

Dispositivo wearable para evaluación del estrés mediante parámetros cardíacos

Emmanuel Muñoz Peña, Nicole Jimenez Herrera
emmanuel111232@estudiantec.cr nicojh@estudiantec.cr
Área académica de Ingeniería Mecatrónica
Instituto Tecnológico de Costa Rica

Resumen—Es importante tener un control del estrés debido a que puede afectar negativamente la salud física y emocional, así como el rendimiento académico y laboral. Al manejar el estrés de manera efectiva, se puede mejorar la calidad de vida y bienestar en general, de ahí la importancia de un dispositivo que pueda alertar a la persona que está pasando por un momento de estrés, así poder tomar acciones y técnicas de relajación. Para ello, se implementó un diseño de un dispositivo que pueda ser utilizado fácil y cómodamente, donde indique valores fisiológicos como la temperatura corporal, frecuencia cardíaca y variabilidad cardíaca, además de indicar el nivel de estrés de la persona en el momento. Se implementa un circuito controlado por un ProTrinket, además del diseño de una carcasa similar a un reloj inteligente. Finalmente, se realizaron pruebas durante el juego Osu! dando como resultados la parametrización del estrés para poder activar las alarmas.

Palabras clave—Dispositivo wearable, Estrés, Frecuencia cardíaca, Variabilidad cardíaca,

I. INTRODUCCIÓN

A lo largo de esta investigación se desarrolló un dispositivo capaz de dar una monitorización continua y a largo plazo de la variabilidad cardíaca, la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal, lo que permite capturar variaciones y tendencias en el ritmo cardíaco y su relación con los estresores psicológicos y físicos. Además, al ser portátil y fácil de usar, el dispositivo se integra perfectamente en la vida cotidiana del usuario, brindando una experiencia cómoda y no intrusiva. Se presentarán en detalle el diseño y el desarrollo del dispositivo wearable, incluyendo su arquitectura, los componentes clave y los algoritmos utilizados para el análisis de los datos.

De acuerdo con [1], la tecnología *wearable* se define como dispositivos usados en el cuerpo o en la ropa los cuales van a consistir de un receptor y un transductor los cuales convierten las variables físicas en una señal útil para el análisis digital. Entre estas nuevas tecnologías destaca el auge por la monitorización y variabilidad cardíaca. La frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) se han convertido en indicadores cruciales para evaluar la salud cardiovascular y la salud general de un individuo [2]. El cálculo del VFC se puede realizar de diferentes formas, sin embargo, una de las más usadas es el valor cuadrático medio de diferencias sucesivas o RMSSD por sus siglas en inglés, que como lo define [3] “es la raíz cuadrada del valor medio de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR sucesivos”.

Asimismo, como lo menciona [3] si se tiene una disminución en el VFC con un aumento de la frecuencia cardíaca va a dar un indicativo de fatiga o estrés, además, se ve que si se tiene una disminución de ambas, puede deberse a acumulación de estrés. Se tiene que esta es una medida sensible a las respuestas rápidas del SNA a estímulos agudos de estrés, como el ejercicio físico intenso o situaciones de estrés emocional. Esto se debe a que el RMSSD mide la variabilidad de corto plazo de la frecuencia cardíaca, que está influenciada principalmente por la actividad parasimpática.

Adjuntando a estas mediciones la temperatura corporal se puede obtener información sobre el estado psicológico de una persona, así como la respuesta a estresores ya sea físicos o psicológicos. Como lo muestra [4] hay una relación estrecha entre los valores de variación de frecuencia cardíaca y el nivel de estrés psicológico de un individuo, de la misma forma que la frecuencia cardíaca y la temperatura tienen una relación con estos, teniendo un aumento dependiendo del nivel de estrés en el individuo como se puede ver en lo mostrado por [5] y [6].

II. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Para la implementación de Monitor de Estrés se tienen diferentes retos. El primeramente, ¿cómo hacer que el dispositivo sea pequeño y cómodo?. Además, ¿cuál modelo matemático utilizar para relacionar los valores fisiológicos de temperatura, frecuencia y variabilidad cardíaca?. Tomando en consideración los problemas planteados y el alcance de comodidad y económico, se enlistan los criterios y restricciones para los componentes. En general, se delimitan que los componentes sean lo más pequeños posibles, para comodidad, y de un precio accesible. Específicamente para el sensor de temperatura se delimita que tenga una tolerancia de $< \pm 0,5$ °C, el microcontrolador debe tener las entradas y salidas suficientes para controlar la alarma y el display y medir los datos de ambos sensores. Para la alarma, se buscó que tuviera al menos 3 modos de diferenciar los 3 estados de estrés bajo, medio y alto. Y finalmente, que todos los componentes requirieran aproximadamente de 3,3 V para solamente utilizar una batería LiPo.

III. IMPLEMENTACIÓN DE LA SOLUCIÓN

La construcción del prototipo se divide en tres grandes áreas: el circuito eléctrico, con los componentes eléctricos y conexiones; componentes físicos; código de microcontrolador, es la lógica de toma de datos y el control de los actuadores.

III-A. Circuito eléctrico

En la Fig. 1 se muestra el circuito eléctrico final utilizado en el prototipo, donde además de las conexiones de todos los dispositivos se detallan los pines a utilizar el microcontrolador. Por otra parte, para entender de mejor forma la conexión, se puede ver el diagrama de bloques en la Fig. 2

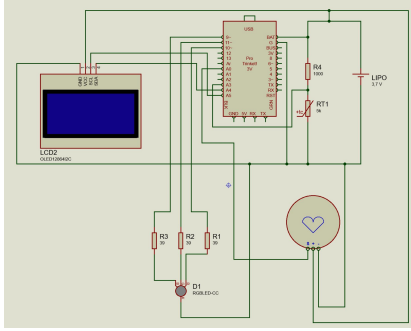


Figura 1. Circuito eléctrico implementado

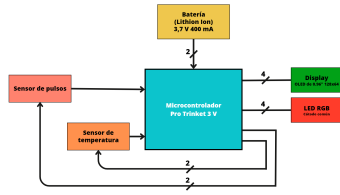


Figura 2. Diagrama de bloques para la conexión del hardware

Por otra parte, el sensor de temperatura es realizado con un Termistor NTC de 5 k Ω y una resistencia de protección de 1 k Ω , teórico, pero su resistencia promedio real es de 981 Ω . La ecuación característica para la resistencia del termistor está dada por la Ec. 1, tomando las características del sensor de [7].

$$R_T = 5000e^{[3975K(\frac{1}{T} - \frac{1}{298,15K})]} \quad (1)$$

Por tanto, para el circuito diseñado, la resistencia del termistor es calculada por la Ec. 2 cuando se mide su tensión (V_0), lo que finalmente después se puede convertir en la medición de temperatura con la Ec. 3. P

$$R_T = \frac{V_0 \times 981\Omega}{3,7V - V_0} \quad (2)$$

$$T = \left(\frac{1}{298,15K} - \frac{\ln \frac{R_T}{5000\Omega}}{3975K} \right)^{-1} - 273,15K \quad (3)$$

Por último, el actuador seleccionado corresponde a una RGB de 5 mm, con cátodo común. Se utiliza para todos los colores (R: rojo, B: azul, G: verde) una resistencia de 39 Ω para limitar la corriente a menos de 20 mA. Para el control de apagado y encendido de cada color se hace uso de los PWM del Trinket, utilizando los pines 9, 10, 11. Físicamente, todos estos componentes fueron soldados en una placa de cobre perforada con fibra de vidrio.

III-B. Componentes físicos

Se construyó un modelo 3D de una carcasa para hacer el dispositivo fácil y capaz de ser *wearable*. Para este prototipo se eligió utilizar el dispositivo en el brazo, por lo que las consideraciones de diseño es que fuera lo más compacto posible el modelo 3D. En la Fig. 3 se observa la carcasa superior, sus características más importantes es que es donde se van a colocar los actuadores del dispositivo, la pantalla OLED y la LED RGB. Sus medidas principales son 42 mm de ancho, 45 mm de largo y 7 mm de alto. Se diseñaron las fijaciones mediante una presilla voladiza básica para la unión de ambas carcasas, también unas pequeñas extrusiones en las esquinas para evitar que las dos mitades se separen. Además, se le agregaron unas extrusiones de 2 mm de diámetro para poder sujetar la pantalla OLED sin necesidad de tornillo, sino después colocar unas gotas de silicona caliente.

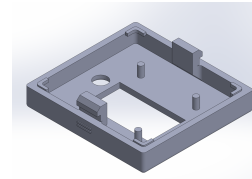


Figura 3. Vista isométrica de la carcasa superior

Para el diseño de la carcasa inferior, Fig. 4, se tomó en consideración que adentro de la carcasa se colocaran los dos sensores, en la parte inferior, seguido de la placa para soldar, el Trinket y por último la batería. Por lo anterior, sus medidas son de 42 mm de ancho, 45 mm de largo y 29 mm de alto. Para la unión de ambas partes, en esta carcasa se agrega la cavidad de la presilla. Se agregaron dos ranuras a cada lado de la carcasa para incorporar un elástico al dispositivo, lo que facilita el agarre del dispositivo en el brazo.

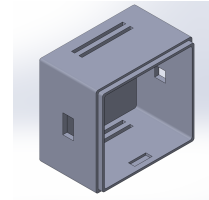


Figura 4. Vista isométrica de la carcasa inferior

III-C. Código para microcontrolador

Para el cálculo de los parámetros cardíacos se realizó una detección de flancos positivos y negativos para determinar el pico de cada latido, con esto se midió el tiempo entre cada medición para poder obtener los intervalos entre picos "R" de cada latido. Esta información fue de vital importancia para el cálculo del VFC y de FC mediante las fórmulas en Ec. 4 y Ec. 5 respectivamente, donde N serían la cantidad de datos tomados, para en un intervalo de 15 s sería $N = 50$, medido al final de cada toma de datos respectivamente.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (R_i - R_{i-1})^2} \quad (4)$$

$$FC = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i \quad (5)$$

Se presentan los diagramas de flujo en las Fig. 5 y 6 que ahonda más en la explicación de dichos cálculos y su programación en el microcontrolador Trinket.

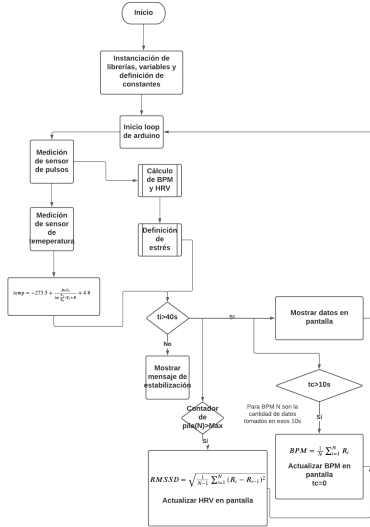


Figura 5. Programación para FC e intervalos mediante detección de flancos

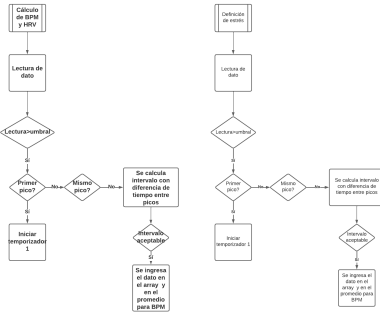


Figura 6. Diagrama de flujo para funciones de definición de estrés y cálculos

III-D. Definición de estrés

Para la determinación de cuándo la persona tiene estrés, se utilizó normalización de los datos de la persona a prueba. Se hizo una medición donde la persona estaba lo más tranquilo posible, donde sus valores fueron los siguientes:

- Frecuencia cardíaca: 77 - 85 BPM
- Variabilidad cardíaca: 44,11 - 54,05 ms
- Temperatura: 36,2°C

Y para un estado bajo estrés emocional y físico, sus valores fisiológicos fueron los siguientes:

- Frecuencia cardíaca: 95 BPM
- Variabilidad cardíaca: 38,7 ms
- Temperatura: 36,5°C

Tomando dichos valores de referencia, se calculan valores máximos y mínimos y se realiza la normalización de los datos de FC, VFC y temperatura con las ecuaciones 6,7 y 8 respectivamente.

$$FC_{nor} = \frac{FC_{medida} - 70BPM}{50BPM} \times 35\% \quad (6)$$

$$VFC_{nor} = \left(1 - \frac{VFC_{medida} - 30ms}{30ms}\right) \times 50\% \quad (7)$$

$$T_{nor} = \frac{T_{medida} - 35^\circ C}{3^\circ C} \times 15\% \quad (8)$$

IV. ANÁLISIS DE LA SOLUCIÓN

Se realizó una prueba de comprobación de la lectura para cada uno de los sensores. Para los pulsos cardíacos, se comparó con un reloj inteligente que mide frecuencia cardíaca; para la temperatura se utilizó un termómetro digital. Los resultados de la prueba de frecuencia cardíaca se muestran en el cuadro I, donde se obtuvo que la diferencia entre el dispositivo monitor de estrés tiene una diferencia en promedio de 3,58 BPM de la medición del reloj, lo que se puede considerar como la exactitud del sensor tomando como “valor real” la medición del reloj inteligente, no obstante, este dispositivo por igual tiene un valor de incertidumbre relacionado y no se obtuvo tal dato. Las diferencias más grandes pueden ser causados debido a errores durante la medición de hasta un pequeño movimiento en falso que pudiera afectar las lecturas del sensor.

Cuadro I
COMPARACIÓN ENTRE LA FRECUENCIA CARDIACA (FC) DEL MONITOR DE ESTRÉS (M.E) Y UN RELOJ INTELIGENTE

FC M.E (± 1 BPM)	FC Reloj (± 1 BPM)	ΔFC (BPM)
85	86	1
89	87	2
86	86	0
81	70	11
95	95	0
89	93	4
92	90	2
87	86	1
86	80	6
85	75	10
92	87	5
92	93	1
Promedio		3,58

De la misma forma, los resultados obtenidos de la prueba de temperatura se muestran en el cuadro II, donde se determinó que la diferencia promediada entre el dispositivo y el termómetro es de 5°C, este dato se tomó para calibrar la ecuación del termómetro.

Por otra parte, también se hizo dos pruebas del dispositivo con una persona de prueba durante una situación de estrés. El escenario de prueba se escogió que fuera una partida jugando Osu!, el cual es un videojuego de ritmo que consiste en rastrear un objetivo en pantalla con un mouse o trackpad y luego presionar con precisión un par de teclas al tiempo con las indicaciones y la música. Estas indicaciones pueden ser una línea para trazar, puntos para golpear, ruedas giratorias para girar y otros patrones más complejos. Por tanto, este juego propicia un ambiente de estrés emocional para las personas.

En el cuadro III se muestra de los valores fisiológicos medidos con el dispositivo Monitor de Estrés en la prueba N°1.

Cuadro II
COMPARACIÓN ENTRE LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL DEL
MONITOR DE ESTRÉS (M.E) Y TERMÓMETRO DIGITAL

Temperatura M.E ($\pm 0,13$ °C)	Termómetro ($\pm 0,1$ °C)	ΔT (°C)
32,04	35,7	3,66
31,45	36,2	4,75
31,07	36,1	5,03
31,07	36,1	5,03
31,26	36,20	4,94
31,07	36,1	5,03
31,07	36	4,93
30,7	36	5,3
30,5	36	5,5
30,69	35,9	5,21
30,31	35,9	5,59
Promedio		5,00

Durante esta prueba, el termistor aún no estaba calibrado. Por otra parte, se observa que en los primeros momentos la persona se encuentra en sus estados normales de valores fisiológicos, mientras avanza en el juego, su variabilidad cardíaca va disminuyendo y su frecuencia cardíaca aumenta, como era de esperar. Su momento más estresante es en la medición 5, utilizando la normalización propuesta, la suma de todos sus valores fisiológicos da un 57,16 %. En cambio, en la medición 1 resulta en 36,23 % y en la recuperación 36,23 %.

Cuadro III
VALORES FISIOLÓGICOS DURANTE LA PRUEBA N°1 DURANTE EL JUEGO
DE OSU!

Momento	FC (± 1 BPM)	VFC ($\pm 0,01$ ms)	Temperatura ($\pm 0,13$ °C)
1	98	55,12	34,03
2	103	46,05	34,03
3	108	46,05	34,03
4	100	41,80	34,03
5	95	41,0	33,93
6	100	44,54	34,00
7	93	43,49	33,93
Recuperación	82	50,74	33,93

Siguiendo la misma forma, se hizo una segunda prueba con el juego pero con otra canción, en esta ocasión se utilizó el termómetro digital dado que en la primera aún no estaba calibrado, y se requiere también valores con otros dispositivos de medición para tener certeza del comportamiento de la temperatura ante el estrés. Los resultados se muestran en el cuadro IV. Para esta ocasión, el momento más estresante se encuentra en la medición 6, donde la suma de los valores normalizados es de 66,43 %. En cambio, en el momento 1 la suma es de 37,6 % y en la recuperación 40,05 %.

Con los resultados anteriores, se observa de forma cuantitativa el estrés y con la normalización se puede determinar los parámetros para el estrés, los cuales son:

- Estado **Tranquilo**: Total < 45 %
- Estado **Agitado**: 45 % < Total < 55 %
- Estado **Estresado**: Total > 55 %

Estos parámetros fueron elegidos y comprobadas de acuerdo a las mediciones en estado tranquilo y estado estresado de la persona, tanto en las pruebas realizadas como con los datos utilizados en la normalización. Al igual que las ecuaciones

Cuadro IV
VALORES FISIOLÓGICOS DURANTE LA PRUEBA N°2 DURANTE EL JUEGO
DE OSU!

Momento	FC (± 1 BPM)	VFC ($\pm 0,01$ ms)	Temperatura ($\pm 0,13$ °C)
1	90	50,64	36,6
2	86 - 92	46,41	36,2
3	100	47,87	36,7
4	103	47,87	36,7
5	101 - 98	40,79	36,6
6	101	37,96	36,6
Recuperación	93	50,43	36,6

normalizadas pueden variar dependiendo de la persona y sus valores fisiológicos de estado normal, sin ningún estrés físico o psicológico.

V. CONCLUSIONES

- Se logró la determinación de una correlación entre el estrés, la variabilidad cardíaca, la frecuencia cardíaca y la temperatura, gracias a la normalización de datos, y se obtuvo que la variabilidad cardíaca junto con la frecuencia cardíaca son los principales indicativos de estrés en una persona.
- Se determinó que el cálculo de variabilidad cardíaca mediante RMSSD era el más adecuado ante estresores a corto plazo debido a la relación entre esta medición y la actividad en el sistema nervioso parasimpático.
- Se logró una medición, con un error de 3,58 BPM con respecto a un dispositivo wearable del mercado, de los latidos cardíacos, su ritmo y variabilidad mediante el uso de un sensor de latidos cardíacos y un microcontrolador para la interpretación de las señales recibidas, su filtrado y el despliegue de la información en una pantalla.
- Se obtuvo la medición de la temperatura corporal de un individuo mediante el uso de un termistor como sensor de temperatura obteniendo un error de 5°C con respecto a un dispositivo de medición de temperatura corporal del mercado y su relación con el estrés.

VI. RECOMENDACIONES

- Se recomienda utilizar otro sensor de temperatura más cómodo y con mayor precisión, ya que la lectura de temperatura del termistor puede ser afectado por factores como auto-calentamiento, además de que es más difícil su implementación por su fragilidad y poca flexibilidad.
- El sensor de pulsaciones utilizado tiene una gran sensibilidad ante el movimiento y otros factores que hagan que la luz no se reciba correctamente de vuelta, por lo que se recomienda tener un filtrado constante de las señales recibidas para lograr obtener datos más precisos.
- Se recomienda llevar a cabo estudios adicionales para fortalecer y ampliar las conclusiones obtenidas, entre estas se puede tomar el estudio en mayor cantidad de individuos, ya que el dispositivo fue calibrado para solo una persona, también se pueden llevar a cabo mediciones por lapsos de tiempo mayores para poder obtener información más amplia sobre estresores crónicos.

REFERENCIAS

- [1] Xie, J., Chen, Q., Shen, H., & Li, G. (2020). *Review—Wearable Graphene Devices for Sensing*. Journal of The Electrochemical Society, 167(3), 037541. doi:10.1149/1945-7111/ab67a4
- [2] Duncker, D., Ding, W. Y., Etheridge, S., Noseworthy, P. A., Veltmann, C., Yao, X., ... Gupta, D. (2021). *Smart Wearables for Cardiac Monitoring—Real-World Use beyond Atrial Fibrillation*. Sensors, 21(7), 2539. doi:10.3390/s21072539
- [3] F. J. Forner Llácer, “La variabilidad de la frecuencia cardíaca como indicador de fatiga en el fútbol profesional”, Tesis doctoral, Universitat Catòlica de Valencia, Valencia, 2021.
- [4] S. Boonnithi and S. Phongsuphap, *Comparison of heart rate variability measures for mental stress detection*, 2011 Computing in Cardiology, Hangzhou, China, 2011, pp. 85-88.
- [5] Tendulkar, A. P., Victorino, G. P., Chong, T. J., Bullard, M. K., Liu, T. H., & Harken, A. H. (2005). *Quantification of Surgical Resident Stress “On Call”*. Journal of the American College of Surgeons, 201(4), 560–564. doi:10.1016/j.jamcollsurg.2005.05.004
- [6] Vinkers, C. H., Penning, R., Hellhammer, J., Verster, J. C., Klaessens, J. H. G. M., Olivier, B., & Kalkman, C. J. (2013). *The effect of stress on core and peripheral body temperature in humans*, Stress, 16(5), 520–530. doi:10.3109/10253890.2013.807243
- [7] H Zhang, “NTC Thermistor TTC 03 Type”, Thinking Electronic Industrial, Kaohsiung, Taiwan, Tech, TTC3A502G39HAEY, Nov. 2021.
- [8] Y. Gitman. “Heartbeats in Your Project”. World Famous Electronics llc. <https://pulsesensor.com/> (accedido el 5 de junio de 2023).