

# **ESTIMACIÓN DEL ESTRÉS POR MEDIO DE LA ENTROPÍA DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA Y LA RESPUESTA GALVÁNICA DE LA PIEL**

*ESTIMATION OF STRESS THROUGH ENTROPY OF VARIABILITY OF CARDIAC FREQUENCY AND GALVANIC SKIN RESPONSE*

**Joel Ricardo Jiménez Cruz**

Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, México  
*jcjr@xanum.uam.mx*

**Mario Aláin González Rivera**

Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, México  
*jcjr@xanum.uam.mx*

**Recepción:** 22/octubre/2019

**Aceptación:** 23/noviembre/2019

## **Resumen**

El estrés es una de las variables más representativa de las enfermedades de la sociedad moderna. Su evaluación y tratamiento es de vital importancia para disminuir su incidencia dañina en la población. En este trabajo se analiza y se concluye que la variabilidad de la frecuencia cardíaca y de la respuesta galvánica de la piel son apropiadas para evaluar el nivel de estrés en jóvenes universitarios, utilizando la inspección visual, un tratamiento estadístico clásico y un análisis no lineal (en particular, la entropía muestral). En las diferentes secciones de este documento se describen el registro y adquisición de las señales, el protocolo de inducción de estrés con variables controladas de laboratorio, el análisis estadístico y los resultados obtenidos que permiten observar y diferenciar los niveles de estrés de los estados de calma. Finalmente se comentan y discuten los hallazgos y experiencias encontradas con respecto a la evaluación del estado de una persona ante estímulos estresantes.

**Palabras Claves:** Entropía muestral, estimación del estrés, respuesta galvánica de la piel, variabilidad de la frecuencia cardíaca.

## **Abstract**

*Stress is one of the most representative variables of the diseases of modern society. Its evaluation and treatment is of vital importance to reduce its harmful incidence in the population. This paper analyzes and concludes that the variability of the heart rate and the galvanic response of the skin are appropriate to assess the level of stress in university students, using visual inspection, a classic statistical treatment and a non-linear analysis (in particular, the sample entropy). In the different sections of this document, the registration and acquisition of the signals, the stress induction protocol with controlled variables of the laboratory, the statistical analysis and the obtained results that allow observing and differentiating the stress levels of the calm stages are described. Finally, the findings and experiences found in relation to the evaluation of a person's state in the face of stressful stimuli are commented and discussed.*

**Keywords:** *Galvanic skin response, Heart rate variability, Sample entropy, Stress estimation.*

## **1. Introducción**

El estrés es uno de los mecanismos autónomos del cuerpo humano que es muy útil para adaptarse a las distintas exigencias físicas o químicas del medio ambiente, pero la exposición frecuente o prologada a él puede desencadenar o empeorar algunas patologías. Incluso el estrés crónico conduce a daños y enfermedades a nivel de ADN. Este daño al ADN inducido por el estrés promueve el envejecimiento prematuro, abortos involuntarios y cáncer [De Luca, 2011].

La Organización Internacional del Trabajo (OIT) reconoció que el estrés puede ocasionar emociones negativas, a la angustia, a la depresión e incluso al suicidio. En México, informes recientes de la Secretaría de Salud reportan que el 75% de los trabajadores mexicanos padecen estrés laboral, el cual provoca 25% de los 75 mil infartos que se presentan cada año en el país [Escobar, 2015], [Unidad de comunicación del INSP, 2017].

Debido a la gran cantidad de patologías que se derivan de altos índices de estrés en la sociedad moderna, su estudio científico ha ido en aumento y se ha orientado

a tratar de encontrar técnicas para la medición, evaluación y monitorización de los factores que lo desencadenan con el fin de tratar de identificarlos y disminuirlos [Panicker, 2019].

La medición del estrés no es sencilla de realizar debido a su carácter subjetivo, pues cada persona tiene una respuesta diferente, tanto psicológica como fisiológica, al mismo estresor [Barbosa, 2010]. El estrés se ha estimado utilizando diferentes técnicas como la medición de la concentración de cortisol en saliva, el reconocimiento facial a partir de videos o la identificación de patrones de voz [Sierra, 2011].

En trabajos previos se han inferido estados de estrés por medio de la variabilidad de algunas señales biomédicas como el electrocardiograma (ECG), la respuesta galvánica de la piel (GSR, por sus siglas en inglés), la temperatura corporal (TC), la actividad eléctrica muscular (EMG) y la concentración de hormonas de cortisol y prolactina (CH) [De Luca, 2004], [Acevedo, 2001], [Sierra, 2011].

Sin embargo, se ha encontrado que la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) y la GSR son las señales biomédicas que reflejan de mejor manera los estados de estrés [Healey, 2013], [Acevedo, 2001], [Weippert, 2014].

El análisis de la ECG y GSR se ha utilizado como un método de diagnóstico complementario en el caso de fobias, ansiedad, estrés, cólera, presión arterial alta, entre otros, y también como un proceso de bioalimentación que puede contribuir a inducir un estado de relajación en las personas [Ahuja, 2003].

Los métodos de la entropía aproximada (ApEn) y de la entropía muestral (SampEn) han resultado ser muy efectivos para evaluar diversos estresores por medio de estas señales fisiológicas [Cheema, 2019], [Tanev, 2014], [Picó, 2014], [Anischenko, 2001]. Se puede afirmar que la ApEn de la VFC es muy sensible a la duración del ECG, presentado diferencias significativas entre registros cortos y largos, mientras que la SampEn muestra una mayor consistencia [Joshua, 2000], [Richman, 2000], [Schubert, 2010], [Cárdenas, 2016]. ApEn se utiliza normalmente para hallar regularidades [Anischenko, 2001; Mellino, 2011] y SampEn se aplica para estimar la entropía cuando el proceso es más aleatorio [Picó, 2014], [González, 2010], [Joshua, 2000].

En las diferentes secciones de este documento se describe el registro y el protocolo para la adquisición de las señales. Se analizan la VFC y la GSR ante estímulos estresantes a través de estadística clásica y análisis no lineal. Se observa que la evaluación del nivel de estrés se puede realizar en forma personalizada, ponderando de manera particular la respuesta que cada individuo tiene ante al mismo estresor en contextos y circunstancias similares. Se comentan y discuten los hallazgos encontrados con respecto al uso de la entropía.

## 2. Métodos

Con la información recabada en el presente artículo se observó que los estudios previos muestran que el uso de las señales biomédicas ha sido efectivo para diferenciar entre estados de reposo y estados de estrés, coincidiendo en indicar que las señales de GSR y VFC son las que se encuentran mayormente correlacionadas con los procesos estresantes [Healey, 2013], [Sierra, 2011]. En particular, estudios recientes demuestran que los intervalos RR (tiempo entre los picos más altos de la señal de ECG) disminuyen estadísticamente durante el estrés y son capaces de detectarlo [Castaldo, 2019].

Como se ha comentado, ApEn y SampEn son medidas de la entropía que estiman la complejidad de las señales y se usan ampliamente en el análisis de la VFC [Cárdenas, 2016], [Humeau, 2018]. En este trabajo se escogió el algoritmo SampEn para determinar el nivel de estrés en función de la VFC y de la GSR, porque como ya se comentó muestra una mayor consistencia ante registros cortos y largos y cuando las señales presentan una mayor aleatoriedad.

En la ecuación 1 se muestra la fórmula para  $SampEn(m, r, N)$  como el logaritmo natural negativo de la probabilidad condicional de que dos vectores de  $m$  puntos permanezcan similares en el siguiente punto, sin incluir las coincidencias entre sí en el cálculo de la probabilidad.

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \left[ \frac{A(r)}{B(r)} \right] \quad (1)$$

El parámetro  $N$  es la longitud de la serie de tiempo,  $m$  es la longitud de los vectores que se compararán,  $r$  es la tolerancia para aceptar coincidencias,  $A$  es el número

de pares de vectores  $X$  para  $m$  puntos que satisfacen la condición  $d [X_m(i), X_m(j)] \leq r$ , y  $B$  es el número de pares de vectores  $X$  para  $m + 1$  puntos. Por lo tanto, un valor bajo de SampEn refleja un alto grado de regularidad [Bakhchina, 2018].

En este trabajo, se sugiere estimar un índice personalizado  $E_p$  del estrés tomando en cuenta que la manifestación de éste en cada individuo es única, y es debida a múltiples factores tanto de índole interna como externa del sujeto. Este índice se puede calcular a partir de una ponderación de la forma  $E_p = (a) (VFC) + (b) (GSR)$ , donde  $a$  y  $b$  son factores que dependen del cálculo de SampEn en un grupo de sujetos que caracterizan a las señales.

### **Protocolos para la Identificación de Estrés y Calma**

A continuación, se describe las acciones que se realizaron para identificar y reconocer estados de estrés y de calma en una población estudiantil de la Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México:

- Protocolo de calibración, ajustes de parámetros de adquisición y pruebas preliminares realizadas con los módulos GSR y ECG del equipo de Biopac® y el software AcqKnowledge®
- Explicación a los sujetos de los protocolos experimentales para la inducción de estrés y reposo.
- Obtención de la línea base de las señales cuando los sujetos se encuentran en el estado de reposo.
- Captura de las señales de GSR y ECG en estrés y en reposo.
- Ejecución de los programas realizados en Matlab® para:
  - ✓ Determinar los intervalos RR consecutivos y así obtener la VFC a partir del ECG.
  - ✓ Obtener parámetros estadísticos lineales.
  - ✓ Obtener la entropía muestral de las señales correspondientes al estado de reposo y durante la inducción de estrés.
  - ✓ Encontrar una tendencia media para inferir los índices de ponderación de las señales.

## Adquisición de las Señales de ECG y GSR

La adquisición y digitalización de las señales se realizó por medio de los módulos EDA100C y ECG100C del sistema Biopac®. Para la visualización de las señales se utilizó el software AcqKnowledge®. En la tabla 1 se muestran los parámetros de calibración estándar del equipo que se utilizan normalmente para las adquisiciones de las señales; las ganancias (GAIN), las frecuencias de corte de los filtros paso bajas LP y paso altas HP, frecuencias de muestreo Fm y tiempo de adquisición Ta.

Tabla 1 Parámetros de calibración de los módulos del equipo Biopac®.

GSR		ECG	
GAIN	2 $\mu$ S/V	GAIN	1000
LP	10 Hz	MODE	NORM
HP-0.5	DC	LP	150 Hz
HP-0.05	DC	HP	0.05 Hz
Fm	250 Hz	Fm	1000 Hz
Ta	10 min	Ta	10 min.

Para el registro de las señales de ECG se utilizó la derivación II que permite detectar de mejor manera los picos R (valores más altos de la señal de ECG) y obtener la VFC. Para el registro de la GSR se utilizaron los dedos índice y medio de la mano derecha.

Durante las pruebas preliminares se probaron los protocolos de adquisición que toman en cuenta diversos factores externos como la posición del cuerpo, el medio ambiente, el nivel de actividad física y mental antes de la adquisición, la condición respiratoria y condiciones de la propia adquisición. Por estas razones se tomaron precauciones especiales como realizar la adquisición de las señales a la misma hora del día y en una posición en la que el sujeto esté sentado tras un tiempo de adaptación y aclimatación del ambiente de al menos 10 minutos.

Se registraron las señales en un grupo de 16 personas; 8 mujeres y 8 hombres con edades entre 20 y 40 años. Se adquirieron las señales de ECG y GSR en reposo por persona y en estrés, dando un total de 4 señales por persona. Por lo tanto, se obtuvieron 64 segmentos de señales distintas. En el estado de reposo  $X_i^j$  el índice  $j$  hace alusión al sujeto  $j$ -ésimo ( $j = 1, 2, 3, \dots, 16$ ) y el subíndice  $i$  hace referencia a

una de las 2 señales ( $i = 1$  es ECG;  $i = 2$  es GSR). Para las señales adquiridas durante la inducción de estrés se agregará el subíndice “e”, quedando:  $X_{i,e}^j$

Por ejemplo:  $X_1^{13}$  denotará la señal de ECG ( $i = 1$ ) en reposo para el sujeto 13 ( $j = 13$ ) y  $X_{2,e}^7$  indicará la señal adquirida de la GSR ( $i = 2$ ) durante la inducción de estrés con sub-índice e del sujeto 7 ( $j = 7$ ).

A los sujetos de pruebas se les pidió que respondieran un cuestionario de exclusión considerando los siguientes aspectos:

- Imposibilidad para la realización integral de los test o pruebas.
- Relato de problemas cardiorrespiratorios.
- Problemas visuales o auditivos sin corrección.
- Utilización de drogas que pudiesen comprometer las funciones cognitivas.
- En el caso de las mujeres, no estar bajo periodo de menstruación.

A los sujetos de prueba (los que no se hayan excluido) se les indicó que se abstuvieran de ingerir café, bebidas energéticas o alcohol una noche antes.

El registro se realizó por parejas del mismo sexo, se les sentó frente al equipo de registro por 10 minutos para aclimatarse al ambiente del laboratorio y se registraron las señales de ECG y GSR durante 15 minutos, así se tomaron las señales en reposo ( $X_i^j$ ) a las 8 distintas parejas, luego se dejaron pasar algunos minutos más y se comenzó con el test de inducción de estrés por aproximadamente 30 minutos. En este intervalo se registraran 10 minutos de señales bajo estrés ( $X_{e,i}^j$ ).

### **Protocolo para la Inducción de Estrés y Registro de las Señales**

El protocolo para la inducción de estrés se realizó en parejas del mismo sexo y consistió en el desarrollo de varias actividades: inicialmente las parejas juegan un videojuego en la computadora por 20 minutos que se ha identificado en la literatura como difícil, desquiciante y estresante [Tejeiro, 2009]. Este juego consiste en dirigir, por medio del ratón de la computadora, una burbuja hasta un hueco con una especie de trampolín con imán, si la burbuja toca algún borde o se cae, se pierde. Este juego demanda mucha concentración y paciencia. Después de haber hecho varios

intentos, la experiencia de jugarlo resulta desesperante. El propósito del juego es concentrar la atención de los individuos a una tarea específica, de manera que resulte difícil atender a otra tarea.

Después del videojuego, se les pide a los individuos que paren de jugar y que comiencen a recitar el abecedario de manera inversa. En ese momento se adquirieron las señales por 10 minutos; uno de los sujetos comenzó por la letra “z”, lo más rápido que pudiera y el otro sujeto continuó con la “y”, así hasta llegar a la letra “a”. Se estuvo “apresurando” a los sujetos para que dijeran la letra que les correspondía con la intención de ejercer en ellos “presión psicológica”. Cuando se terminó el abecedario se le pidió a un miembro de la pareja que pensara en el número 473 y que le restara el 7, en seguida al otro miembro de la pareja se le pidió que restara 7 a la cantidad resultante que el primer miembro había dicho, o sea, 466; Esto resulta en restas consecutivas e intercaladas de 7 en 7 iniciando en 473. Así se continuó por 10 minutos. El hecho de que se haga el test de inducción de estrés en parejas del mismo sexo estimula el sentido de la competitividad y la premura por responder se torna desesperante. Esta situación hizo que el estrés inducido fuera más apegado a una situación de estrés real [García, 2011], [Moya, 2001].

### **Procesamiento de las Señales**

Con el fin de identificar el estrés en la población, se realizaron dos tipos procesamientos a las señales de ECG y GSR; un tratamiento estadístico lineal que se reporta con amplitud en [González, 2016] y en [González, 2018] y un tratamiento no lineal a partir del cálculo de la entropía de las señales que es el motivo del presente trabajo.

Para obtener la entropía del ECG, primeramente, se obtienen los intervalos RR de la señal cardíaca. En la figura 1 se muestra la señal ECG original y los pasos para detectar los picos R de un sujeto masculino bajo estrés. Se obtuvo un vector de 600000 valores con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, durante 600 segundos. Por otro lado, la señal de GSR se filtró para eliminar artificios de ruido del ambiente y movimientos del sujeto de prueba y posteriormente se promedió. La figura 2



muestra la señal de GSR durante el episodio de estrés antes y después de ser filtrada.

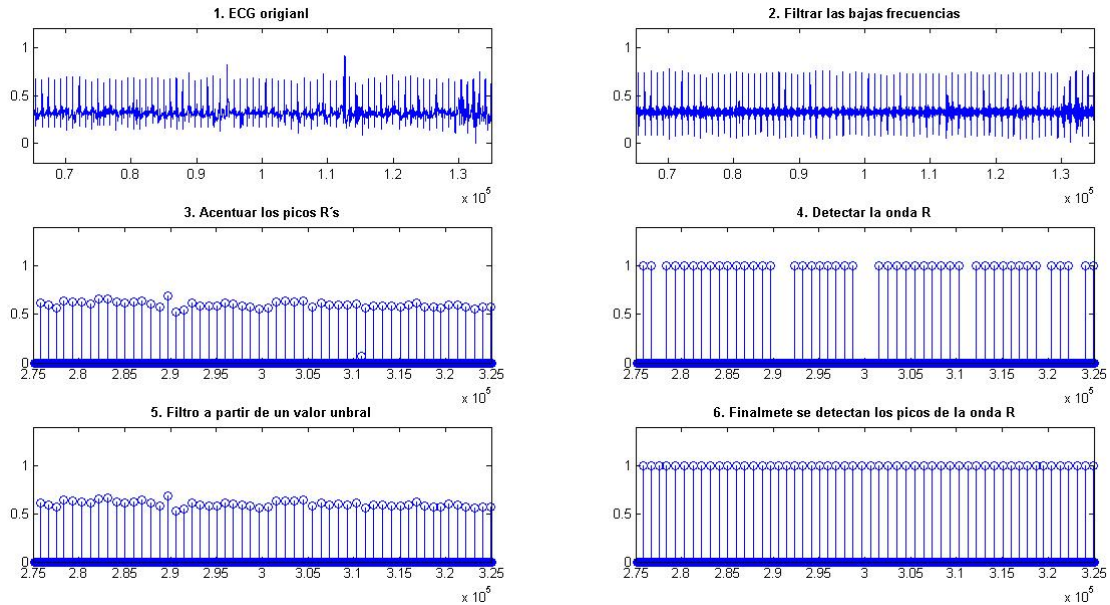


Figura 1 Obtención de frecuencia cardiaca a partir del ECG.

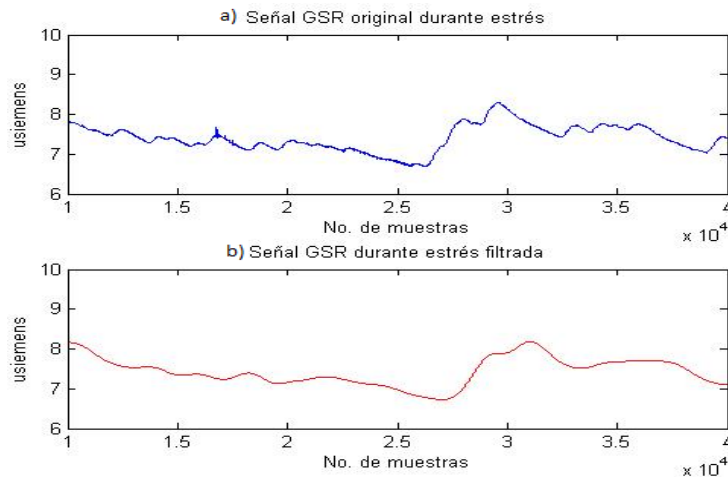


Figura 2 La señal GSR con estrés sin filtrado y filtrada.

### 3. Resultados

Los resultados del estudio actual sugieren que el análisis no lineal de la VFC y la GSR es efectivo para detectar automáticamente condiciones de reposo y de estrés en una población estudiantil. En la parte superior de figuras 3a y 3c se muestran los

registros de las señales GSR y ECG del sujeto femenino S5 y abajo (figura 3b y 3d), la del sujeto masculino S12. Los trazos en azul corresponden al estado en reposo y los rojos al estado durante la inducción de estrés.

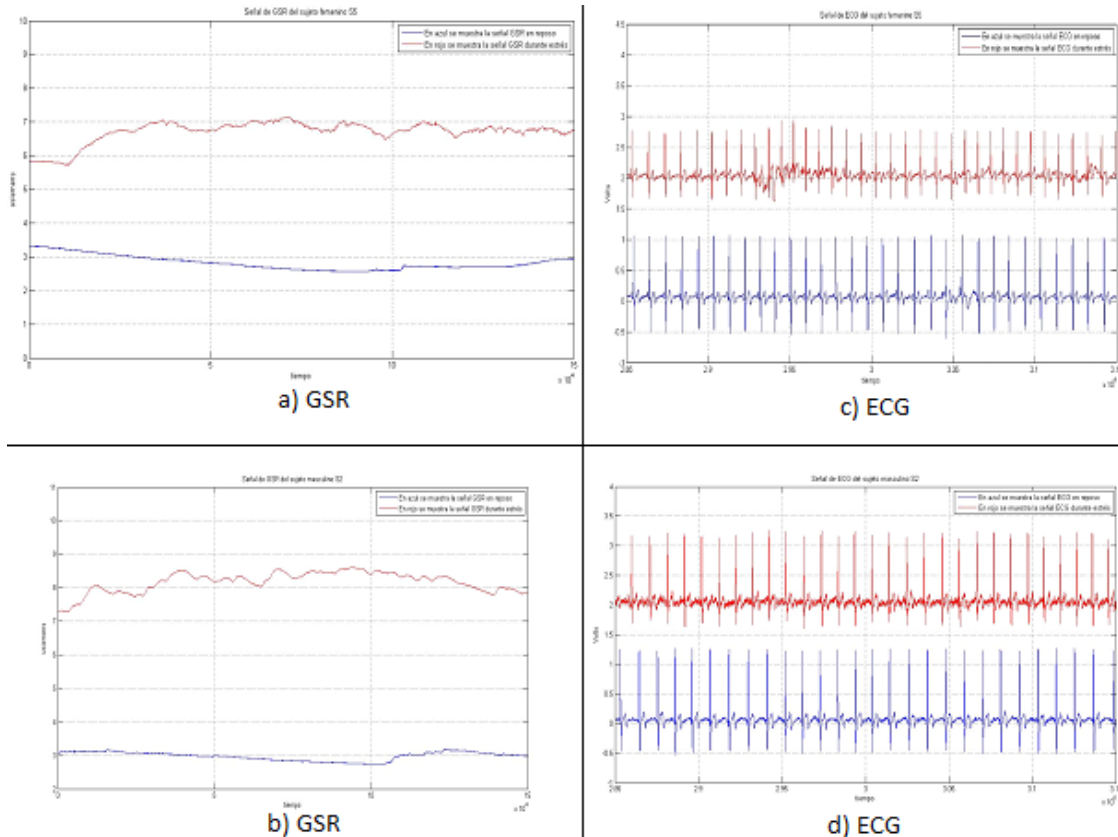


Figura 3 Trazos representativos de la población estudiantil GSR y ECG.

En la tabla 2 se documentan los valores de la frecuencia cardiaca y el promedio de GSR, durante reposo e inducción de estrés, y la relación estrés/reposo que indica si la prueba de inducción generó estrés en los 16 sujetos.

Los primeros ocho sujetos (S1 al S8) son femeninos, y del S9 al S16 son masculinos. La última fila muestra que la desviación estándar de la señal de la frecuencia cardiaca es menor que la de la GSR. En 75% de los casos de la frecuencia cardiaca y en el 93.75% de la GSR (aunque la desviación estándar es mayor) se determinó la existencia de estrés en los sujetos.

En la tabla 3 se documentan los valores promedios de las señales por condición y por género (Masculino M y Femenino F). Los promedios indican que tanto la GSR

como la frecuencia cardiaca determinan bien si los sujetos se encuentran estresados.

Tabla 2 Frecuencia cardiaca y GSR antes y después de la inducción de estrés.

Sujeto de prueba	Frecuencia Cardiaca [bpm]			GSR [usiemens]		
	Reposo	Estrés	Estrés/Reposo	Reposo	Estrés	Estrés/Reposo
S1	70.189	77.967	<b>1.111</b>	6.030	9.416	<b>1.561</b>
S2	89.168	99.976	<b>1.121</b>	4.766	5.689	<b>1.193</b>
S3	73.642	81.479	<b>1.107</b>	2.262	6.555	<b>2.501</b>
S4	90.007	88.002	<b>0.978</b>	9.389	14.470	<b>1.591</b>
S5	66.602	69.978	<b>1.050</b>	12.205	14.558	<b>1.192</b>
S6	65.784	72.055	<b>1.095</b>	2.799	6.271	<b>2.246</b>
S7	73.177	79.384	<b>1.084</b>	8.721	5.500	<b>0.630</b>
S8	65.310	70.535	<b>1.080</b>	7.668	9.697	<b>1.264</b>
S9	71.150	76.715	<b>1.078</b>	5.212	8.676	<b>1.664</b>
S10	58.770	63.650	<b>1.083</b>	0.558	6.463	<b>11.582</b>
S11	82.177	79.828	<b>0.971</b>	3.283	6.076	<b>1.850</b>
S12	72.456	79.734	<b>1.100</b>	6.248	9.477	<b>1.517</b>
S13	53.807	59.730	<b>1.110</b>	2.957	8.035	<b>2.717</b>
S14	85.098	73.784	<b>0.867</b>	8.308	10.021	<b>1.206</b>
S15	71.642	65.219	<b>0.910</b>	6.938	19.692	<b>2.838</b>
S16	83.508	87.812	<b>1.052</b>	8.446	10.380	<b>1.229</b>
Desviación Estándar			<b>0.077</b>	Desviación Estándar		<b>2.550</b>

Tabla 3 Promedio de las señales de Masculino (M) y Femenino (F).

ECG [bpm]				GSR [usiemens]			
Reposo		Estrés		Reposo		Estrés	
M	F	M	F	M	F	M	F
72.326	74.235	73.309	79.922	5.244	6.730	9.853	9.020

En la tabla 4 se muestra el promedio total de los 16 sujetos de prueba, por señal y por condición. Los valores de los promedios de la frecuencia cardiaca y de GSR son mayores en los estados de estrés que en reposo, lo que indica que el estrés está presente en los sujetos.

Tabla 4 Promedio de las señales de todos los sujetos.

ECG [bpm]		GSR [usiemens]	
Reposo	Estrés	Reposo	Estrés
73.280	76.616	5.987	9.436

En la tabla 5 se presentan los cálculos de la entropía, considerando la siguiente anotación;  $E_i^j$  será la entropía de la señal  $i$ -ésima ( $i=1$  es FC;  $i=2$  es GSR) en reposo del sujeto  $j$ -ésimo ( $j=1, 2, 3, \dots, 20$ ) y  $E_{i,e}^j$  para la entropía de la señal  $i$ -ésima durante la inducción de estrés del sujeto  $j$ -ésimo.

Tabla 5 Entropía de la VFC y GSR y relación durante estrés/antes de estrés.

Sujeto	$E_{1,e}^j$	$E_1^j$	$C_1^j = \frac{E_{1,e}^j}{E_1^j}$ (FC)	$E_{2,e}^j$	$E_2^j$	$C_2^j = \frac{E_{2,e}^j}{E_2^j}$ (GSR)
S1	0.0086	0.0190	<b>0.453</b>	2.446e-4	0.0013	<b>0.245</b>
S2	0.0067	0.0093	<b>0.720</b>	3.522e-6	0.0018	<b>0.002</b>
S3	0.0056	0.0083	<b>0.675</b>	5.129e-4	5.323e-4	<b>0.964</b>
S4	0.0039	0.0265	<b>0.147</b>	0.0064	0.0173	<b>0.370</b>
S5	0.0735	0.3382	<b>0.217</b>	0.0018	6.753e-4	<b>2.665</b>
S6	0.0151	0.0722	<b>0.209</b>	0.0012	3.078e-4	<b>3.889</b>
S7	0.0085	0.0185	<b>0.459</b>	4.464e-4	NaN	<b>1.242</b>
S8	0.1276	0.1984	<b>0.643</b>	9.833e-4	8.966e-4	<b>1.097</b>
S9	0.0124	0.2031	<b>0.061</b>	0.0023	0.0046	<b>0.500</b>
S10	0.0106	0.0314	<b>0.0338</b>	5.461e-4	4.255e-4	<b>1.283</b>
S11	0.0029	0.0079	<b>0.367</b>	0.0016	4.801e-4	<b>3.332</b>
S12	0.0124	0.2031	<b>0.610</b>	0.0012	0.0083	<b>0.145</b>
S13	0.0231	0.0270	<b>0.856</b>	7.863e-4	2.878e-4	<b>2.732</b>
S14	0.0783	0.2863	<b>0.273</b>	0.0000	0.0050	<b>0</b>
S15	0.1311	0.1562	<b>0.839</b>	0.0023	0.0018	<b>1.278</b>
S16	0.168	0.673	<b>0.250</b>	0.0019	0.0036	<b>0.528</b>
Desviación Estándar			<b>0.271</b>	Desviación Estándar		<b>1.223</b>

En la ecuación 2 se utiliza el cociente “durante estrés/antes de estrés” para comparar los cambios en entropía [Lake, 2002].

$$C_i^j = \frac{E_{i,e}^j}{E_i^j} \quad (2)$$

$C_i^j$  es el resultado de comparar las entropía  $E_{i,e}^j$  vs  $E_i^j$ . Por ejemplo,  $C_2^{16}$  es el resultado de comparar los resultados de la entropía de la señal  $GSR(i = 2)$  del sujeto 16 ( $j = 16$ ).

Nótese que siempre se comparan señales de VFC y GSR en las mismas condiciones de reposo y estrés del mismo sujeto que es control de sí mismo, o sea,

los pares de señales ( $E_i^j$  y  $E_{i,e}^j$ ). La última fila de la tabla muestra la desviación estándar de los cocientes  $C_i^j$ .

En estos resultados se observa que los individuos responden de manera diferente y por ello es necesaria la medición personalizada del estrés tomando en cuenta las reacciones diferentes de cada individuo a estímulos, condiciones y circunstancias estresantes similares en el medio ambiente. En este sentido se propone, para un trabajo futuro, el uso de la ecuación 3 como una forma de evaluar el estrés de manera individual en base a la población estudiada y con respecto al cociente “durante estrés/antes de estrés” de cada una de las señales.

$$E_j = a * C_1^j + b * C_2^j \quad (3)$$

Debido a que la desviación estándar cuantifica la dispersión de los datos con respecto a la media, se propone calcular los índices “a” y “b” como el inverso de la desviación estándar. De esta manera, la función queda expresada en ecuación 4.

$$E_j = \frac{1}{0.271} C_1^j + \frac{1}{1.223} C_2^j \quad (4)$$

#### 4. Discusión

Aun cuando la medición fisiológica del estrés se puede realizar por medio de varias señales importantes, de acuerdo a la investigación documental realizada, por un lado, y a los resultados obtenidos, por el otro, pudimos comprobar que las señales de ECG y GSR son apropiadas para identificar el estrés. La inspección visual y el tratamiento estadístico lineal y no lineal de las señales han podido diferenciar estados de reposo y estrés en los sujetos de prueba.

La entropía es un factor que determina variaciones o regularidades en las señales estocásticas. Es por ello que resulta muy útil en la evaluación del estrés en base a las señales de VFC y GSR. En la tabla 6 se puede observar que en el sujeto S14, la medida de la entropía de la GSR es igual a cero lo que indica que su nivel de estrés se mantiene constante.

El valor de la VFC mostró un aumento durante el estrés en más del 70% de los sujetos de prueba, mientras que su entropía disminuyó, lo que permite diferenciar

de manera adecuada estados de reposo y niveles de estrés. En la señal de GSR hubo un aumento en su amplitud debido al estrés en más del 90% de los sujetos de prueba.

En la tabla 2 se observa que la tendencia media de la frecuencia cardiaca y GSR aumentó en la mayoría de los casos y este resultado está en concordancia con [Sierra, 2011]. Se observó que algunos valores de la frecuencia cardiaca no aumentaron después de inducir estrés, este comportamiento atípico se puede ver en los individuos S4, S11, S14 y S15. De los individuos S11, S14 y S15 no se conocen las causas de manera concreta, pero se puede conjeturar que estos individuos trabajan bien bajo estrés. Del individuo S4 se puede decir que era el único sujeto que estaba lactando. Esta condición de lactancia se puede incluir en futuros trabajos como parámetro de exclusión para elegir a los sujetos de prueba o para afinar el análisis estadístico para que también se pueda analizar el nivel de estrés en estas condiciones particulares. En el caso de la señal de GSR, todos los sujetos aumentaron su nivel de estrés durante la fase de inducción. Este resultado es consistente con lo encontrado por [Healey, 2013] y [Pincus, 1991].

El individuo S2, tiene un comportamiento que destaca; su señal de frecuencia cardiaca es elevada aún en reposo y se eleva casi hasta 100 bpm, su señal GSR cambia en menos de una unidad y de hecho fue el que menos cambió con respecto a la población de estudio.

En la tabla 3 se observa que la señal de GSR tuvo un cambio más significativo que la señal de la frecuencia cardiaca. De la tabla 2 se nota que los promedios de frecuencia cardiaca son muy similares, sin embargo, el promedio de la señal de frecuencia cardiaca durante estrés es mayor en mujeres. Con la señal de GSR pasa lo contrario; el valor promedio es ligeramente mayor en hombres. Los promedios en reposo de la tabla 2 son consistentes con los reportados en la literatura.

## **5. Conclusiones**

El estrés permite a los seres humanos afrontar diversas situaciones de la vida cotidiana. Sin embargo, cuando es prolongado o de gran intensidad puede provocar afecciones o trastornos que afectan negativamente tanto a los individuos como a la

sociedad. La investigación sobre el estrés tiene una amplia gama de beneficios para mejorar el comportamiento personal, el aprendizaje y la productividad en el trabajo. Es por ello de vital importancia poder medir y prevenir la ocurrencia negativa de sus efectos.

En este trabajo se ha medido la irregularidad de la frecuencia cardíaca y la respuesta galvánica de la piel, por medio de SampEn. Los resultados han demostrado que SampEn disminuye bajo condiciones de estrés. Estos resultados están acordes con la hipótesis de que las irregularidades en las señales reflejan procesos de organización del comportamiento adaptativo dirigido a un objetivo [Bakhchina, 2018].

En la disminución del estrés, la retroalimentación del estado del sujeto juega un papel muy importante y este se puede llevar a cabo utilizando las técnicas de medición del estrés revisadas en este trabajo [Bersak, 2001].

En estudios actuales se detectan los niveles de estrés de las personas en su vida diaria [Ekiz, 2019]. Los datos se recopilan utilizando teléfonos celulares y dispositivos vestibles (wearables) como Fitbit, Sony Smartband, Samsung Galaxy Gear S3 o Empática E4.

Con la aparición de estos dispositivos portátiles inteligentes no intrusivos se puede detectar el estrés en las actividades cotidianas. Por ejemplo, [Can, 2019] desarrollaron un sistema automático ambulatorio para detectar el estrés utilizando la actividad del corazón, la conductancia de la piel y las señales de un acelerómetro durante un concurso de programación algorítmica.

Actualmente, también se está utilizando la señal de fotopleletismografía y la variabilidad de la frecuencia del pulso para evaluar el nivel de estrés [Zangróniz, 2018].

## **Agradecimientos**

Se agradece el préstamo del equipo de adquisición al Laboratorio de Ingeniería Biomédica de la UAM-I y a la pasante en Ingeniería Biomédica Faviola Crisóstomos por el apoyo en el registro de las señales.

## 6. Bibliografía y Referencias

- [1] Acevedo, M., De Luca P. A. (2001). Sistema de medición de estrés. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. Volumen 22, 20-25.
- [2] Ahuja, D., Agarwal, K., Mahajan, M., Mehta H. y Kapadia, N. (2003). GSR and HRV: its application in clinical diagnosis. *Proceedings of the 16th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*.
- [3] Anischenko, S., Igosheva, B., Pavlov, N., Khovanov A. y Yakusheva A. (2001). Comparative Analysis of Methods for Classifying the Cardiovascular System's States Under Stress. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. No. 2, 460-481.
- [4] Bakhchina, A.V.; Arutyunova, K.R.; Sozinov, A.A.; Demidovsky, A.V.; Alexandrov, Y.I. (2018). Sample Entropy of the Heart Rate Reflects Properties of the System Organization of Behaviour. *Entropy*, 20, 449.
- [5] Barbosa, D., Prada, A., Clanner, M., De Toledo, O., Córdova, C. (2010). "Respuesta Cardiovascular al Stroop: Comparación entre test Computarizado y Verbal". *Publicación de la Sociedad Brasileña*.
- [6] Bersak, D., McDarby, G., Augenblick, N., McDarby, P., McDonnell, D. y McDonal, B. Karkun R. (2001). Intelligent biofeedback using an Immersive Competitive Environment. *Online Proceedings for the Designing. Ubiquitous Computing Games Workshop, UbiComp*.
- [7] Can, Y., Chalabianloo, N., Ekiz, D., Ersoy, C (2019). Continuous Stress Detection Using Wearable Sensors in Real Life: Algorithmic Programming Contest Case Study. *Sensors*, 19, 1849.
- [8] Can, Y., Arnrichb, B., Ersoy, C. (2019). Stress detection in daily life scenarios using smart phones and wearable sensors: A survey. *Journal of Biomedical Informatics*, Volume 92, 103139.
- [9] Cheema, A., Singh, M. (2019). An application of phonocardiography signals for psychological stress detection using non-linear entropy based features in empirical mode decomposition domain. *App Soft Comp*, Vol. 77, 24-33.
- [10] Cárdenas, R. (2016). Entropía aproximada y muestral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en electrocardiogramas cortos y largos de hombres



- jóvenes. Tesis de investigación del Departamento de Ciencias Fisiológicas, Facultad de Medicina, Universidad Nacional de Colombia.
- [11] Castaldo R., Montesinos L., Pecchia L. (2019) Ultra-Short Entropy for Mental Stress Detection. In: Lhotska L., Sukupova L., Lacković I., Ibbott G. (eds) World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. IFMBE Proceedings, vol 68/2. Springer, Singapore.
- [12] De Luca, A., Sánchez, E., Pérez, G., Leija, L. (2004). Medición integral de estrés crónico. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. 25(1), 60-67.
- [13] Escobar, J. (2015). México padece estrés laboral. Nota Informativa Radio y TV. Instituto nacional de ciencias médicas y nutrición, Salvador Zubirán.
- [14] Ekiz, D. (2019). Stress recognition in everyday life. Master of Science. Inst. for Graduate Studies in Science and Engineering, Bogazici University.
- [15] García, S., Garzón, L. y Camargo L. (2011). Revisión de dispositivos electrónicos para la determinación de estrés a partir de variables fisiológicas. *Visión Electrónica*, 6, 114-122.
- [16] González, J., Granados, C., López, H., Torres I. (2010). Aplicación del cálculo de la entropía para el estudio de registros Electroencefalográficos. *Matemática, Escuela Politécnica del Litoral*. Vol. 8, 16-21.
- [17] González, M. (2018). Medición del estrés a partir de los cambios en la complejidad de la frecuencia cardíaca y la actividad eléctrica de la piel. Tesina de la Licenciatura en Ingeniería Biomédica, UAM, Ciudad de México.
- [18] González, M. y Jiménez J. (2016). Medición de estrés a partir de la frecuencia cardíaca y la respuesta galvánica de la piel. *Pistas Educativas*, Vol. (38):120.
- [19] Healey, J. A., Picard R. W. (2013). Detecting stress during real world driving tasks using physiological sensors. *Intelligent Transportation Systems, IEEE* Vol. 6, 156-166.
- [20] Humeau-Heurtier, A. (2018). Evaluation of Systems' Irregularity and Complexity: Sample Entropy, Its Derivatives, and Their Applications across Scales and Disciplines, Editorial. *Entropy*, 20(10), 794.
- [21] Picó, A. (2014). Caracterización de medidas de regularidad en señales biomédicas. Editorial Universidad Politécnica de Valencia.

- [22] Moya-Albiol, L. y Salvador A. (2001). Empleo de estresores psicológicos de laboratorio en el estudio de la respuesta fisiológica al estrés. Revista publicada por la Universidad de Valencia *Anales de Psicología*. Vol 17(1), 69-81.
- [23] Joshua, S. y Moorman, R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *The American Physiological Society*. 278, pp. H2039–H2049.
- [24] Lake, E., Richman, S., Griffin, P., Moorman J. (2002). Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *American Physiological Society*. No. 283, 5, R789-R797: <http://ajpregu.physiology.org/content/283/3/R789>.
- [25] Mellino, P., Bracale M. y Pecchia, L. (2011). “Nonlinear Heart Rate Variability features for real-life stress detection. Case study: students under stress due to university examination”. *Biomedical Engineer*. 1-13.
- [26] Panicker, S., Gayathr, P. (2019). A survey of machine learning techniques in physiology based mental stress detection systems. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Volume 39, Issue 2, 444-469.
- [27] Pincus, S., Glandstone I., Ehrenkranz, R. (1991). A regularity statics for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring*. 7(4), 335-345.
- [28] Richman, J. y Moorman J. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*.; 278(6):H2039-49.
- [29] Schubert, C., Lambertz, M., Nelesen, A., Bardwell, W., Choi, B. y Dimsdale E. (2010). Effects of stress on heart rate complexity—A comparison between short-term and chronic stress. *Biol Psychol*. 80(3): 325-332.
- [30] Sierra, A., Sánchez C., Guerra, J. y Bailador del Pozo, G. (2011). A Stress-Detection System Based on Physiological Signals and Fuzzy Logic. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 58 (10), 4857-4865.
- [31] Tejeiro, R., Pelegrina, M. y Gómez, J.L. (2009). Efectos psicosociales de los videojuegos. *Comunicación*, 7(1), 235-250.
- [32] Unidad de comunicación del INSP (2017). Los riesgos del estrés laboral para la salud. Instituto Nacional de Salud Pública, México.

- [33] Tanev, G., Saadi, B. Hoppe K. y Sorensen D. (2014). Classification of Acute Stress using Linear and Non Linear Heart Rate Variability Analysis Derived from Sternal ECG. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 8, 3386-3389.
- [34] Weippert, M., Behrens, M., Rieger, A., Behrens, K. (2014). Sample Entropy and Traditional Measures of Heart Rate Dynamics Reveal Different Modes of Cardiovascular Control During Low Intensity Exercise. *Entropy Journal*. 10, 5698-5711.
- [35] Zangróniz, R., Martínez, A., López, M.T., Pastor, J.M., Fernández-Caballero, A. (2018). Estimation of Mental Distress from Photoplethysmography. *Appl. Sci*. 8, 69.