

PEDRO TORNERO ALMENDROS

Diseño de un dispositivo para la estimación del nivel de estrés basado en coherencia fisiológica



TUTOR: PhD, ROBINSON TORRES VILLA

UNIVERSIDAD EIA

TRABAJO DE GRADO

PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA 2021

MEDELLÍN-ENVIGADO, 2021



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Tabla de contenido

1. Formulación del problema	4
2. Justificación	6
3. Objetivos del proyecto	7
3.1. Objetivo general	7
3.2. Objetivo específico	7
4. Marco de referencia	7
4.1. Antecedentes	7
4.2. Marco teórico	8
5. Desarrollo del dispositivo	17
5.1. Software	17
5.2. Hardware	21
6. Resultados	28
7. Presupuesto	30
8. Conclusiones	31
9. Bibliografía	32
10. Anexos	33

RESUMEN

El estrés se ha convertido en una de las mayores afecciones en la sociedad actual pudiendo llegar a dañar la salud mental de los individuos o ocasionando daños físicos en distintos aparatos y sistemas del organismo a largo plazo. Para intentar establecer una estimación del nivel de estrés se obtienen tres señales fisiológicas, ECG, PPG y respiración mediante sensores analógicos y una placa microcontroladora. A partir de ellas se obtienen otras señales indirectas como la variabilidad cardíaca y el tiempo de tránsito de pulso que, mediante cálculos en el dominio frecuencial y temporal, el dispositivo obtiene un índice de coherencia global que nos permite aproximar de forma empírica dicho nivel de estrés.

ABSTRACT

Stress has become one of the biggest issues nowadays. It can damage mental health of individuals or cause physical damage to different systems of the body in long term. To try to establish an estimate of the stress level, three physiological signals, ECG, PPG and respiration are obtained by means of analog sensors and a microcontroller. From them, other indirect signals such as cardiac variability and pulse transit time are obtained, which, through calculations in the frequency and temporal domain, the device obtains a global coherence index that allows us to empirically approximate said stress level.

1. Formulación del problema

El estrés es un mecanismo fisiológico desencadenado por una situación de presión o de sobrecarga que afecta a un individuo y que depende tanto de las demandas de la situación, como de las capacidades de la persona para sobrellevarla (Maset, 2020b). Es decir, se trata de una sensación de tensión física o emocional que se produce de manera automática y natural ante situaciones o pensamientos que nos resultan desafiantes, amenazadores o frustrantes (Maset, 2020b). En cuanto a la población afectada en distintos países, según un estudio llevado a cabo por la OMS (Organización Mundial de la Salud), el 28,0 % de los trabajadores europeos sufre estrés laboral y el 20,0 % padece el síndrome denominado "burnout". Nueve de cada diez españoles (96,0 %) han sentido estrés en el último año y cuatro de cada diez (42,1 %), lo han hecho de manera frecuente o continuada (Maset, 2020a). Entre las alteraciones principales se encuentran (Maset, 2020a):

- Afectaciones digestivas y gastrointestinales: el sistema digestivo deja de funcionar de manera regular, por lo que muchas de las funciones que realiza se ralentizan o paralizan. A largo plazo, el estrés prolongado está relacionado con la probabilidad de desarrollar enfermedades como la colitis ulcerosa, el colon irritable o úlcera gástrica.
- Sistema cardiovascular: el estrés constituye un factor de riesgo directo de enfermedad coronaria, pues aumenta la frecuencia cardíaca y la presión arterial y acelera el estrechamiento de las arterias.
- Sistema endocrino: el riesgo de sufrir obesidad o sobrepeso esta agravado por el estrés, ya que eleva la concentración de azúcar en sangre, siendo un posible desencadenante de diabetes.
- Sistema respiratorio: el aumento del ritmo de respiración prolongado en el tiempo puede dar lugar a episodios de hiperventilación y/o sensación de falta de aire.
- Sistema reproductor y sexualidad: puede ocasionar trastornos como mayor probabilidad de aborto, irregularidades en las menstruaciones y disminución de la fertilidad.

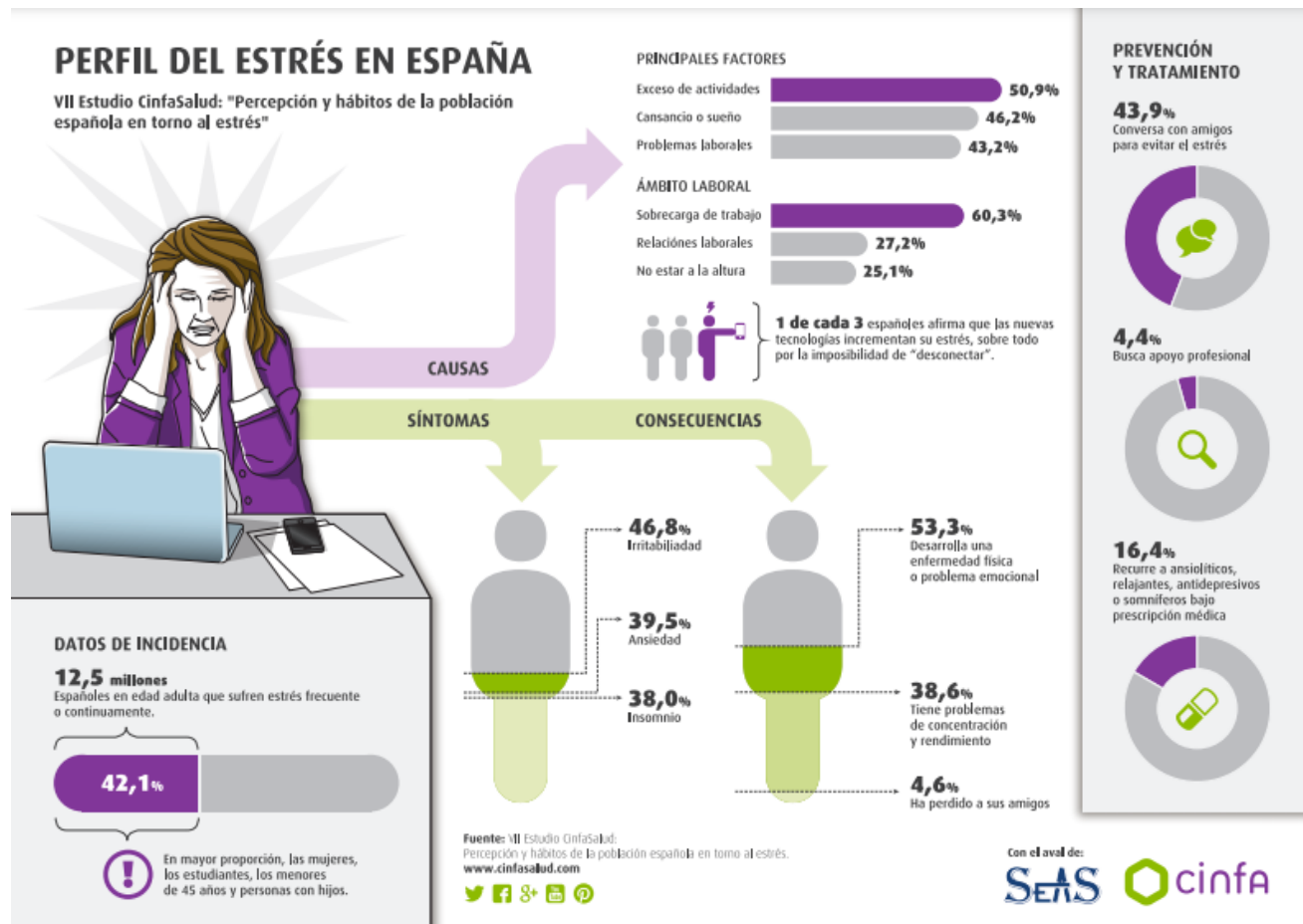


Figura 1. Causas, consecuencias, y afectación del estrés sobre la población española.

El exceso de actividad o la falta de tiempo y los problemas de cansancio y sueño son las causas más frecuentes de estrés entre la población (Maset, 2020a). Los problemas familiares o relacionados con el ámbito social son factores desencadenantes de estrés agudo e intenso, mientras que las cuestiones académicas y laborales afectan de manera crónica y prolongada. Hacer frente al impacto a este estrés crónico puede ser todo un reto debido a que la fuente del estrés a largo plazo es duradera en el tiempo y el cuerpo nunca recibe una señal clara para volver a funcionar normalmente. Con el estrés crónico, esas mismas reacciones del cuerpo que pueden salvar vidas manteniendo el organismo alerta, de manera prolongada pueden afectar fuertemente a nuestra salud u ocasionar ansiedad. Algunas de las técnicas actuales para combatir el estrés consisten en realizar actividad física y deportiva, una alimentación variada y saludable, conciliar un sueño regular de entre 6 - 8 horas, fomentar las relaciones sociales, técnicas de mindfulness y meditación, entre otros (NIMH 5 cosas que usted debe saber sobre el estrés, 2020).

A nivel global, no existe un método extendido que permita cuantificar el estrés, es decir, obtener una serie de indicadores numéricos que estén directamente relacionados con el estrés

y que permitan evaluarlos de forma objetiva. Por lo anterior, se requiere el desarrollo de un dispositivo portable y sencillo que pueda desempeñar esta función.

1. Justificación

Uno de los motivos para la realización de este estudio es que la obtención de toda la información relativa al estrés se realiza a través de encuestas o preguntas que pueden tener una perspectiva más subjetiva. Muchas personas pueden sufrir este trastorno fisiológico sin siquiera percibirlo. Cuando un individuo es sometido de manera prolongada a la amenaza de agentes lesivos físicos, químicos, biológicos o sociales de manera progresiva, puede ocurrir que disminuyan sus capacidades de respuesta debido a la fatiga que se produce en las glándulas endocrinas relacionadas con el estrés. En esta fase, el organismo se adapta o se enfrenta a las exigencias del estresor; la persona entra en una fase de resistencia, en la que se produce un equilibrio dinámico u homeostasis, mediante el cual el organismo tiene la capacidad de resistir mucho tiempo, provocando a la larga afecciones psicósomáticas o psicofisiológicas (Alarcon, 2018). Un estrés continuado puede dar lugar a una adaptación del cuerpo humano a esta alteración, sin que por esta razón sus efectos sobre los sistemas del organismo mencionados anteriormente sean menos lesivos (Alarcon, 2018).

En países de Latinoamérica, donde los niveles de desigualdad son altos y donde la inseguridad, la violencia y la falta de protección social se ven a diario, constituyen los espacios más amenazados y con mayor riesgo de tener ciudadanos estresados. Por ejemplo, en Perú, el 50 % de la población que sufre problemas de salud mental, no considera el estrés como problemas de salud, debido a que no hay una concepción de este como enfermedad. Estas personas no buscan ayuda profesional y disminuye su capacidad para colaborar en sociedad ya que tienden a establecer menos relaciones sociales (Casma, 2015). Por todo lo anterior, y conociendo los riesgos para la salud mencionados, el desarrollo de un sistema que mediante la captación variables fisiológicas de manera cuantitativa, obtenga una serie de indicadores objetivos que se relacionen con el nivel de estrés, puede ser un avance en la calidad de vida de las personas, especialmente en la sociedad del siglo XXI en la que se ha producido un crecimiento exponencial del nivel de estrés de la población. Los beneficios de esta tecnología no son solo para la población que padece de estrés, sino también las personas que las rodean y que indirectamente se ven afectados por las consecuencias, como la irritabilidad, los cambios de humor o la violencia, de este trastorno. Además, el hecho de conocer tu nivel de estrés puede proporcionar un indicador que permita regular los ritmos de vida de la población y así legislar para establecer reformas laborales y educativas que impidan que estos niveles estén por encima de los umbrales que desencadenan problemas de salud mental y física, especialmente en el sector sanitario que actualmente se ve más azotado a consecuencia de la COVID-19.

2. Objetivos del proyecto

3.1. Objetivo General:

Desarrollar un sistema portable para la medición de la variabilidad cardiaca a través de fotopletimografía y señal ECG como indicativo de los niveles de estrés en un paciente.

3.2. Objetivos Específicos:

- Diseñar un dispositivo que permita la medición de la señal de PPG y la variabilidad cardiaca del paciente.
- Establecer un circuito y un código para la adquisición y el procesamiento de las señales de variabilidad cardiaca y PPG.
- Desarrollar un dispositivo funcional capaz de obtener el índice de coherencia fisiológica.

4. Marco de referencia

4.1. Antecedentes

Las primeras investigaciones para determinar el nivel de estrés basándose en la coherencia fisiológica vienen dadas por el Instituto HeartMath, una organización creada en 1991 centrada en la investigación y la educación con el objetivo de mejorar la salud y el bienestar. En específico con los estudios llevados a cabo por el científico estadounidense Rollin McCraty, donde introdujo el concepto de coherencia fisiológica y lo asoció a los niveles de estrés de una persona. (McCraty, 2010).

Otros estudios como Revisión de dispositivos electrónicos para la determinación de estrés a partir de variables fisiológicas hacen un seguimiento y una comparación de las distintas herramientas que se pueden emplear para determinar el nivel de estrés de un individuo (medición galvánica a través de la piel, diámetro de las pupilas, tensión arterial y frecuencia cardíaca entre otros), que sirven de apoyo y como métodos de evaluación para determinar esta variable (Camargo 2011).

Posteriormente existen estudios acerca de coherencia fisiológica realizadas por el Doctor Robinson Torres y alumnos de las universidades EIA y CES, dentro del departamento de ingeniería biomédica, con el objetivo de desarrollar dispositivos sencillos que a partir de variables como fotopletimografía y ECG sean capaces de proporcionar indicadores numéricos para determinar cuan estresado puede estar un paciente (Isaza, 2020).

4.2. Marco teórico

Aunque el estrés es uno de los trastornos más conocidos y comunes en nuestra sociedad, es difícil definir en qué consiste. La investigación científica acerca de este fenómeno comenzó en 1867, cuando el fisiólogo francés Claude Bernard sugirió que los cambios en el exterior podrían perturbar el organismo y lo relacionó con la característica inherente de los seres vivos por la cual tratamos de mantener la estabilidad entre nosotros y las condiciones del entorno. Posteriormente, en 1922 el científico estadounidense Walter B. Cannon propuso el término homeostasis para hacer referencia a la cualidad de un ser vivo de mantener una relación normal con su medio interno, aun cuando las condiciones ambientales sean perturbadas (Camargo, 2012). Más tarde en 1950, Hans Selye, introdujo el concepto de estrés y tras una serie de experimentos con ratas, observó que existía cierto mecanismo en el organismo que responde de manera general a los agentes externos nocivos. Así, identificó el estrés basado en leyes biológicas demostrables que años después asociaría al “síndrome de estar enfermo” y lo definió ante la OMS como un conjunto de reacciones fisiológicas no específicas del organismo a diferentes agentes hostiles del entorno de naturaleza física o química, y lo denominó “Síndrome de Adaptación General”. En 1956, en su obra *The Stress of Life*, publicó la clasificación de las etapas del estrés en dos tipos, uno agudo o eustress, cuando el estímulo es real y de corta duración, y el estrés crónico o distress, cuando el estímulo puede ser imaginario o real, pero es de mayor intensidad y perdura más (Camargo, 2012).

Por lo general no existe un estímulo que afecte a todas las personas con igual intensidad como estresor. El estrés posee muchos parámetros fisiológicos y psicológicos que pueden concebirse para llegar a un diagnóstico oportuno. El diagnóstico y tratamiento de los niveles de estrés es crucial para la prevención de enfermedades y patologías y en la actualidad se han realizado muchos estudios sobre el estrés y el diagnóstico a partir de diferentes variables fisiológicas.

Biología del estrés.

El estrés está subdividido en diferentes etapas a nivel temporal. A medida que el estímulo que ocasiona el estrés se prolonga en el tiempo, distintos subsistemas del organismo se van activando. En primera instancia lo hace el eje neural, el cual se activa durante los primeros segundos tras captar el estímulo estresor, desencadenando un aumento del tono muscular, regulado por el sistema somático y la descarga masiva de noradrenalina y adrenalina, las cuales se traducen en un aumento del ritmo cardíaco y respiratorio, dilatación pupilar (midriasis) o vasoconstricción.

Si el estresor se mantiene, se pone en marcha el eje neuroendocrino. La médula adrenal libera más adrenalina y noradrenalina al torrente sanguíneo, debido a la activación de las neuronas preganglionares simpáticas por parte del hipotálamo. Esta adrenalina refuerza la acción simpática de la reacción inicial.

Posteriormente se activa el eje endocrino, cuyo inicio se retarda más pero es mas duradero en el tiempo. La médula suprarrenal activa el eje hipotálamo hipófisis.

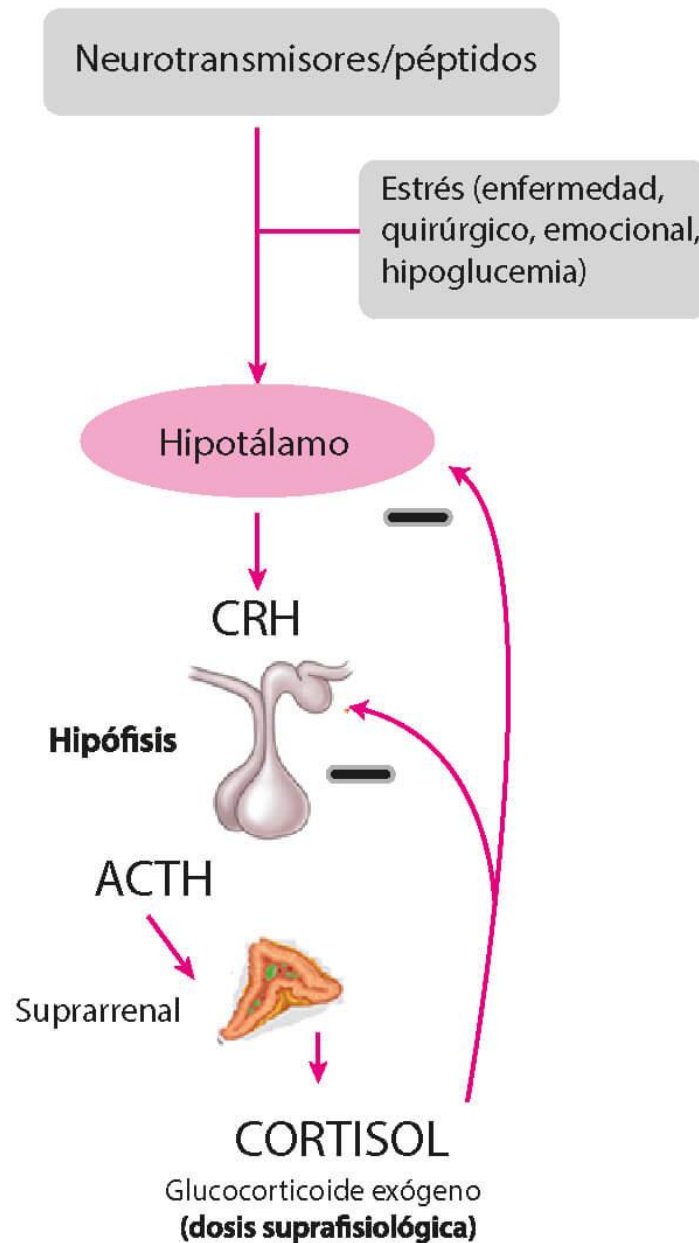


Figura 2. Funcionamiento del eje hipotálamo-hipófisis.

El eje hipófisis-hipotálamo-adrenal está considerado como el punto de mayor relevancia en la manera de responder al estrés. Existen unas neuronas localizadas en uno de los núcleos del hipotálamo, las cuales están involucradas en la regulación del sistema endocrino y del sistema nervioso autónomo que está relacionado con la conducta. Estas neuronas se proyectan a los lugares de control de la respuesta del sistema nervioso autónomo, y al sistema límbico,

involucrado en algunos procesos de desarrollo de ansiedad. También llevan a cabo el papel de la liberación de la neurohormona CRH al sistema que conecta el hipotálamo con la adenohipófisis, la cual es un factor de liberación de la ACTH o corticotropina al torrente sanguíneo. La ACTH activa la formación de glucocorticoides en la corteza suprarrenal. Estos glucocorticoides son hormonas esteroideas como el cortisol que interviene en el metabolismo de carbohidratos, grasas y proteínas, y que prepara al organismo en situaciones de alerta para “huir o luchar”. Actúa normalmente sobre todas las células del cuerpo ya que sus receptores están muy distribuidos. Un exceso de esta hormona puede acarrear la disminución de la sensibilidad de los tejidos a su acción, y una fatiga en las glándulas encargadas de su secreción. (de Camargo 2010)

La activación durante un periodo de tiempo prolongado del eje HHA puede ocasionar una hipo o una hiperactividad del mismo. Durante la fase de resistencia, el organismo se adapta, y se produce una disminución de la oxitocina, una inhibición de la ADH, a causa del aumento del nivel de cortisol y una inhibición de la secreción de dopamina por parte de la CRH. Si el estímulo se prolonga todavía más tiempo, se entra en una fase de colapso o agotamiento, en el que los órganos ya no responden de manera adecuada a los sistemas hormonal y nerviosos, hay una disminución energética, y aumenta el riesgo de colapso o fallo del organismo. La hipoactividad del eje HHA puede manifestarse a través del síndrome de estrés postraumático, depresión atípica o síndrome de fatiga. Está asociada con una respuesta adrenérgica reducida, un descenso en la secreción de cortisol, y un incremento de la inflamación mediada por la actividad inmune. Por otra parte, la hiperactividad puede observarse en la depresión melancólica, trastorno de angustia, anorexia, y en la enfermedad de Cushing. Esto se asocia con un incremento en la secreción de cortisol y una disminución en la inflamación mediada por la actividad inmune. (Marquínez-Báscones 2006)

Las proyecciones del hipotálamo al sistema simpático, generan efectos como aumento de la frecuencia cardíaca y respiratoria, dilatación de las pupilas, aumento de la sudoración e inhibición de la motilidad digestiva, así como la liberación hacia el torrente sanguíneo de adrenalina y noradrenalina por parte de la médula suprarrenal. Estas hormonas aminas refuerzan la acción del sistema nervioso autónomo simpático, a la vez que los glucocorticoides mantienen los niveles de glucosa en sangre para ser utilizada ante la situación de emergencia (Leira, 2012).

Coherencia fisiológica

La coherencia, en nuestro caso, se utiliza para describir el acoplamiento y el grado de sincronización entre diferentes sistemas oscilantes. Este tipo de coherencia se llama coherencia cruzada y es el tipo de coherencia en el que la mayoría de los científicos piensan cuando usan este término. En fisiología, la coherencia cruzada se da cuando dos o más de los sistemas oscilatorios del cuerpo, como la respiración y los ritmos cardíacos, se sincronizan y operan con la misma frecuencia. Sin embargo, la coherencia global no significa que todas las partes estén haciendo lo mismo simultáneamente. En sistemas complejos globalmente coherentes, como los

seres humanos, hay una cantidad increíble de actividad en cada escala que abarca una gran parte del espectro electromagnético (McCraty 2010). El biólogo Mae-Won Ho, ha sugerido que la coherencia es uno de los aspectos más importantes que definen la calidad de vida en los organismos vivos y definió sus propiedades más características, como “el orden y la coordinación de largo alcance, la transferencia de energía rápida y eficiente y la sensibilidad extrema a señales específicas”.

The Coherent State

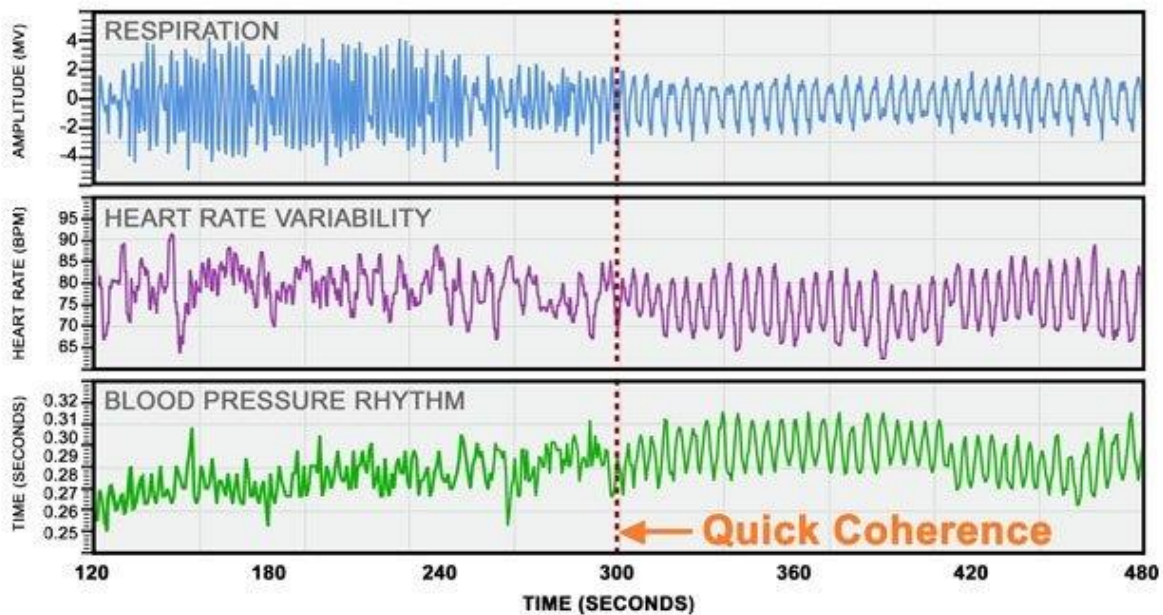
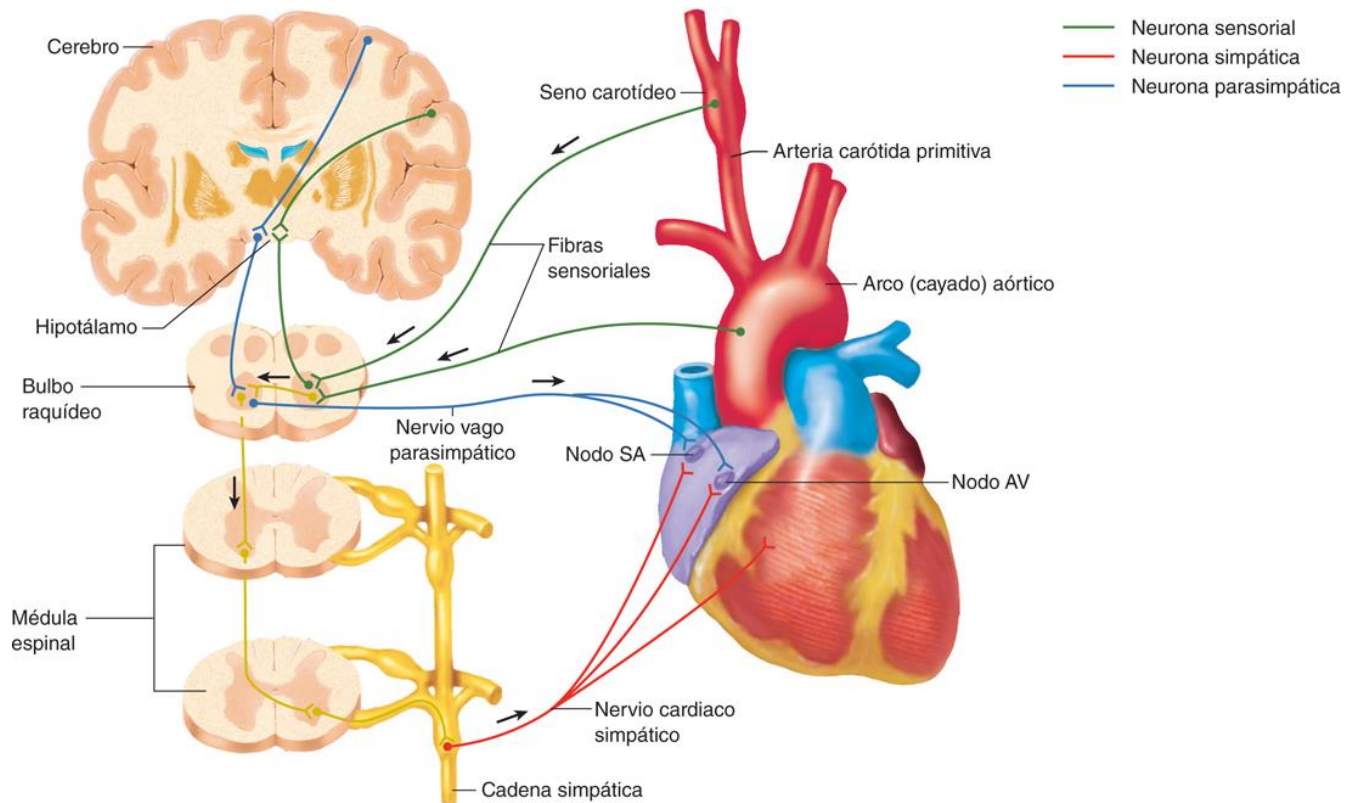


Figura 3. Muestra un estado asíncrono en las señales de respiración, variabilidad cardíaca y ritmo de presión arterial (izquierda), y un ritmo síncrono y coherente de las mismas una vez se ha alcanzado un estado de coherencia fisiológica (derecha).

La manera en la que interactúan nuestro corazón y nuestro cerebro es lo que determina la calidad y estabilidad de los sentimientos y emociones que experimentamos (Mejía-Mejía et al 2019). Los sentimientos que denominamos positivos en realidad reflejan estados corporales en los que la regulación de los procesos de la vida se vuelve eficiente, o incluso óptima, fluida y fácil. Para que el cerebro y el sistema nervioso funcionen, la actividad neuronal, que codifica la información, debe ser estable y coordinada, y las múltiples secciones del cerebro se deben sincronizar dinámicamente para que la información se procese y se perciba sin problemas (Marquínez-Báscones, 2006).



Fuente: Stuart Ira Fox: *Fisiología humana*, 14e: www.accessmedicina.com
 Derechos © McGraw-Hill Education. Derechos Reservados.

Figura 4. Relación entre el sistema nervioso y el corazón en la regulación de la presión sanguínea.

La coherencia en este contexto es una medida de la actividad correlacionada entre las regiones del cerebro que se genera a partir de conexiones neurales directas entre las regiones, información común del tálamo u otras regiones neocorticales. Sin embargo, la coherencia cruzada también se produce entre estructuras corticales distantes que no están interconectadas anatómicamente. El funcionamiento del cuerpo humano depende de la sincronización de los distintos sistemas que lo conforman, en el que patrones ordenados y armónicos, organizados y lógicos denotan optimización y eficiencia en el uso de la energía. Por el contrario, un patrón de actividad errático y discordante denota un sistema incoherente cuya función refleja el estrés y la utilización ineficiente de la energía en los procesos de la vida. De manera que emociones negativas como la tristeza o la ansiedad están asociadas a estos estados con ausencia de coherencia entre los sistemas nervioso y cardíaco. El estado coherente se ha correlacionado con una sensación general de bienestar y mejoras en el rendimiento cognitivo, social y físico. Esta asociación también se produce entre las emociones y los patrones de ritmo cardíaco, tanto para las emociones espontáneas como las generadas intencionalmente (McCraty, 2010).

Existe abundante evidencia de que las emociones alteran la actividad de los sistemas fisiológicos del cuerpo, y que más allá de su agradable sentimiento subjetivo, las emociones y

actitudes positivas del corazón brindan una serie de beneficios que mejoran los aspectos fisiológicos y psicológicos.

HRV o Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.

La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), se considera un medio fiable para observar indirectamente la actividad del SNA. La VFC se refiere a la variabilidad en los intervalos temporales entre los latidos del corazón denotados por el pico de la onda R del complejo QRS del registro electrocardiográfico. Esta variación está dirigida por el SNA que a través de los sistemas simpáticos y parasimpáticos, se encarga de regular la VFC en respuesta a estímulos tanto físicos como emocionales, externos e internos. Un sujeto normal muestra un buen grado de variación de la frecuencia cardíaca, lo que refleja una buena capacidad para reaccionar a esos estímulos, y generalmente se encuentra relacionada con la edad y la capacidad cognitiva del sujeto (Castaldo et al 2015).

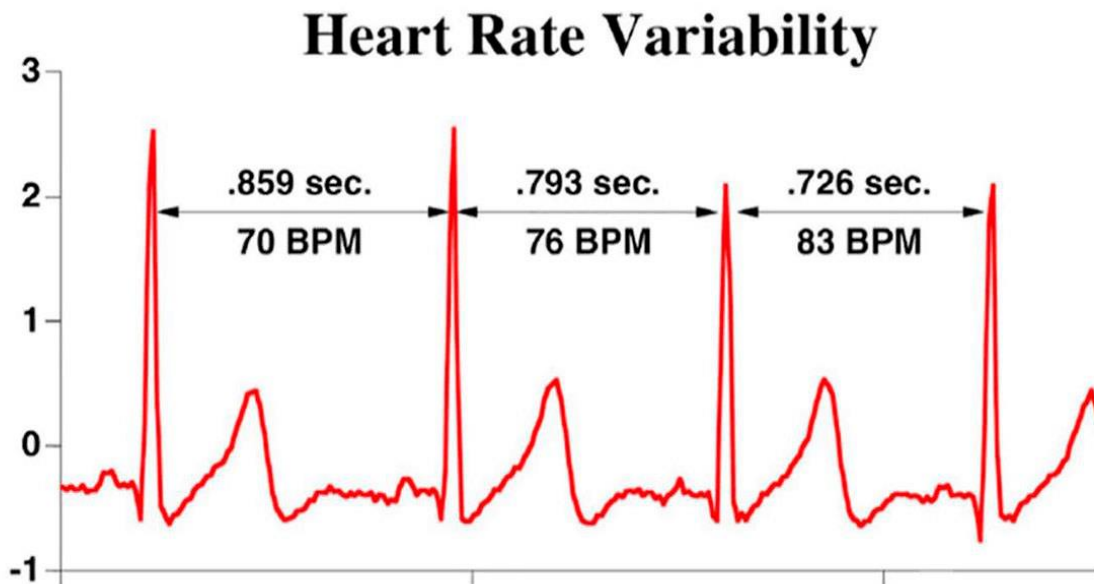


Figura 5. Intervalos RR para el cálculo de la variabilidad cardíaca.

Todas las medidas de la VFC se derivan de la evaluación de los cambios que ocurren naturalmente en la frecuencia cardíaca latido a latido y refleja las complejas interacciones del corazón con múltiples sistemas corporales. Un nivel adecuado de esta VFC en los sistemas fisiológicos que regulan el organismo es clave para un individuo en cuanto a la adaptabilidad y flexibilidad o resiliencia que indican una funcionalidad coherente y saludable basada en el bienestar (Mejía-Mejía et al 2019).

Si bien demasiada inestabilidad es perjudicial para el funcionamiento fisiológico y la utilización de energía de manera eficiente, muy poca variación indica agotamiento o patología. La VFC baja es un predictor fuerte e independiente de problemas de salud futuros, incluidas todas las

causas de mortalidad y se asocia con numerosas afecciones médicas. La VFC también es un indicador importante de la resiliencia psicológica y la flexibilidad conductual, así como la capacidad de adaptarse eficazmente a los cambios sociales o ambientales (Castaldo et al 2015).

La coherencia del ritmo cardíaco se refleja en el espectro de potencia de HRV como un gran aumento de potencia en la banda de baja frecuencia (LF) (normalmente en torno a 0,1 Hz) y una disminución de potencia en las bandas de muy baja frecuencia (VLF) y alta frecuencia (HF). Por lo tanto, un ritmo cardíaco coherente puede definirse como una señal relativamente armónica (similar a una onda sinusoidal) con un pico muy estrecho y de gran amplitud en la región LF del espectro de potencia HRV sin picos importantes en las regiones VLF o HF. (McCraty, 2010).

La coherencia cardíaca es un modo funcional altamente eficiente que se asocia con la utilización eficiente de los recursos energéticos y numerosos beneficios relacionados con la salud. Estos incluyen:

- Restablecimiento de la sensibilidad de los barorreceptores, que está relacionada con el control de la presión arterial a corto plazo y el aumento de la eficiencia respiratoria.
- Aumento del tráfico aferente vagal, que está involucrado en la inhibición de las señales de dolor y el flujo simpático.
- Aumento del gasto cardíaco junto con una mayor eficiencia en el intercambio de líquidos, la filtración y la absorción entre los capilares y los tejidos.
- Mayor capacidad del sistema cardiovascular para adaptarse a las necesidades circulatorias.
- Aumento de la sincronización temporal de las células en todo el cuerpo (McCraty, 2010).

Tiempo de tránsito de pulso

El tiempo de tránsito de pulso es una señal que mide cuanto tarda en llegar el pulso entre dos puntos arteriales distintos, es decir, la diferencia de tiempo desde que se produce un latido hasta su posterior detección en un punto arterial del cuerpo, en este caso, la punta del dedo índice. Se utiliza como indicador indirecto de la presión arterial sanguínea, ya que en función del nivel de presión que haya en el interior de los vasos, el flujo sanguíneo variará su velocidad, determinando el nivel de elasticidad de los mismos y su resistencia al paso del fluido.

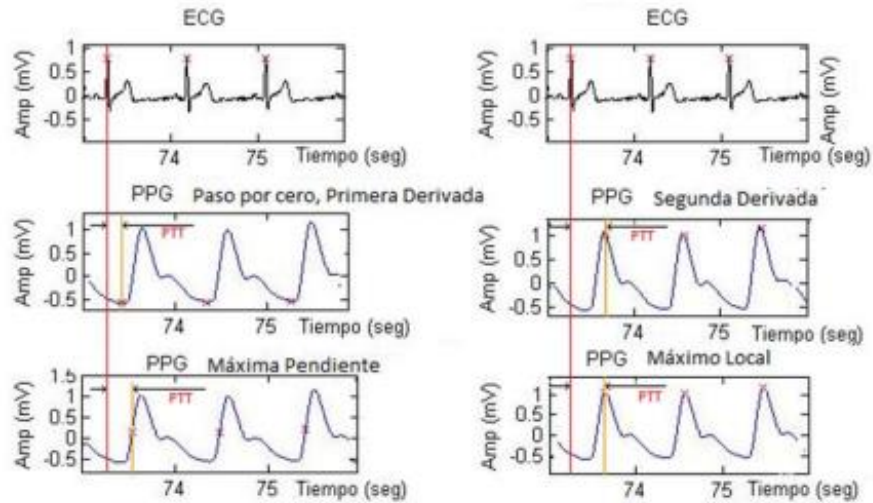


Figura 6. Cálculo de la señal PTT en función de distintos puntos de la señal PPG

Para el cálculo de esta señal se hace una diferencia entre el instante temporal en el que se produce el pico R de la onda QRS de la señal ECG, y el instante de tiempo del punto característico de la onda PPG. Existen distintas formas de establecer el punto característico de la señal PPG, ya sea por máxima pendiente de la onda, primera derivada e igualación a 0 o segunda derivada (Méndez et al 2017).

Modelo para el cálculo del índice de coherencia global

Con el objetivo de calcular el índice de coherencia global, necesitamos conocer tres variables. La primera de ellas es la coherencia fisiológica $PhyCo$, obtenida a partir del espectro de potencia de la señal HRV en el rango de frecuencias entre 0.04 y 0.26Hz. Para su hallazgo obtenemos el máximo pico de potencia en esta ventana P_{Peak} , donde se sabe que ocurren los fenómenos relacionados con la asociación de distintos sistemas. La ratio de esta coherencia fisiológica se calcula dividiendo este pico máximo de potencia entre la potencia total en el rango 0.0033 and 0.4 Hz (P_{Total}). Adicionalmente se calcula la coherencia fisiológica en las variables PTT y respiración, en los mismos rangos establecidos anteriormente.

$$PhyCoh = \frac{P_{Peak}}{P_{Total}} \quad \overline{PhyCoh} = \frac{1}{3}(PhyCoh_{HRV}) + \frac{1}{6}(PhyCoh_{PTT}) + \frac{1}{2}(PhyCoh_{Respiration})$$

Ecuaciones 1 y 2. Cálculo de la coherencia fisiológica

Dado que la PhyCo no es suficiente para determinar el sincronismo de manera precisa entre las distintas señales fisiológicas de los organismos, establecemos el cálculo de la resta entre fases de las señales HRV-respiración y PTT-respiración. Para esta medición, el valor 1 indica que las fases de las señales son paralelas entre ellas, es decir, que φ_k es cero o es múltiplo de π radianes en cada instante de tiempo.

$$r_{xy}(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N y(n)x(n+k)$$

$$PSI_k = (\overline{\cos(\varphi_k)})^2 + (\overline{\sin(\varphi_k)})^2$$

Ecuaciones 3 y 4. Cálculo del índice de dispersión de fase.

A continuación, se calcula la correlación cruzada (r_{xy}), que mide el grado de similitud entre dos señales discretizadas, obteniendo valores entre -1 y 1, los cuales al estar más cercanos a los extremos de este rango indican un mayor parecido (Mejía-Mejía *et al* 2019).

$$\overline{r_{xy}} = \frac{1}{3} [\max(|r_{HR}|) + \max(|r_{HP}|) + \max(|r_{PR}|)]$$

Ecuación 5. Cálculo de la correlación cruzada entre las señales

Con la unión de estas tres mediciones obtenemos un índice de coherencia global, a través de las medias ponderadas de estas variables, y estableciendo una serie de coeficientes de manera empírica en los que se les da más peso a la PhyCo y a la correlación (Mejía-Mejía *et al* 2019).

$$GCI = \frac{3}{5}(\overline{PhyCoh}) + \frac{1}{4}(\overline{r_{xy}}) + \frac{3}{20}(\overline{PSI})$$

Ecuación 6. Cálculo del índice de coherencia global

5. Desarrollo del dispositivo.

5.1. Software

Para el desarrollo del dispositivo se emplea como se indica en la metodología una placa teensy 4.1 conectada a través de sus puertos con el sensor AD8232 y sensor de ritmo cardíaco Vma340 para adquirir la señal electrocardiográfica y de PPG respectivamente. Para establecer la conexión se empleará el software libre Teensyarduino. En el caso del sensor de la señal ECG, estableceremos la conexión a través del pin analógico A0 que entregará la señal del electrocardiograma. Este sensor ya posee per se un filtro integrado pasa bandas entre 0.5 y 40 Hz para evitar las interferencias de red.

Entorno Arduino

En el entorno Arduino diseñamos un código que nos permita leer las señales ECG y PPG a través de los puertos analógicos de la teensy. Establecemos las conexiones seriales para la comunicación entre el microprocesador, la pantalla nextion y el módulo bluetooth, y la resolución de lectura de 10 bits aportada por el datasheet de la placa teensy 4.1. Estas señales, son recogidas mediante pines analógicos de la placa Teensy.

Para la señal de respiración implementamos un filtro pasa bajas con frecuencia de corte 0.3 sobre la señal analógica ECG, que aunque obtiene una señal con una cantidad notable de ruido, observamos el trazo sinusoidal de la respiración de manera que permita atenuar los picos de la señal, y quedarnos con las componentes de baja frecuencia que modulan la señal ECG. implementa un código que permita el envío de datos hacia la pantalla LCD. Al mismo tiempo, este código también establece la comunicación que permitirá enviar esos mismos datos al programa Matlab a través del dispositivo bluetooth HC-06. De esta manera se emplea Arduino como un entorno que adquiere información y se comunica con los distintos entornos del dispositivo en varias direcciones.

Entorno Matlab

Empleamos el programa MATLAB para realizar todos los cálculos necesarios expuestos con anterioridad en el modelo para la obtención de la coherencia fisiológica. Para ello se establece la conexión con el dispositivo bluetooth HC-06 que transmite la información desde la teensy, de las señales ECG, PPG, y Respiración.

El programa, en una primera instancia, vuelve a filtrar digitalmente las señales para que consigan un nivel de depuración superior. A la señal ECG se le aplica un filtro pasabanda entre 0.5 y 35 Hz Butterworth de orden 2. A la señal PPG se le aplica un filtro digital pasabandas entre 0.5 y 10 Hz. Mientras que a la señal de respiración se le aplica un filtro pasa bajas de orden 5, con frecuencia de corte 0.1.

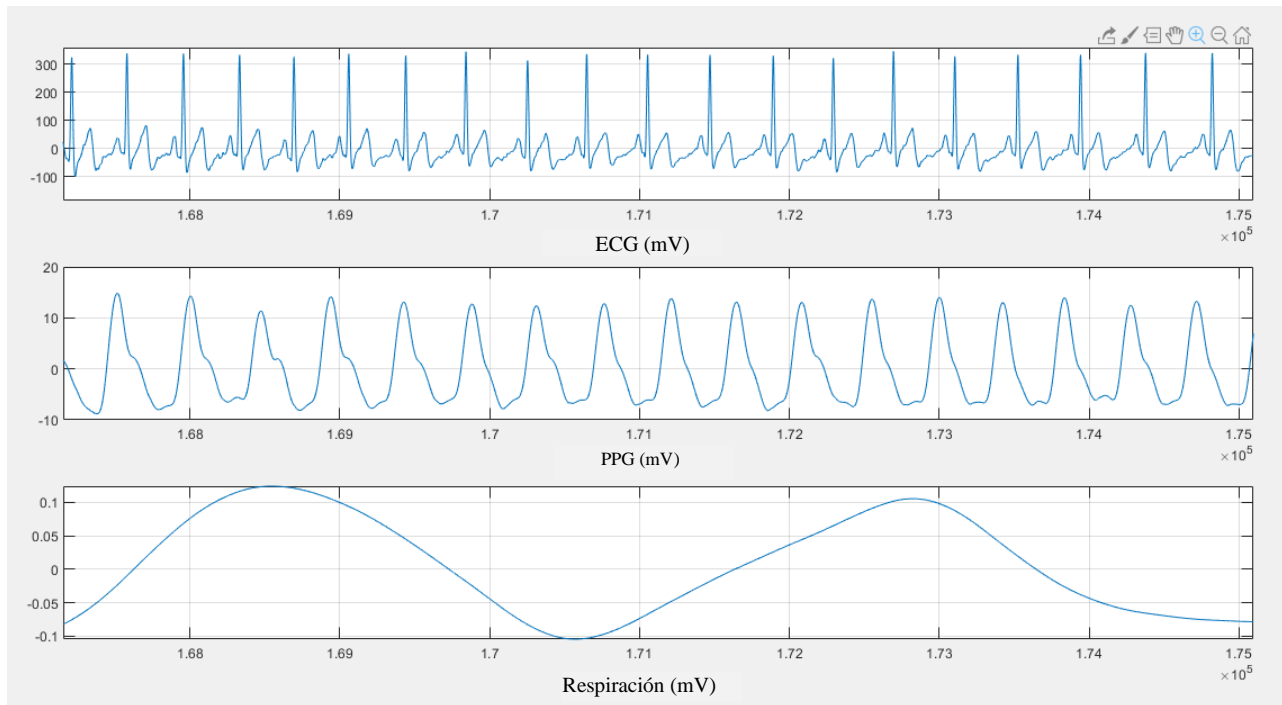


Figura 7. Señales ECG, PPG y de respiración después de filtrado en Matlab

Mediante el algoritmo de Pan Tompkins, se extraen los picos de la señal ECG para obtener la señal HRV como diferencia entre los instantes temporales en los que se producen estos picos. De manera análoga se implementa una función que permita establecer los puntos de máxima pendiente de la señal PPG del led infrarrojo del sensor. Así, establecemos el punto de referencia de la señal, con el objetivo de calcular la señal PTT (tiempo de tránsito de pulso) a través de la resta entre el pico R de la señal ECG y el punto característico de la señal PPG escogido consecutivo.

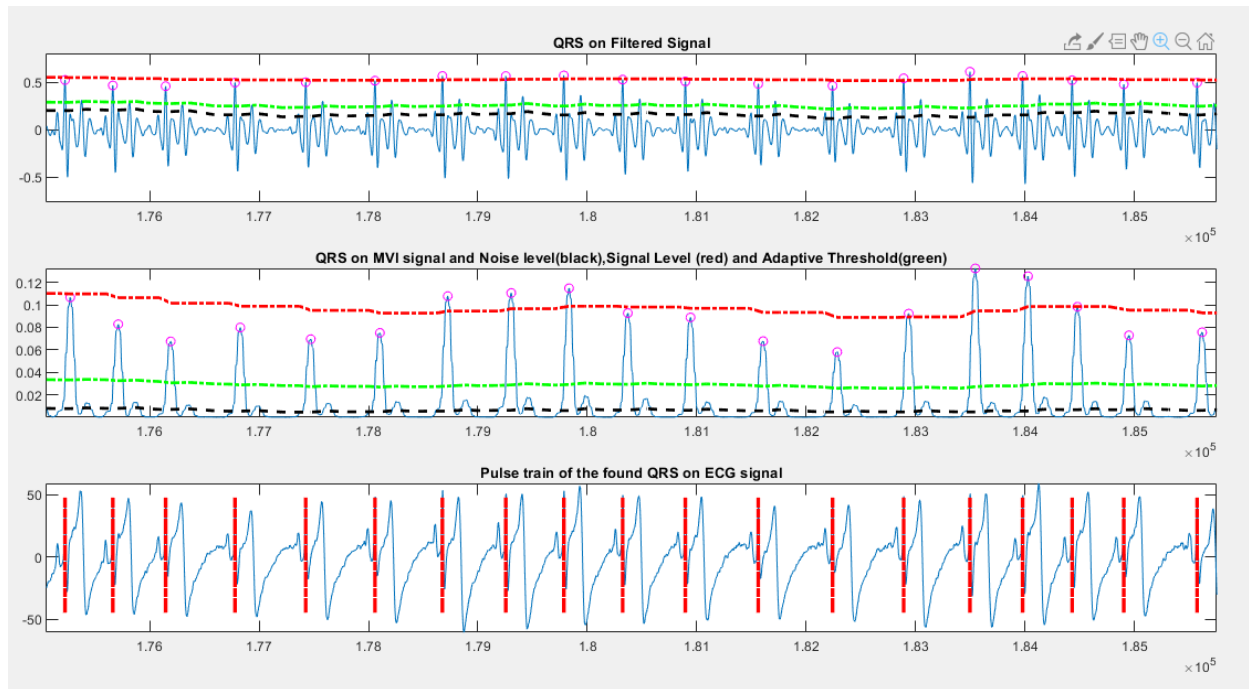


Figura 8. Selección de puntos para la señal HRV y PTT en el registro de electrocardiograma en Matlab

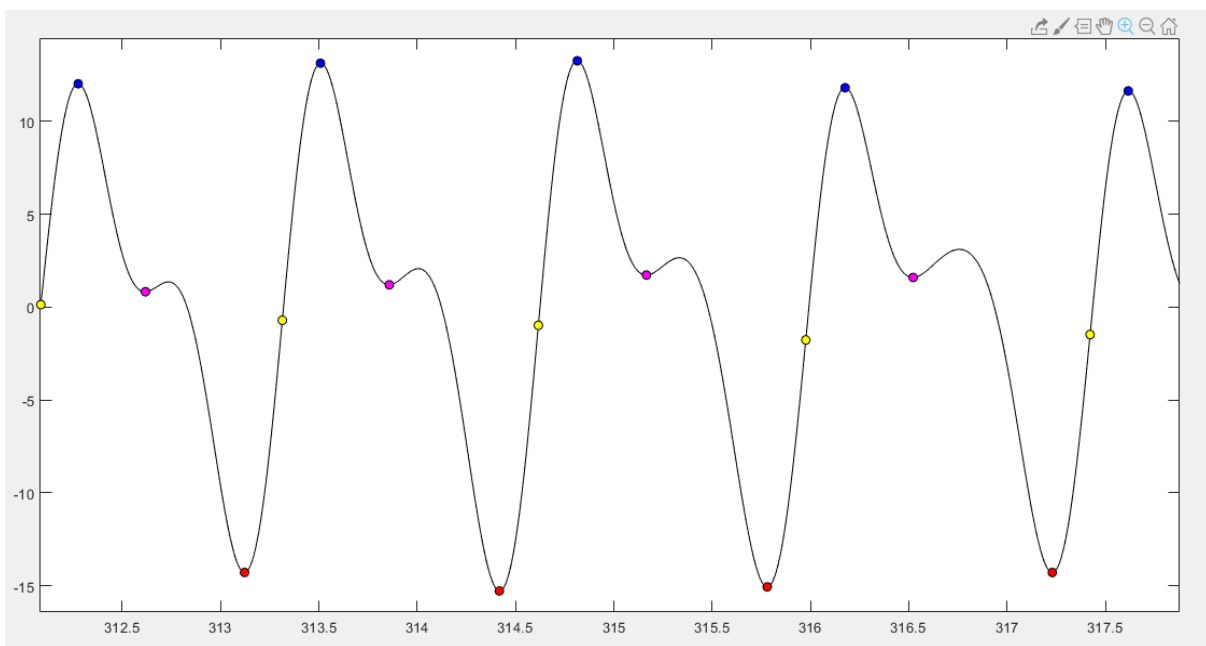


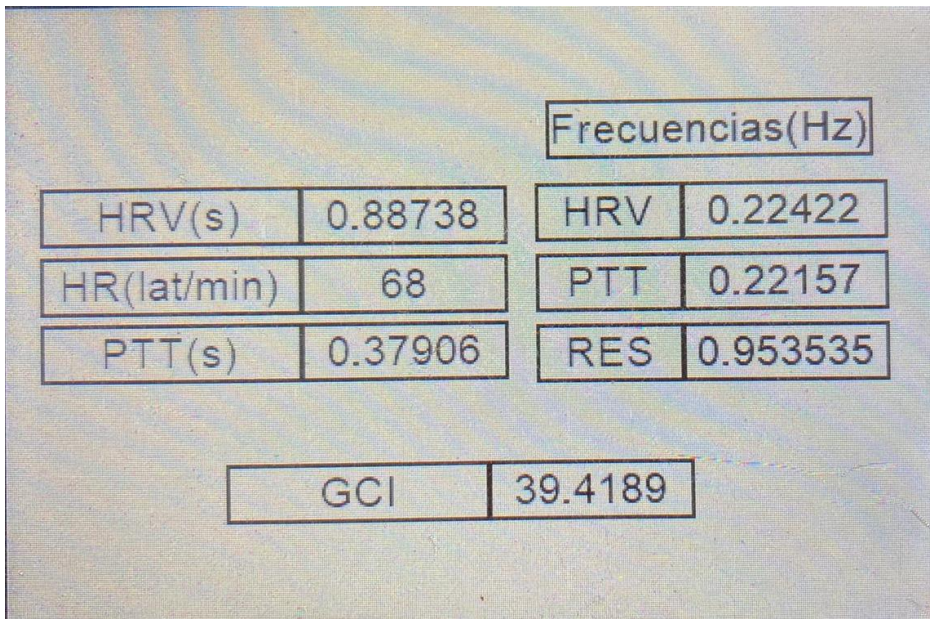
Figura 9. Selección de puntos para la señal HRV y PTT en el registro PPG en Matlab

Una vez se han calculado las señales HRV, PTT, de la forma explicada anteriormente, se aplican las ecuaciones definidas en el modelo de cálculo de coherencia. Los valores finales, junto con

los espectros de potencia son enviados de nuevo a la placa teensy que se encarga de adquirirlos y volverlos a enviar hacia la pantalla LCD en la cual se verán reflejados.

Entorno Nextion

Para mostrar los datos a través de la pantalla LCD es necesario en primer lugar establecer una conexión física con los puertos seriales de la placa Teensy, y establecer una conexión con el IDE Arduino a través del cual se le van a enviar la información necesaria. Una vez hecho esto, se procede a desarrollar el entorno gráfico de la pantalla mediante el programa que suministra el propio fabricante de manera gratuita, Nextion Editor.



The image shows a screenshot of a Nextion LCD menu. At the top right, there is a header box labeled 'Frecuencias(Hz)'. Below this, there are several data boxes arranged in two columns. The left column contains: 'HRV(s) 0.88738', 'HR(lat/min) 68', and 'PTT(s) 0.37906'. The right column contains: 'HRV 0.22422', 'PTT 0.22157', and 'RES 0.953535'. At the bottom center, there is a larger box labeled 'GCI 39.4189'.

		Frecuencias(Hz)	
HRV(s)	0.88738	HRV	0.22422
HR(lat/min)	68	PTT	0.22157
PTT(s)	0.37906	RES	0.953535
GCI		39.4189	

Figura 10. Menú de la pantalla Nextion mostrando datos temporales y frecuenciales sobre las señales e índice de coherencia global (%)

El software ofrece una interfaz sencilla mediante la cual se programan los distintos menús que va a poseer nuestro dispositivo. En primer lugar vamos a encontrar una primera ventana con un botón de Comenzar que nos permita acceder al menú general, donde van a aparecer las tres señales principales en tiempo real. Cuando se lleva a cabo el registro de los datos para los cálculos frecuenciales, la pantalla imprime a modo de tabla los resultados más relevantes para la estimación del nivel de estrés.



Figura 11. Señal ECG, PPG y respiración en la pantalla LCD Nextion.

En este menú también encontraremos un botón donde podamos ver los datos recogidos de los cálculos, es decir, los espectros de potencia de la señal HRV, PTT y Respiración que nos dará una indicación del nivel de estrés del usuario.

5.2. Hardware

Para la construcción del dispositivo empleamos diferentes elementos hardware que van interconectados entre si con el objetivo obtener las señales y cálculos mencionados anteriormente.

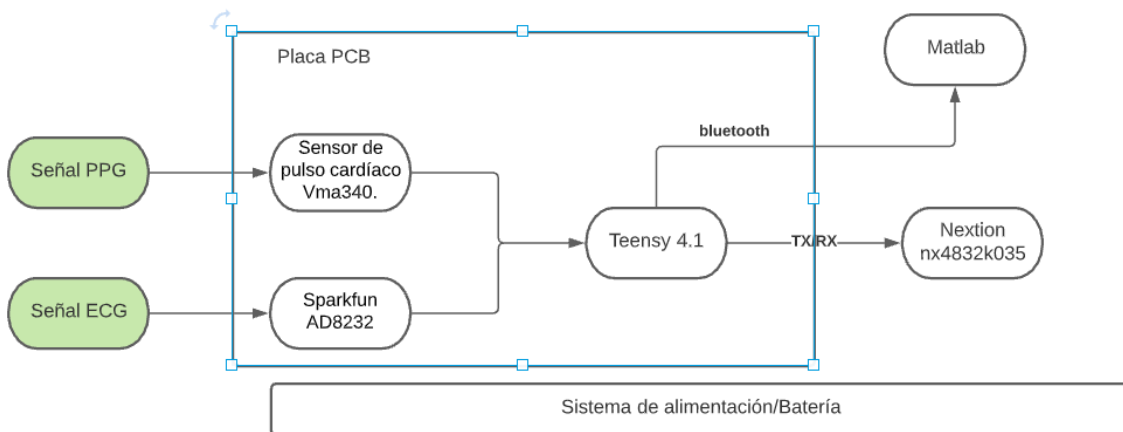


Figura 12. Diagrama de acción de los elementos del dispositivo.

Para el ensamble de los componentes electrónicos del dispositivo se emplea una placa PCB de circuito integrado diseñada a través del software Altium en la que se establecen todas las conexiones a través de finas pistas conductoras de cobre que evitan un cableado excesivo y que mejoran la eficiencia del dispositivo.

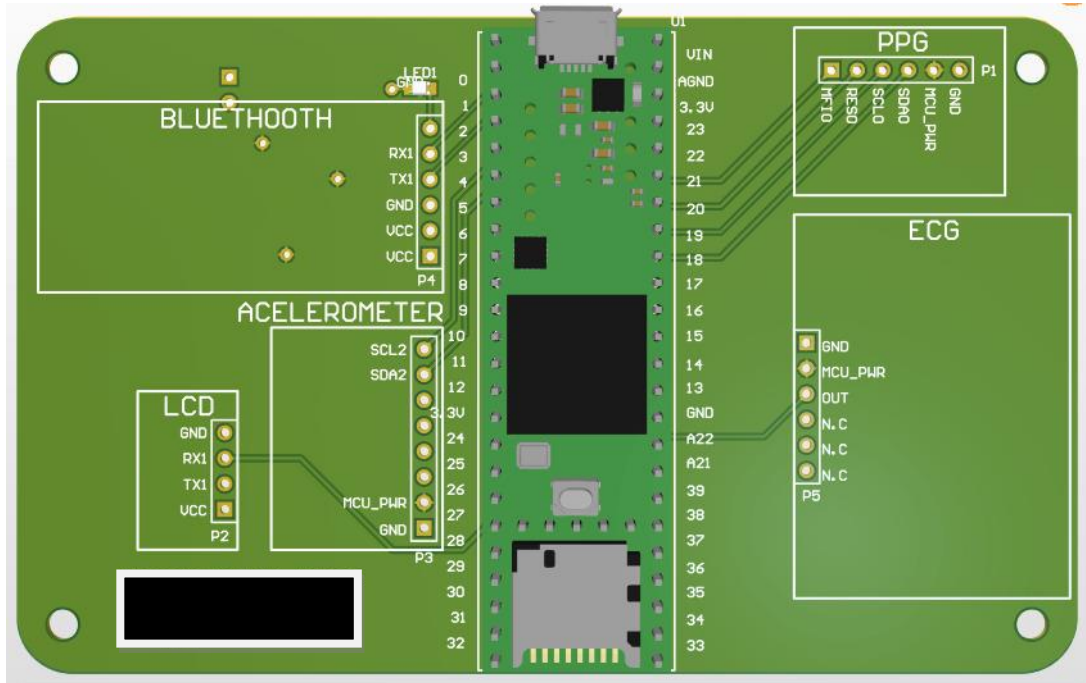


Figura 13. Placa PCB del dispositivo.

Nextion es una solución de interfaz hombre-máquina (HMI) que combina un procesador integrado y una pantalla táctil de memoria con el software Nextion Editor para poder desarrollar proyectos HMI GUI.

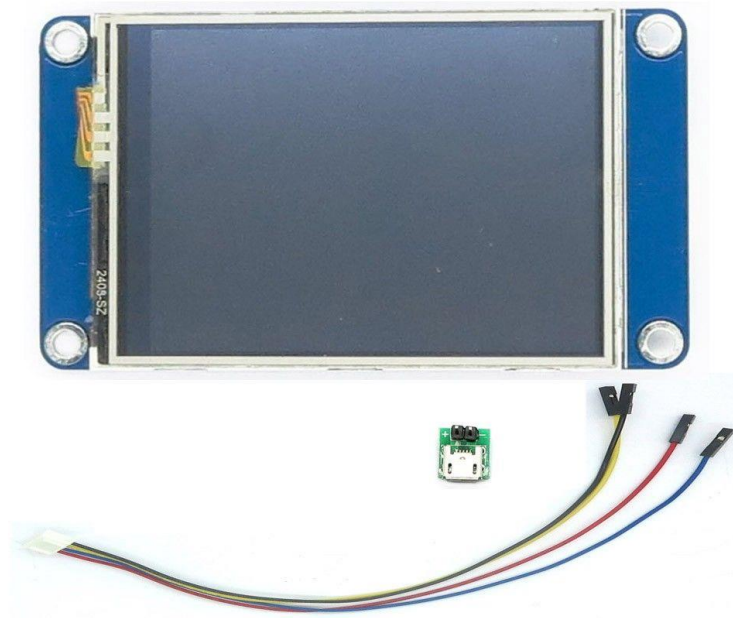


Figura 14. Pantalla Nextion.

Con el software Nextion Editor, puede desarrollar rápidamente la GUI de HMI arrastrando y soltando componentes (gráficos, texto, botón, control deslizante, etc.) e instrucciones basadas en texto ASCII para codificar cómo interactúan los componentes en el lado de la pantalla.

La pantalla Nextion HMI se conecta a la MCU periférica a través de TTL Serial (5V, TX, RX, GND) para proporcionar notificaciones de eventos sobre las que la MCU periférica puede actuar, la MCU periférica puede actualizar fácilmente el progreso y el estado a la pantalla Nextion utilizando instrucciones simples basadas en texto ASCII.

El núcleo de nuestro dispositivo se encuentra en la placa o microcontrolador Teensy 4.1, programada por Arduino, cuya función será la de digitalizar las señales analógicas de los sensores, enviarlas hacia la pantalla y hacia el programa Matlab y recibir datos de este para enviarlos de nuevo a la pantalla. Consta de 35 pines, conexión i2C, 4 MB de memoria flash, una resolución de 10 bits, conexión micro-USB y botón de reinicio.



Figura 15. Placa Teensy 4.1

La alimentación del dispositivo viene dada por una batería de la marca comercial Beston, que alimenta con 9 V y 250mAh nuestro dispositivo. Se alimenta la teensy con 5 V al igual que la pantalla nextion, y se conecta a 3.3 V los dos sensores empleados.

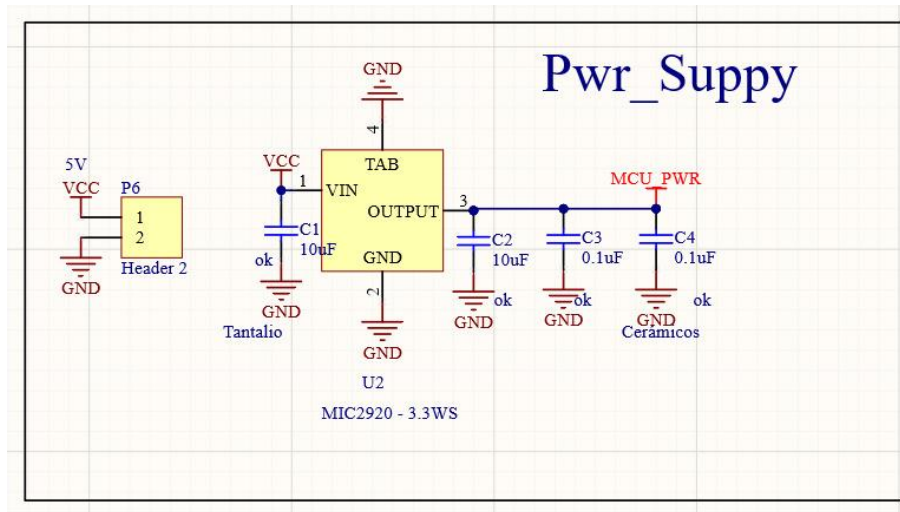


Figura 16. Sistema de alimentación del dispositivo

Para la unión de los componentes físicos, se diseña una carcasa mediante el programa SolidEdge de Siemens en plástico ABS, de color blanco que va a proteger los distintos subsistemas, de la cual van a poder extraerse los latiguillos para los electrodos del ECG, el sensor de pulsioximetría, y desde la cual se va a visualizar la pantalla.



Figura 17. Electrodo conectado a través de entrada de audio al sensor AD2382 de ECG.

Para la comunicación entre la placa teensy y el programa Matlab en el computador, empleamos un módulo bluetooth HC-06 que realiza la función de incorporar los datos de las señales en el programa y devolver los resultados frecuenciales y el índice de coherencia global hacia la placa para trasladarlo a la pantalla posteriormente.

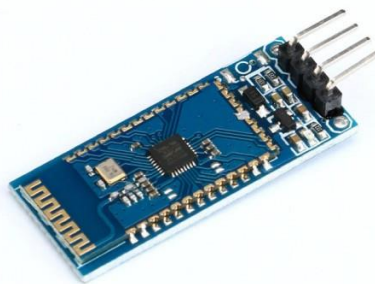


Figura 18. Módulo bluetooth HC-06 para la comunicación dispositivo-PC



Figura 19. Carcasa fabricada con impresión 3D, en ABS.

Para la adquisición de la señal ECG, se emplea el sensor AD832, obtenemos la señal de la segunda derivación colocando los electrodos sobre cresta ílaca derecha (RL), cresta ílaca izquierda (LA), y fosa subclavia derecha (RA). Para ello se coloca el OUTPUT sobre el puerto analógico establecido, y se conecta el electrodo a la alimentación de Teensy de 3.3 V y GROUND.

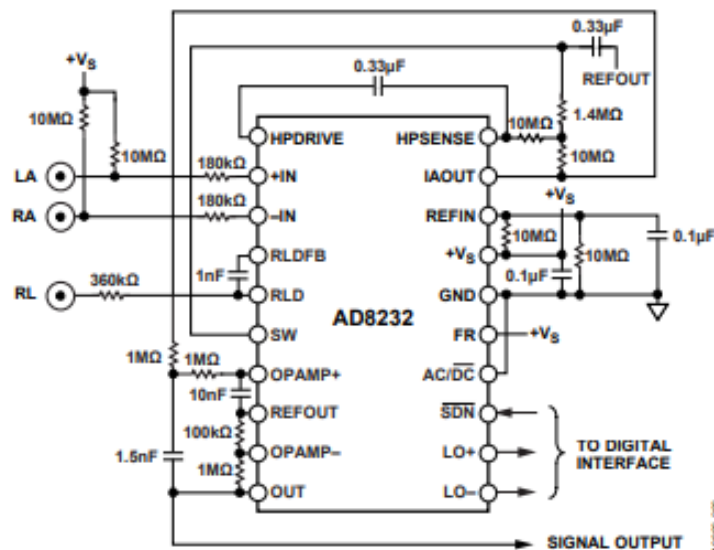
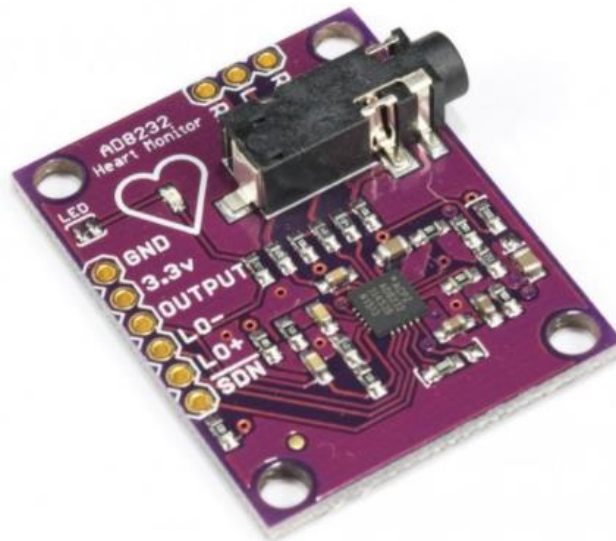


Figura 20. Sensor ECG AD8232

Para la adquisición de las señales de PPG, colocamos el dedo índice de la mano no dominante sobre el sensor presionando con ligera fuerza.

El sensor de pulso cardíaco realiza la detección utilizando su LED infrarrojo interno para hacer rebotar la luz en las arterias y arteriolas en la capa subcutánea de su dedo y detectar cuánta luz se absorbe con sus fotodetectores, es decir, lleva a cabo una tarea de fotopleto-mografía. La salida de este sensor se conecta a uno de los pines analógicos de la teensy, desde donde se obtiene la señal PPG.



Figura 21. Sensor de pulso cardíaco Vma340.

6. Resultados

Como podemos observar, y tal como hemos anticipado en el marco teórico, la sincronización de las señales es latente cuando el cuerpo humano se encuentra en un estado de relajación. Al establecer una respiración con inspiración y espiración cada 5 segundos, es decir, una respiración con una frecuencia 0.1 Hz, las señales PTT y HRV, desplazan y concentran su espectro de frecuencia hacia valores muy próximos a 0.1.

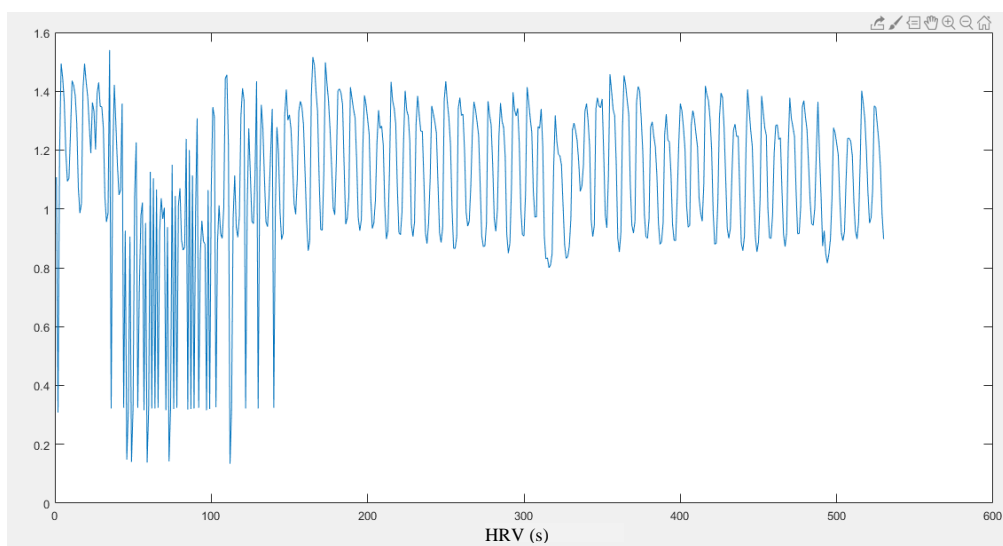


Figura 22. Señal HRV bajo un tiempo de 6 minutos en proceso de obtención de coherencia.

Al principio del registro, vemos una variabilidad cardiaca más dispar, mientras que, una vez alcanzado ese estado de coherencia fisiológica, la señal HRV muestra un patrón mucho más regular y ordenado.

Los espectros de potencia también muestran una clara modificación, pues pasan de una dispersión de la potencia de la señal concentrada en bandas de potencia alejadas de ese nivel, a Una

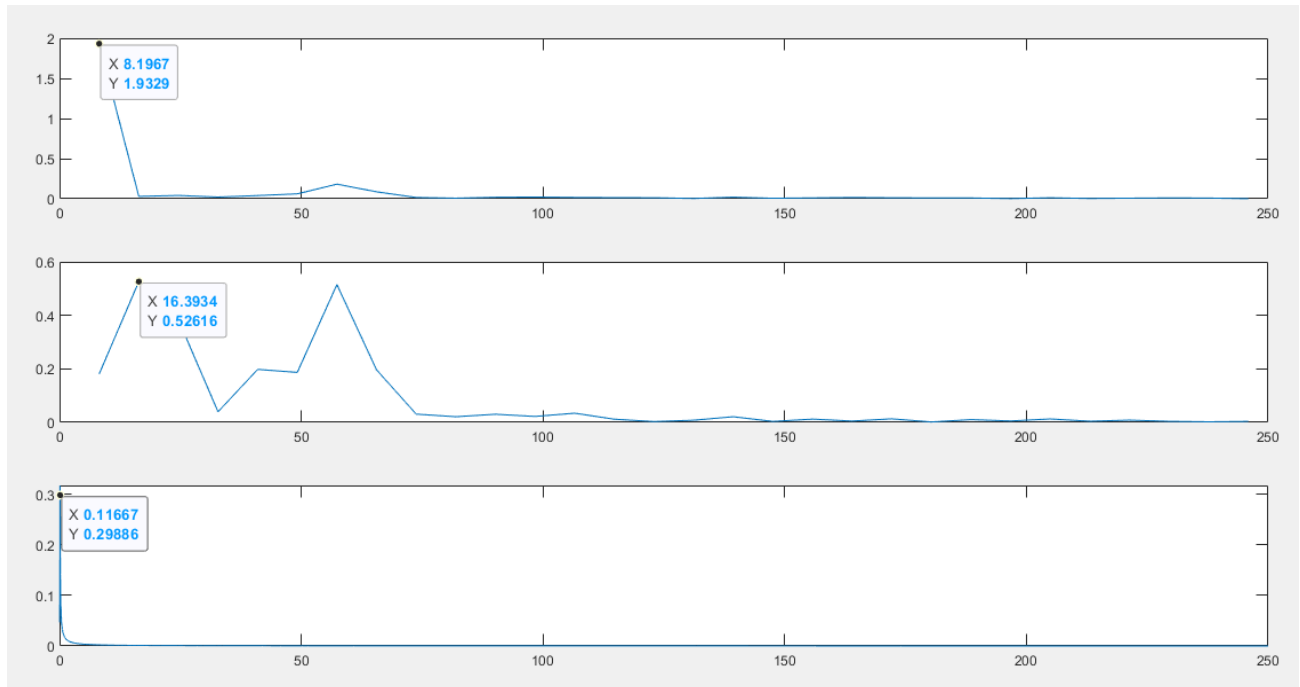


Figura 23. Espectro de potencia de HRV, PTT y respiración respectivamente durante una tarea mental.

Observamos como los espectros de potencia se desplazan hacia unos valores mas próximos a 0.1 Hz, demostrando como la respiración modula el ritmo cardíaco y la presión arterial de manera que el organismo entra en un estado de coherencia que optimiza y mejora su estado y su funcionamiento.

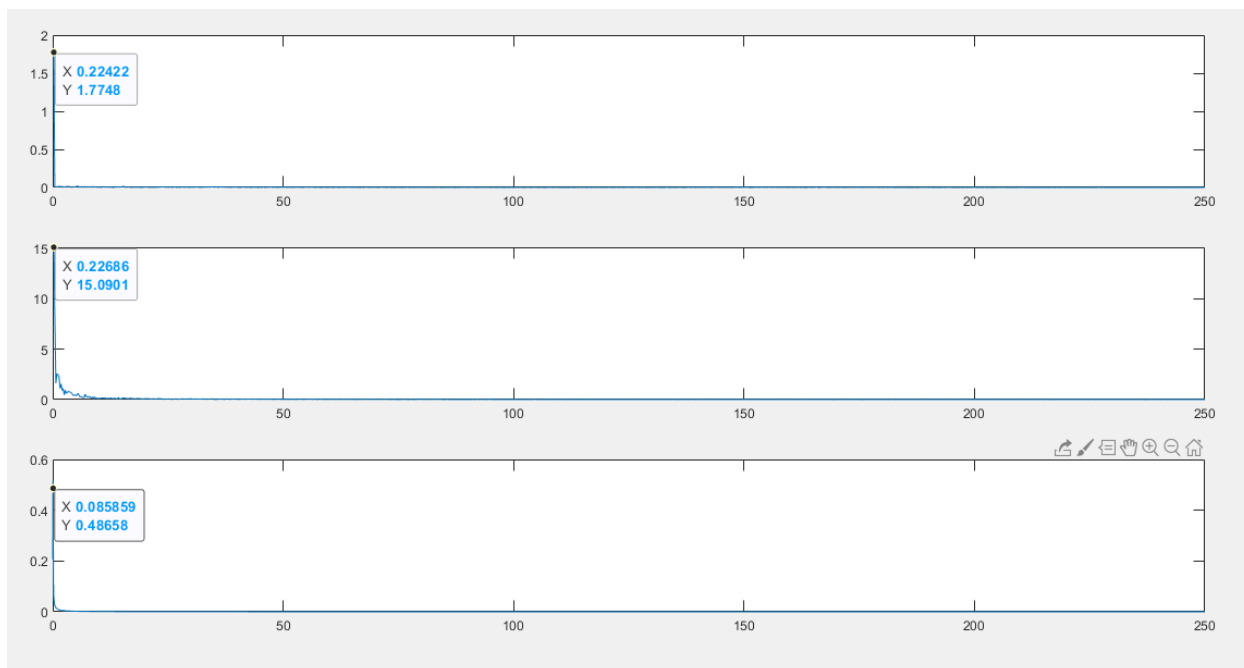


Figura 24. Espectro de potencia de HRV, PTT y respiración respectivamente durante etapa de coherencia fisiológica

7. Presupuesto

Para la realización del presupuesto se emplea el programa Excel que, junto con la ayuda de una serie de plantillas proporcionadas por la institución universitaria, permitirá hacer un balance económico del coste de este proyecto en la moneda local, el peso colombiano, intentando ajustar y optimizar lo mejor posible los recursos disponibles.

RESUMEN DEL PRESUPUESTO

RUBROS	FUENTES				TOTAL
	EIA		Recursos propios		
	Especie	Dinero	Especie	Dinero	
Personal	\$ 1.190.000,00		\$1.020.000		\$ 2.210.000
Equipos y software	\$ 5.040.000		\$ 795.000		\$ 5.835.000
Materiales	\$ 462.000		\$ 20.000		\$ 482.000
Otros	\$ -		\$ -		\$ -
TOTAL	\$ 6.692.000		\$1.835.000		\$ 8.527.000

DETALLE DE MATERIALES

Descripción	Cantidad	Valor unitario	Recursos				TOTAL
			EIA		Recursos propios		
			Especie	Dinero	Especie	Dinero	
Microcontrolado	1	140000	140000				\$ 140.000,00
Sensores	2	86000	172000				\$ 172.000,00
Pantalla	1	150000	150000				\$ 150.000,00
Papelería	100	200			20000		\$ 20.000,00
TOTAL			\$ 462.000	\$ -	\$ 20.000	\$ -	\$ 482.000,00

DETALLE DE GASTOS DE EQUIPOS Y SOFTWARE

Descripción	Cantidad	Valor unitario	Recursos				TOTAL
			EIA		Recursos propios		
			Especie	Dinero	Especie	Dinero	
MacBook Pro	1	5040000	5040000				\$ 5.040.000,00
Licencia Aruino	1	0	0				\$ -
Licencia Matlab	1	773000			773000		\$ 773.000,00
Office	1	22000			22000		\$ 22.000,00
TOTAL			\$ 5.040.000	\$ -	\$ 795.000	\$ -	\$ 5.835.000,00

DETALLE DE PRESUPUESTO DE PERSONAL

Nombre	Función en el proyecto	Dedicación (horas/semana)	Semanas	Valor hora	Recursos				TOTAL
					EIA		Recursos propios		
					Especie	Dinero	Especie	Dinero	
Robinson Torri	Director	10	17	6000			1020000		\$ 1.020.000,00
Pedro Tornero	Investigador	2	17	35000	1190000				\$ 1.190.000,00
					0				\$ -
					0				\$ -
TOTAL						\$ -		\$ -	\$ 2.210.000,00

8. Conclusiones

Para concluir este trabajo se quiere recalcar en la importancia del estrés en la vida de las personas, y cómo la salud mental es un aspecto que se debe controlar y tener en cuenta. A la hora de desarrollar un proyecto donde se interrelacionan varias variables se debe llevar a cabo preservando la minimización del error, que puede ser acumulativo a la hora de obtener los resultados. Los resultados no son los ideales, pues los elementos de los que se dispone no tienen la precisión y exactitud necesarias. Por ejemplo, a la hora de obtener la señal PPG, una señal que al ser adquirida es muy sensible a artefactos de movimiento y presión del usuario sobre el sensor, sería mas conveniente usar una pinza pulsoxímetro, y para los cálculos del índice de coherencia global se necesitan un gran número de muestras para que los resultados en el espectro de frecuencia sean los esperados. Con estas circunstancias se ha podido observar como verdaderamente, la respiración modula las señales cardíacas, y como un estado de relajación en el que se realizan respiraciones cada 10 segundos, puede acercar al individuo a un

estado de coherencia fisiológica, reduciendo así el nivel de estrés y mejorando el rendimiento y la efectividad del cuerpo humano.

9. Bibliografía

Maset, D. (2020b). ¿Cómo combatir el estrés? – CinfaSalud Cinfasalud. <https://cinfasalud.cinfa.com/p/estres/>

Maset, D. (2020a). VII Estudio CinfaSalud sobre Estrés | CinfaSalud. Cinfasalud. <https://cinfasalud.cinfa.com/p/estudio-cinfasalud-estres/>

Mejía-Mejía, E., Torres, R., & Restrepo, D. (2019). Assessment of high coherent states using heart rate variability, pulse transit time and respiratory signals. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 5(4), 045008. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/AB2173>

American Psychological Association. (2010). *El estrés es un problema de salud serio en los Estados Unidos*. <http://www.apa.org/centrodeapoyo/estres-problema>

NIMH 5 cosas que usted debe saber sobre el estrés. (2020). National Institute of Mental Health. <https://www.nimh.nih.gov/health/publications/espanol/5-cosas-que-usted-debe-saber-sobre-el-estres/index.shtml>

Alarcon, M. E. B. (2018). *Estrés y Burnout Enfermedades En La Vida Actual*. Palibrio.

Casma, J. C. (2015). El estrés, aliado de la pobreza de Latinoamérica. EL PAÍS. https://elpais.com/internacional/2015/12/21/america/1450734791_979876.html

Leira, M. (2012). Manual de bases biológicas del comportamiento humano. In *Universidad de la República*.

https://www.researchgate.net/profile/Lisandro_Vales/publication/313160217_SistemaLimbico/data/58916e8faca272f9a556c81b/SistemaLimbico.pdf

Castaldo, R., Melillo, P., Bracale, U., Caserta, M., Triassi, M., & Pecchia, L. (2015). Acute mental stress assessment via short term HRV analysis in healthy adults: A systematic review with meta-analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18, 370–377. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.02.012>

de Camargo, B. (2010). Estrés, Síndrome General de Adaptación o Reacción General de Alarma. *Revista Médico Científica*, 17(2). Recuperado a partir de <https://www.revistamedicocientifica.org/index.php/rmc/article/view/103>

Camargo, L. H. (2011). Revisión De Dispositivos Electrónicos Para La Determinación De Estrés a Partir De Variables Fisiológicas. *Revisión De Dispositivos Electrónicos Para La Determinación De Estrés a Partir De Variables Fisiológicas*, 5(1), 114–122. <https://doi.org/10.14483/22484728.3521>

McCraty, R. (2011). Coherence: Bridging personal, social and global health. *Activitas Nervosa Superior Rediviva*, 53(3), 85–102.

Isaza Arias, D. (2020). Dispositivo para la medición del índice de coherencia global (Tesis de grado). *Escuela de Ingeniería de Antioquia*. Medellín, Colombia.

Marquínez-Báscones, F. (2006). Cerebro y coherencia cardiaca. *Gaceta Médica de Bilbao*. <http://gacetamedicabilbao.eus/index.php/gacetamedicabilbao/article/view/401/409>

Méndez Magdaleno, L. E., & Dorantes Méndez, G. (2017). Caracterización de la señal de intervalos RR y PTT durante estímulos combinados con frío. *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, 3(1), 92–95. Recuperado a partir de <http://memorias.somib.org.mx/index.php/memorias/article/view/13>

10. Anexos

1. [Código de Matlab para la obtención de datos de coherencia y adquisición de las señales señales.](#)

```
% info=instrhwinf('Bluetooth')
% info.RemoteIDs
% info.RemoteNames
```

obtención de la señal

```
fs = 500;
ts = 1/fs;
muestras=20000;
senales=zeros(muestras,3);
valorADC=[0 0 0];

p=Bluetooth('btspp://98d371fda54c', 1);
fopen(p);
fwrite(p,"recibir");
contador=1;
while contador<=muestras
    valorADC=fscanf(p, '%d')';
```

```

[~,col]=size(valorADC);
if col==3
senales(contador,1)=valorADC(1);
senales(contador,2)=valorADC(2);
senales(contador,3)=valorADC(3);
contador=contador+1
else
senales(contador,1)=0;
senales(contador,2)=0;
senales(contador,3)=0;
contador=contador+1
end
end

```

Filtrado y deteccion de puntos

```

[b,a] = butter(2, [0.1 12]/(fs/2), 'bandpass');
ECGtot = filter(b,a,senales(:,1));
ECG = ECGtot(5001:end-5000);

[b,a] = butter(2, [0.1 2]/(fs/2), 'bandpass');
PPGtot = filter(b,a,senales(:,2));
PPG1 = PPGtot(5001:end-5000);
PPG = fliplr(PPG1)';

[b,a] = butter(5, 0.1/(fs/2), 'low');
RESPtot = filter(b,a,ECGtot);
RESP = RESPtot(5001:end-5000);

[~,puntosR,~] = pan_tompkin(ECG,fs,1);
[~,pks,slo,~,~] = ppg_detect(PPG,fs,ts*(muestras-10000)/2,1);
[pksR, locs] = findpeaks (RESP, 'MinPeakDistance' , 3000);

ejeX = (1:muestras-10000);

figure();
plot(ejeX,RESP,ejeX(locs),pksR,'or'); grid on;

figure();
v(1) = subplot(3,1,1); plot(ejeX,ECG); grid on;
v(2) = subplot(3,1,2); plot(ejeX,PPG); grid on;
v(3) = subplot(3,1,3); plot(ejeX,RESP); grid on;

linkaxes(v, 'x');

```

Calculos

```
tiemposR = puntosR.*ts;
HRV = diff(tiemposR);
HRVprom = mean(HRV);
HRV_S = num2str(HRVprom); %Enviar

HR = round(60/HRVprom);
HR_S = num2str(HR,3); %Enviar

tiemposP = (slo.*ts)';

[~,cR] = size(tiemposR);
[~,cP] = size(tiemposP);

if cR > cP
    i = cP;
elseif cR < cP
    i = cR;
else
    i = cP;
end

for x=1:i
    PTT(1,x) = (tiemposP(1,x)) - (tiemposR(1,x));
end

PTTprom =abs(mean(PTT));
PTT_S = num2str(PTTprom); %Enviar

tiemposRes = locs.*ts;
RR = diff(tiemposRes);
RRprom = mean(RR);
FR = (60/RRprom);
FR_S = num2str(FR); %Enviar
```

Análisis Frecuencial

```
[~,col] = size(HRV);
HRV_F = fft(HRV);
A_HRV = 2.*(abs(HRV_F(1:col/2)/col));
F_HRV = fs.*(1:(col/2))./col; %vector de frecuencias
[~,I] = max(A_HRV);
fmaxHRV = F_HRV(1,I);
FHRV_S = num2str(fmaxHRV); %Enviar
```

```

[~,col] = size(PTT);
PTT_F = fft(PTT);
A_PTT = 2.*(abs(PTT_F(1:col/2)/col));
F_PTT = fs.*(1:(col/2))./col; %vector de frecuencias
 [~,I] = max(A_PTT);
fmaxPTT = F_PTT(1,I);
FPTT_S = num2str(fmaxPTT); %Enviar

[col,~] = size(RESP);
RESP_F = fft(RESP);
A_RESP = 2.*(abs(RESP_F(1:col/2)/col));
F_RESP = fs.*(1:(col/2))./col; %vector de frecuencias
 [~,I] = max(A_RESP);
fmaxRESP = F_RESP(1,I);
FRESP_S = num2str(fmaxRESP); %Enviar

figure();
subplot(3,1,1); plot(F_HRV,A_HRV);
subplot(3,1,2); plot(F_PTT,A_PTT);
subplot(3,1,3); plot(F_RESP,A_RESP);
fwrite(p,"terminar");
pause(2);

fwrite(p,HRV_S);
pause(2);
fwrite(p,HR_S);
pause(2);
fwrite(p,PTT_S);
pause(2);
fwrite(p,GCI);
pause(2);
fwrite(p,FHRV_S);
pause(2);
fwrite(p,FPTT_S);
pause(2);
fwrite(p,FRESP_S');

fclose(p);
delete(p);

```

2. Código Matlab para el cálculo del índice de coherencia

```
inferiorv=0.0033;
[maximo,positioniv]=min(abs(F_HRV-inferiorv));

superiorv=0.4;
[maximo,positionsv]=min(abs(F_HRV-superiorv));

phyCowindowHRV=trapz(A_HRV(positioniv:positionsv)/pi)

inferiorp=0.095;
[maximo,positionip]=min(abs(F_HRV-inferiorp))

superiorp=0.225;
[maximo,positionsp]=min(abs(F_HRV-superiorp));

phyCopeakHRV=trapz(A_HRV(positionip:positionsp)/pi)

coherenciaHRV=phyCopeakHRV/phyCowindowHRV

inferiorv=0.0033;
[maximo,positioniv]=min(abs(F_PTT-inferiorv));

superiorv=0.4;
[maximo,positionsv]=min(abs(F_PTT-superiorv));

phyCowindowPTT=trapz(A_PTT(positioniv:positionsv)/pi)

inferiorp=0.095;
[maximo,positionip]=min(abs(F_PTT-inferiorp));
```

```

superiorp=0.225;
[maximo,positionsp]=min(abs(F_PTT-superiorp));

phyCopeakPTT=trapz(A_PTT(positionip:positionsp)/pi)

coherenciaPTT=phyCopeakPTT/phyCowindowPTT

inferiorv=0.0033;
[maximo,positioniv]=min(abs(F_RESP-inferiorv));

superiorv=0.4;
[maximo,positionsv]=min(abs(F_RESP-superiorv));

phyCowindowRESP=trapz(A_RESP(positioniv:positionsv)/pi)

inferiorp=0.095;
[maximo,positionip]=min(abs(F_RESP-inferiorp));

superiorp=0.225;
[maximo,positionsp]=min(abs(F_RESP-superiorp));

phyCopeakRESP=trapz(A_RESP(positionip:positionsp)/pi)

coherenciaRESP=phyCopeakRESP/phyCowindowRESP

coherenciafisiologica=(1/3)*coherenciaHRV+(1/6)*coherenciaPTT+(1/2)*coherenciaR
ESP

%Calculo PSI

HRVsub=subsampling(HRV,length(HRV)/length(PTT));
RESPsub=subsampling(RESP,length(RESP)/length(PTT));

transformadaHRV=fft(HRVsub);
transformadaPTT=fft(PTT);
transformadaRESP=fft(RESPsub);

```

```

faseHRV=angle(transformadaHRV)';
fasePTT=angle(transformadaPTT)';
faseRESP=angle(transformadaRESP)';

term1=mean(cos(faseHRV+-faseRESP))^2+mean(sin(faseHRV+-faseRESP))^2;
term2=mean(cos(fasePTT+-faseRESP))^2+mean(sin(fasePTT+-faseRESP))^2;

PSI=0.333*term2+0.666*term1;

%Calculo de la correlacion cruzada

correlacion1=corrcoef(HRVsub,PTT);
correlacion2=corrcoef(HRVsub,RESPsub);
correlacion3=corrcoef(PTT,RESPsub);

correlacioncruzada=0.333*(correlacion1(1,1)+correlacion2(1,1)+correlacion3(1,1)
);

%Calculo del indice de coherencia global

GCI=((1/4)*correlacioncruzada+(3/20)*PSI+(3/5)*coherenciafisiologica)*100

```

3. Código arduino cargado sobre teensy para la adquisición de las señales y el flujo de la información entre los distintos módulos del dispositivo.

```

ProgramaArduino
IntervalTimer leer_val;

String datoP = "0";
String datoB[] = {"0","0","0","0","0","0","0","0","0","0"};

int ECG=10, PPG=10, RESP=10;
int ECG_new, PPG_new, RESP_new;
int aux = 0;
int contador = 0;

void setup() {
  Serial1.begin(57600); // Patalla
  Serial2.begin(115200); // Bluetooth
  analogReadResolution(10);
  leer_val.begin(leerADC,2000); //500hz
}

void leerADC(){
  if(datoP == "a" && datoB[0] == "recibir"){
    ECG = analogRead(A0);
    PPG = analogRead(A5);
    RESP = analogRead(A2);
  }
}

```

```

Serial1.print("add 1,0,");
Serial1.print(ECG_new);
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("add 2,0,");
Serial1.print(PPG_new);
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("add 3,0,");
Serial1.print(RESP_new);
Serial1.write("\xff\xff\xff");
}
if(datoB[1] == "terminar"){
noInterrupts();
datoP = "a-";
Serial1.print("page 2");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
aux = 1;
datoB[1] = "terminar-";
}
if(aux == 1){
Serial1.print("t0.txt=\");
Serial1.print(datoB[2]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
}

```

```

Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t1.txt=\");
Serial1.print(datoB[3]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t2.txt=\");
Serial1.print(datoB[4]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t3.txt=\");
Serial1.print(datoB[5]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t4.txt=\");
Serial1.print(datoB[6]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t5.txt=\");
Serial1.print(datoB[7]);
Serial1.print("\");
Serial1.write("\xff\xff\xff");
Serial1.print("t6.txt=\");
Serial1.print(datoB[8]);

```