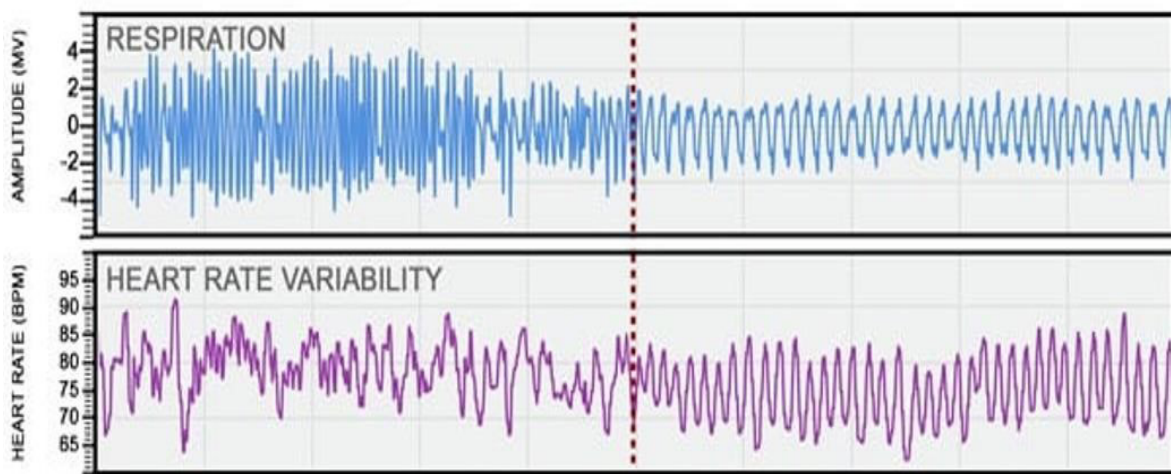


Figura 4. Análisis del patrón respiratorio

Como se puede observar, en la parte izquierda, la frecuencia de la señal respiratoria, es mayor que la frecuencia de la señal cardíaca, en términos estadísticos, no están correlacionadas (correlación cercana a 0), mientras que, en la parte derecha, las frecuencias de las dos señales son similares (estadísticamente, la correlación es cercana a 1), y en este caso, se dice que la persona adquiere “coherencia cardíaca”, o “estado coherente”.

La Figura 5, corresponde a los datos obtenidos en los primeros 60 segundos, para el caso del patrón de respiración 5-5, para uno de los autores de este artículo.

Para este patrón, la correlación es de 0,87, coherente con la parte derecha de la figura 4. Es importante recalcar, que el patrón de respiración 5-5, no necesariamente conduce a este resultado. Además del patrón de respiración que se utilice, la correlación entre la señal respiratoria y la cardíaca, depende de otros factores, relacionados con el estado de salud y el nivel de estrés. La activación crónica del sistema simpático es lo que se conoce como estrés, el cual presenta una serie de alteraciones que, obviando las explicaciones anatómicas fisiológicas, se pueden enumerar en riesgo de aumento de tensión arterial, trastornos inmunitarios, ansiedad, trastornos digestivos (gastritis, diarrea, etc.).

Es por ello que, la disminución de los niveles de estrés, se relacionan con aumento de la calidad de vida, como así también una disminución de riesgo de enfermedades relacionadas a este. La influencia de la respiración sobre el corazón, se refleja en parte, en la interacción de ambos sistemas, ya que, durante la inspiración, hay receptores pulmonares que se estimulan con el estiramiento pulmonar, produciendo un aumento en la frecuencia cardíaca durante la inspiración. El mecanismo inverso se da en la exhalación, dando consecuentemente una mayor acción parasimpática, con la prolongación de esta fase, que es uno de los pilares de las técnicas de relajación.⁽⁶⁾

La Figura 6, corresponde a los primeros 60 segundos, para el caso del patrón de respiración 3-3.

Para este patrón, la frecuencia de la señal respiratoria, es mayor que la frecuencia de la señal cardíaca, y la correlación es de -0,048 (cercana a 0), coherente con la parte izquierda de la figura 4.

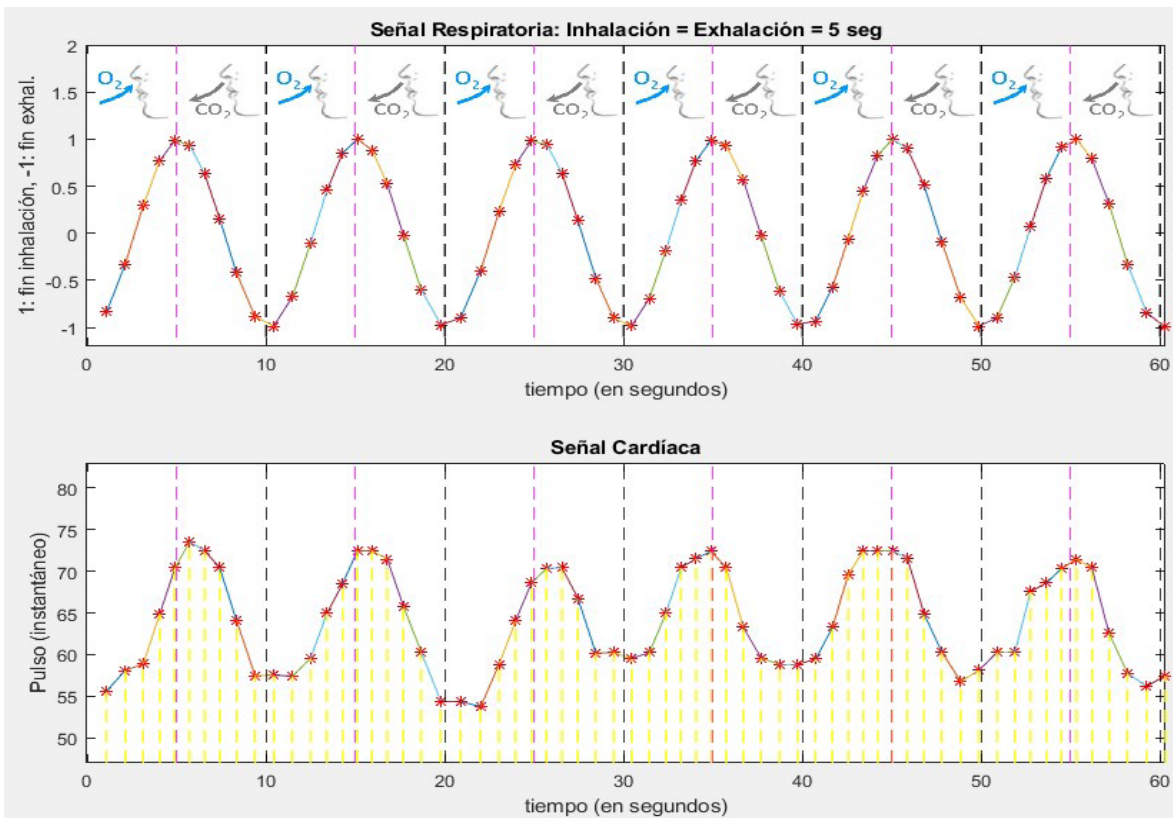


Figura 5. Análisis del patrón respiratorio

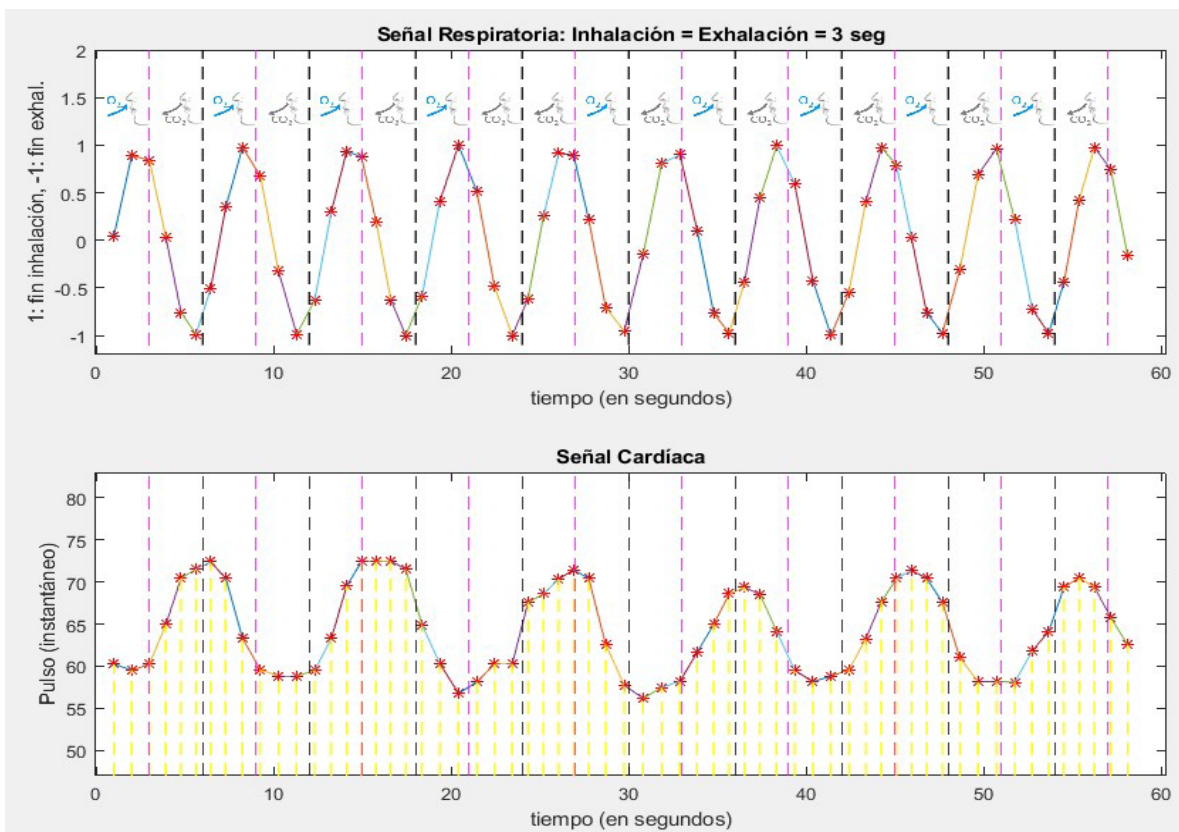


Figura 6. Análisis del patrón respiratorio

El gráfico de la figura 7, referenciado como ‘Gráfico de Poincaré’,⁽⁷⁾ se usa para encontrar métricas relacionadas con el SNPS y el Sistema Nervioso Simpático (SNS), que forman parte del Sistema Nervioso Autónomo (SNA). En el eje horizontal, se representa un tiempo RR (expresado en milisegundos), y en el eje vertical, se

representa el siguiente RR (Figura7). Por ejemplo, el 1º punto, tiene coordenadas (1070, 1030), que corresponde al $RR_1 = 1,07$ y al $RR_2 = 1,03$, de la figura 3. Notar que en la figura 3, los tiempos RR están expresados en segundos, mientras que en la figura 7, están expresados en milisegundos.

En la inhalación, la tendencia es $RR_{i+1} < RR_i$, y en ese caso, los puntos quedan ubicados por debajo de la diagonal (en donde $RR_{i+1} = RR_i$). En la exhalación, la tendencia es $RR_{i+1} > RR_i$, y en ese caso, los puntos quedan ubicados por arriba de la diagonal. Debido a que, en la exhalación, el ritmo cardíaco tiende a disminuir, o equivalentemente, el intervalo RR tiende a incrementarse, cuando la respiración cambia de inhalación a exhalación, RR tiende a incrementarse, y consecuentemente, $RR_{i+1} > RR_i$, y el punto queda ubicado por arriba de la diagonal. Ese es el caso de 6º punto, en la figura 7. Luego, los siguientes RR siguen aumentando, y mientras esto ocurre, los puntos quedan por arriba de la diagonal, y como sugiere la figura 6, los puntos van girando en sentido dextrógiro.

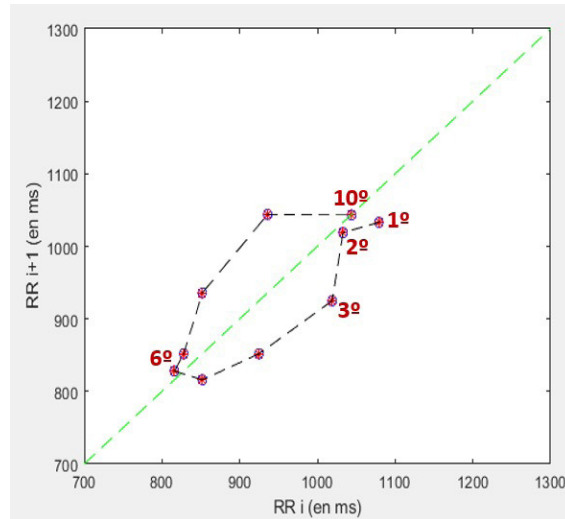


Figura 7. Gráfico de Poincaré

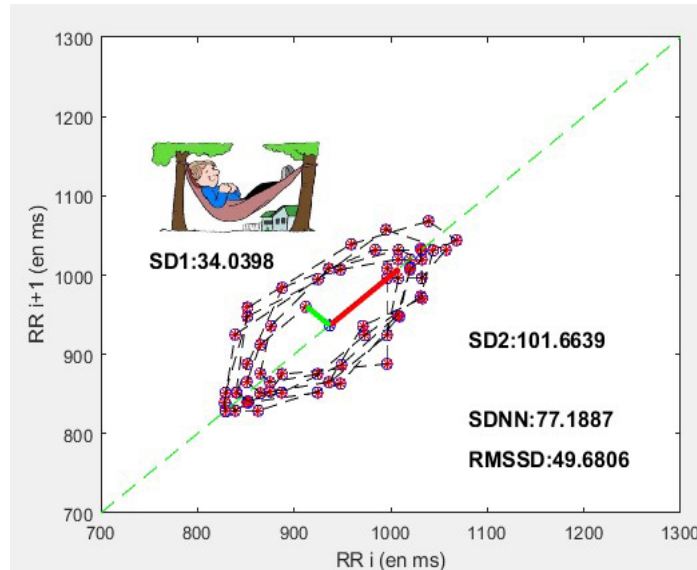


Figura 8. Gráfico de Poincaré

La Figura 8 muestra el gráfico de Poincaré, correspondiente a los primeros 60 segundos, para el caso del patrón de respiración 3-3. A partir de los puntos generados, se calculan valores asociados con la activación del SNA, y con el nivel de estrés. SDNN y RMSSD, son los estadísticos más usados, para medir la HRV.

SD1 mide la variabilidad del ritmo cardíaco en el corto plazo, y estadísticamente, es la desviación estándar de los puntos del gráfico, con respecto a la diagonal.⁽⁸⁾ En términos fisiológicos, SD1 constituye una buena aproximación a la activación del SNPS.⁽⁹⁾ SD2 mide la variabilidad del ritmo cardíaco en el corto y largo plazo, y estadísticamente, es la desviación estándar de los puntos del gráfico, con respecto a la recta perpendicular a la diagonal,⁽¹⁰⁾ que pasa por el punto, que tiene como coordenada horizontal, el promedio de las coordenadas horizontales de todos los puntos, y como coordenada vertical, el promedio de las coordenadas verticales de

todos los puntos. En términos fisiológicos, SD2 es una aproximación a la activación del SNS y del SNPS, pero está más fuertemente influenciado por la activación del SNS. La medida RMSSD, está correlacionada con SD1, mientras que SDNN está correlacionada con SD2.⁽⁸⁾

La figura 9, corresponde al gráfico de Poincaré, para los primeros 60 segundos, correspondientes al patrón de respiración 5-5.

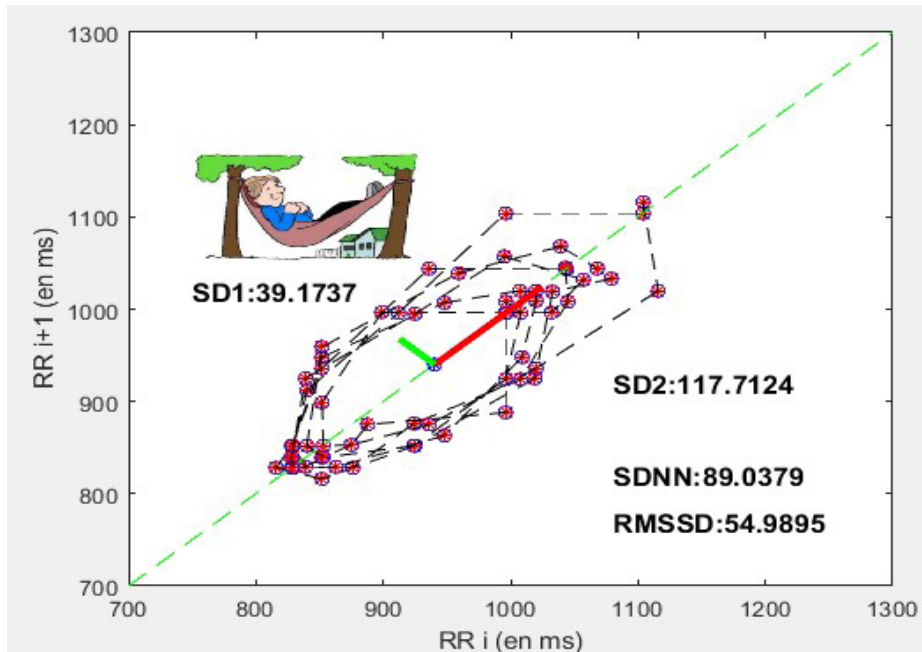


Figura 9. Gráfico de Poincaré

Las dos medidas de HRV (RMSSD y SDNN), son mayores en el caso del patrón de respiración 5-5 (Figura 9), que en el caso del patrón 3-3 (Figura 8).

Durante estrés crónico, el SNS es hiper-activado, reduciendo la actividad del SNPS (11), y reduciendo el valor de SD1 en el gráfico de Poincaré.

Si comparamos el valor de SD1 en la Figura 8 (patrón 3-3), con el valor de SD1 en la Figura 9 (patrón 5-5), observamos que SD1 para el patrón 5-5, es aproximadamente un 15 % mayor al valor de SD1 para el patrón 3-3, y debido a que SD1, es un indicador de la activación del SNPS, esto significa que, en esta medición, el patrón 5-5 activa más el SNPS que el patrón 3-3, con los beneficios descritos anteriormente.

Un aspecto importante a considerar en los gráficos de Poincaré, es la distribución de puntos, debido a que, un mayor valor para SD1 no se asocia, necesariamente, al resultado para una persona sana, que está activando adecuadamente el SNPS. Por ejemplo, los datos correspondientes al gráfico de la derecha de la figura 10, originan un valor elevado para SD1, sin embargo, el gráfico corresponde a un caso de fibrilación atrial.⁽¹²⁾

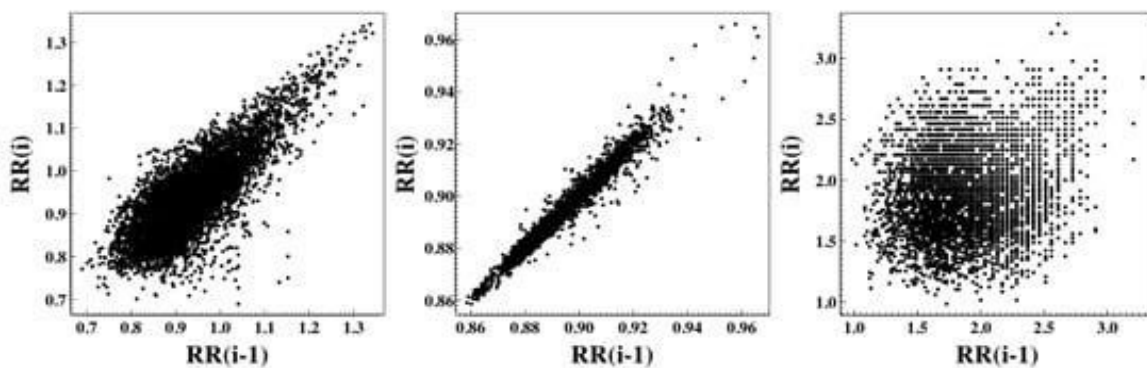


Figura 10. Análisis de valores

A partir del análisis anterior, antes de interpretar los valores que se obtienen del gráfico de Poincaré, es necesario excluir casos, como los de la Figura 10.

En las personas que padecen patologías, los puntos que se van generando en los gráficos de Poincaré, generan formas mucho más complejas.⁽¹³⁾

Tomando como base, los resultados presentados, se intenta lograr algún nivel de comprensión, del impacto de los diferentes patrones de respiración, en el nivel del estrés. Para ello, cada lector puede realizar su propia medición, con la aplicación para smartphones provista en el siguiente enlace.⁽¹⁴⁾ El resultado que arroja la misma, está normalizado en el rango que va de 1 a 100. Valores cercanos a 1, indican bajo nivel de estrés, y valores cercanos a 100, indican alto nivel de estrés. (Esta aplicación es compatible para versiones de Android 4.03, y para iOS 13.0, o posteriores. Para los celulares no compatibles, existen alternativas disponibles en internet.)

En el caso de que se verifique una medición más favorable, con el patrón de respiración más lento, el lector puede lograr mayor convicción respecto a la efectividad de estas técnicas, incentivándolo a practicar otras técnicas de respiración aún más efectivas, como, por ejemplo, inhalación durante 4 segundos, y exhalación durante 6 segundos. Aumentando el tiempo de exhalación, se intenta mayor activación del nervio vago, mayor activación del SNPS, y mayor HRV, usado como indicador del nivel de estrés.

Los beneficios que pueden obtenerse, solamente cambiando la respiración, constituyen “la punta del iceberg”. Los beneficios que los meditadores experimentados obtienen, han sido medidos de varios modos, como Resonancia Magnética Funcional, para obtener información espacial, Electroencefalograma para obtener información temporal, entre otros. Además, han sido analizados en trabajos científicos que respaldan el efecto de su práctica en la salud.⁽¹⁵⁾

CONCLUSIONES

En este estudio, se presentan resultados gráficos y numéricos que ilustran los beneficios derivados de la aplicación de un patrón de respiración específico. Estos resultados fueron obtenidos mediante el uso de hardware y software diseñados con ese propósito en mente.

A partir de la comprensión de los beneficios alcanzados mediante la adopción de un patrón respiratorio particular, se motiva al lector a experimentar el potencial transformador que esta técnica puede tener en su propio organismo. Se busca fomentar la propia experiencia en cuanto a la efectividad de estas técnicas y, a su vez, despertar el interés en explorar cambios fisiológicos más profundos que pueden ser logrados a través de prácticas de meditación más avanzadas, las cuales pueden generar un impacto significativo en la salud y en el manejo del estrés.

Por último, en todo el mundo, el estudio científico y la divulgación de este conocimiento continúan avanzando. Cada vez más investigadores muestran interés en analizar los efectos de prácticas como la meditación, el yoga o la acupuntura en la salud física y mental. Estos estudios están demostrando de manera creciente que estas técnicas tienen un impacto positivo en el bienestar de las personas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Wisner BL. The Impact of Meditation as a Cognitive-Behavioral Practice for Alternative High School Students [dissertation]. The University of Texas at Austin; 2008.
2. Thayer JF, Ahs F, Fredrikson M, Sollers JJ 3rd, Wager TD. A metaanalysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev.* 2012;36:747-756.
3. Mc Craty R. Exploring the Role of the Heart in Human Performance. *Science of the heart*, Volume 2. HeartMath Institute; 2015.
4. Mathworks. Simulink [Computer software]. Available from: <https://la.mathworks.com/products/simulink.html>
5. HeartMath Institute [Internet]. 1991 [cited 2023 Jun 25]. Available from: <https://www.heartmath.com/science/>
6. Guyton A, Hall J. *Tratado de Fisiología Médica*. 12a ed. Elsevier; 2011.
7. Nardelli M, Valenza G, Greco A, et al. Quantifying the lagged Poincaré plot geometry of ultrashort heart rate variability series: automatic recognition of odor hedonic tone. *Med Biol Eng Comput.* 2020;58:1099-1112.
8. Ciccone AB, Siedlik JA, Wecht JM, Deckert JA, Nguyen ND, Weir JP. Reminder: RMSSD and SD1 are identical heart rate variability metrics. *Muscle Nerve.* 2017;56(4):674-678.
9. Guzik P, Piskorski J, Krauze T, Schneider R, Wesseling KH, Wykretowicz A, Wysocki H. Correlations between

the Poincaré plot and conventional heart rate variability parameters assessed during paced breathing. *J Physiol Sci.* 2007;57(1):63-71.

10. Roy B, Ghatak S. Nonlinear methods to assess changes in heart rate variability in type 2 diabetic patients. *Arq Bras Cardiol.* 2013;101(4):317-327.

11. Kim HG, Cheon EJ, Bai DS, Lee YH, Koo BH. Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry Investig.* 2018;15(3):235-245.

12. Henriques T, Ribeiro M, Teixeira A, Castro L, Antunes L, Costa-Santos C. Nonlinear Methods Most Applied to Heart-Rate Time Series. A Review. *Entropy.* 2020;22(3):309.

13. Audelo E, Beristain F, Vazquez C. Nuevos Patrones de Reconocimiento Visual en el Ciclo Cardíaco. *Información tecnológica.* 2007;18(6).

14. DUMSCO, Inc. StressScan: heart rate monitor (1.2.9.5) [Mobile application]. Google Play. Available from: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.dumsco.stressscan>

15. Lutz A, Brefczynski-Lewis J, Johnstone T, Davidson RJ. Regulation of the Neural Circuitry of Emotion by Compassion Meditation: Effects of Meditative Expertise. *PLoS ONE.* 2008;3(3):e1897.

16. Henriques T, Ribeiro M, Teixeira A, Castro L, Antunes L, Costa-Santos C. Nonlinear Methods Most Applied to Heart-Rate Time Series. A Review. *Entropy.* 2020;22(3):309.

FINANCIACIÓN

Los autores no recibieron financiación para el desarrollo de la presente investigación.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

CONTRIBUCIÓN DE AUTORÍA

Conceptualización: Dario R. Carestia, Andres F. Beltran, Francisco Cerdera, Marta L. Sanchez, Francisco Ibáñez.

Investigación: Dario R. Carestia, Andres F. Beltran, Francisco Cerdera, Marta L. Sanchez, Francisco Ibáñez.

Metodología: Dario R. Carestia, Andres F. Beltran, Francisco Cerdera, Marta L. Sanchez, Francisco Ibáñez.

Redacción - borrador original: Dario R. Carestia, Andres F. Beltran, Francisco Cerdera, Marta L. Sanchez, Francisco Ibáñez.

Redacción - revisión y edición: Dario R. Carestia, Andres F. Beltran, Francisco Cerdera, Marta L. Sanchez, Francisco Ibáñez.