



Facultad de Ingeniería

Escuela de Ingeniería Civil Biomédica

Medición del estrés a través del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco a partir de señales electrocardiográficas obtenidas con tecnología electrotextil

Por

Sebastian Antonio Quidel Schubert

Trabajo para optar al Título de Ingeniero Biomédico

Prof. Guía: Dr. Pablo Reyes Cabrera

Diciembre, 2014

Dedicatoria

Dedico este trabajo a todas las personas que me han apoyado de distinta manera a desarrollarme como persona y por quienes he cumplido mis objetivos.

A mis padres, quienes en estos largos años de estudios han entregado su amor, recursos, tiempo, preocupación y dedicación en cada aspecto de mi vida a pesar de la lejanía.

A mi familia en general, quienes han aportado la felicidad, cariño y amor para vivir en un ambiente familiar prospero del cual me siento enormemente agradecido.

A todos en general, quienes siempre estuvieron y están ahí brindando su apoyo y su energía.

Agradecimientos

En el tiempo que duró esta investigación se tuvieron incontables apoyos, sin los cuales no se hubiera podido realizar este trabajo.

Al profesor guía Doctor Pablo Reyes, quien estuvo preocupado por la evolución del trabajo y de quien siempre hubo apoyo en todo en lo que se le necesito, respondiendo dudas y entregando sus conocimientos.

A los profesores de la carrera, quienes han sido un soporte fundamental para mi desarrollo como persona y futuro profesional, de quienes además he aprendido de muchas maneras.

A mis amigos y compañeros de universidad, quienes brindaron su apoyo, colaboración y amistad para la realización de esta investigación.

Resumen

Palabras claves: estrés, electrocardiografía.

Resumen: *El estrés es la respuesta natural a la sobretensión, elevando nuestro nivel de alerta y preparando al organismo para diferentes desafíos. En la actualidad el hablar de estrés se hace un tema recurrente por la gran cantidad de patologías generadas por la sobretensión del organismo, principalmente asociadas a las exigencias laborales. Existen diferentes tipos de dispositivos y métodos capaces de medir estrés, pero no todos permiten la capacidad de medición continua, suelen ser intrusivos y además tienen un elevado costo. En la presente investigación se propone la utilización de dispositivos de medición de electrocardiografía para la medición del estrés mediante el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco. Se requirió de la participación de sujetos de prueba a los cuales, mediante tres pruebas, se les midieron señales de electrocardiografía utilizando un dispositivo basado en tecnología electrotéxtil, para luego mediante el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco comparar los resultados con la actividad electrodérmica de la piel medido con un dispositivo destinado a medir estrés. Se obtuvo que la variabilidad del ritmo cardíaco, analizada en el dominio del tiempo, es capaz de evidenciar estrés al realizarse una comparación entre estos datos y los resultados obtenidos con el test de percepción de estrés que se realizó a cada sujeto de prueba después del término de cada prueba; en el dominio de la frecuencia no se obtuvieron datos concluyentes que nos indicaran estrés en los sujetos de prueba. De la misma manera no se obtuvieron resultados concretos al comparar con las señales obtenidas de la actividad electrodérmica de la piel. Estos resultados permiten constatar que la variabilidad del ritmo cardíaco es capaz de demostrar un estado de estrés en una persona utilizando dispositivos ya existentes para medición de variables cardiovasculares, logrando así la inclusión de nuevas funcionalidades a tales dispositivos y abre la posibilidad de futuros trabajos en los que se profundice en la relación entre el estrés y la actividad electrodérmica de la piel como también en buscar nuevos métodos de análisis para la variabilidad del ritmo cardíaco en el dominio de la frecuencia.*

Tabla de Contenidos

1.	<u>INTRODUCCIÓN</u>	11
2.	<u>MARCO TEÓRICO</u>	12
2.1	EL ESTRÉS	12
2.2	FISIOLOGÍA DEL ESTRÉS	12
2.3	VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO	13
2.3.1	ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO	13
2.3.2	ANÁLISIS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA	14
2.4	TECNOLOGÍA E-TEXTILE	14
2.5	EKG Y BIOHARNES®	14
2.6	GSR, EDA Y QSENSOR®	15
3.	<u>ESTADO DEL ARTE</u>	15
3.1	MÉTODOS DE DETECCIÓN DE ESTRÉS	16
3.1.1	VOLUMEN DE SANGRE	16
3.1.2	AMILASA SALIVAL	16
3.1.3	ELECTROMIOGRAFÍA	16
3.1.4	DIÁMETRO DE LA PUPILA	16
3.1.5	RESPUESTA GALVÁNICA DE LA PIEL	17
3.1.6	TENSIÓN ARTERIAL Y FRECUENCIA CARDIACA	17
3.2	HRV COMO FACTOR DE MEDICIÓN DE ESTRÉS	17
3.3	DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	17
3.4	COMPARACIÓN DE TECNOLOGÍAS	18
4.	<u>PROBLEMÁTICA</u>	18
4.1	CONTEXTO	18
4.2	SOLUCIÓN PROPUESTA	18
5.	<u>OBJETIVOS</u>	19
5.1	OBJETIVOS GENERALES	19
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
6.	<u>METODOLOGIA</u>	19
6.1	DISEÑO DE PRUEBAS	19
6.2	MECANISMOS DE ADQUISICIÓN DE DATOS	20
6.3	ANÁLISIS DE LA SEÑAL	20
6.4	COMPARACIÓN CON DISPOSITIVO DESTINADO A LA MEDICIÓN DE ESTRÉS	20
7.	<u>DESARROLLO</u>	20
7.1	ADQUISICIÓN DE DATOS	20
7.1.1	TEST DE STROOP	22
7.1.2	TEST MATEMÁTICO	23
7.1.3	PROYECCIÓN DE CORTOMETRAJE	24
7.1.4	DURACIÓN DE LAS PRUEBAS	24
7.2	PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	24
7.2.1	HRV EN EL DOMINIO DEL TIEMPO	26
7.2.2	HRV EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA	27
8.	<u>RESULTADOS</u>	28
8.1	ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS OBTENIDOS	28
8.2	COMPARACIÓN DE RESULTADOS CON QSENSOR®	30

8.3	COMPARACIÓN DE RESULTADOS CON TEST DE PERCEPCIÓN	31
9.	CONCLUSIONES	33
10.	REFERENCIAS	35
11.	ANEXOS	37
11.1	CÓDIGO DE FILTRADO DE LA SEÑAL	37
11.2	CÓDIGO DE RECONOCIMIENTO DE ONDA LA R	38
11.3	CÓDIGO DE ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO	39
11.4	CÓDIGO DE ANÁLISIS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA	41
11.5	CÓDIGO GENERAL	42
11.6	GRÁFICOS RESUMEN DE LAS SEÑALES OBTENIDAS	47
11.7	PROTOCOLO IMPLEMENTADO PARA LAS PRUEBAS (PRESENTACIÓN)	51
11.8	DATOS RECOPIADOS DE EKG Y EDA	61

Medición del estrés a través del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco a partir de señales electrocardiográficas obtenidas con tecnología electrotexil

Medición del
estrés mediante
análisis de la
variabilidad del
ritmo cardíaco

11

Sebastian Antonio Quidel Schubert

Escuela de Ingeniería Civil Biomédica, Universidad de Valparaíso, Chile

Palabras claves: estrés, electrocardiografía.

1. Introducción

Se debe entender que el estrés no es una patología, si no una respuesta natural a la sobretensión en un ser vivo, la cual genera reacciones fisiológicas para responder a la sobretensión. De esta manera debemos considerar al estrés como un mecanismo fundamental para el desarrollo, supervivencia y adaptación de un ser vivo según lo requiera. En la actualidad el estrés se ha vuelto un tema de interés tanto científico como social, considerándose como un mal de la vida moderna ligada a las constantes presiones de la vida cotidiana, que puede llegar a generar diferentes trastornos en el organismo que con el tiempo deterioran la salud de las personas (Moya-Albiol L., Salvador A., 2001).

Existen diversos métodos de detección y dispositivos que permiten realizar la medición y análisis del estrés, los cuales se basan en el procesamiento de señales biomédicas de diversa índole que indiquen un cambio en el nivel de estrés de un individuo (Celi G., Rocha M., Yapur M., 2011). En este contexto, observamos que para una buena medición del nivel de estrés es necesaria una medición continua para obtener un buen análisis del nivel de estrés (Nasim K., Jahan A., y Syed S. 2011). Los distintos métodos existentes no pueden realizar una medición continua nivel de estrés sin interrumpir las actividades diarias y normales de cualquier individuo, es decir, son no intrusivos, lo que ha motivado a diferentes empresas a crear diferentes dispositivos que limiten la intrusividad de los mismos al momento de medir el nivel de estrés.

En este contexto, hemos observado que dichos dispositivos capaces de medir de forma no intrusiva son de un muy alto costo y además existen pocos en el comercio, lo que reduce las posibilidades de poder adquirir un dispositivo para el análisis del estrés a un bajo precio. Es por esto que proponemos como solución el medir el nivel de estrés mediante el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco utilizando como medio un dispositivo de medición de electrocardiografía no intrusivo, de más bajo costo que un dispositivo destinado a medir estrés directamente, fundamentándonos en las investigaciones realizadas sobre la

relación entre el estrés y la variabilidad del ritmo cardíaco. La solución que proponemos se basa en generar un algoritmo capaz de analizar la señal de electrocardiografía y medir el nivel de estrés, lo que abre la posibilidad para la creación de futuros dispositivos basados en este tipo de medición.

En el presente trabajo se describe el desarrollo de un algoritmo para la medición del nivel de estrés mediante el procesamiento de señales de electrocardiografía. Dichas señales se adquirirán mediante un dispositivo basado en tecnología electrotéxtil, y serán comparadas con datos obtenidos de un dispositivo destinado a la medición de estrés mediante la respuesta galvánica de la piel (GSR). Para esto se realizarán mediciones a sujetos de pruebas en periodos de reposo y de estrés de tipo mental para luego, a través del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco, determinar el nivel de estrés.

2. Marco teórico

2.1 Estrés

Normalmente cuando se habla de estrés se piensa inmediatamente en una patología física y mental a causa de la presión laboral. Según la OMS el estrés es el “conjunto de reacciones fisiológicas que preparan al organismo para la acción”, lo que se explica también como un mecanismo necesario para la supervivencia en situaciones en que el individuo requiera de ciertas capacidades especiales del organismo. Cuando la respuesta al estrés es insuficiente o exagerada se pueden presentar patologías que alteren el funcionamiento normal del organismo.

El medir el estrés es una manera de evidenciar el estado en que se encuentra una persona, como también el nivel de sobreexigencia en que se encuentra (respuesta al estrés), lo que a su vez ayuda a diagnosticar y tratar directamente a pacientes que tiendan a padecer de estrés crónico, que es cuando el organismo se encuentra bajo presión continua de forma diaria y repetitiva (De Luca P., Sánchez A, Pérez G., Leija L., 2004). El uso de un dispositivo destinado directamente a medir el estrés de forma continua conlleva a que el paciente o usuario utilice un aparato que afecte en sus actividades diarias, sobre todo cuando el dispositivo se encuentra en alguna extremidad, lo que puede entorpecer ciertas funciones motrices comunes. En la actualidad existen dispositivos capaces de medir el nivel de estrés, algunos de forma intrusiva y/o a un costo elevado. El desarrollar un sistema económico, seguro y no intrusivo para la medición del nivel de estrés se vuelve una ayuda para el seguimiento día a día, las 24 horas, de cualquier individuo sin afectar la rutina diaria. Dicho sistema existe en dispositivos tales como la pulsera Q-Sensor pero a un costo alto, de aproximadamente US\$2000 (Edwards B., 2011), poco accesible al común de la población.

2.2 Fisiología del estrés

El estrés de tipo mental o psicológico se acompaña de alteraciones en el sistema nervioso autónomo (SNA), específicamente relacionado con reacciones en el sistema nervioso simpático. El cerebro envía señales de tipo químicas a la glándula suprarrenal que activa la secreción de hormonas corticosteroides y catecolaminas (cortisol y adrenalina principalmente); estas hormonas generan una reacción a nivel general en el cuerpo que es

recibido por el cerebro, activando el sistema simpático que, como consecuencia, produce cambios en el ritmo cardíaco (aceleración), respiración, presión sanguínea, sudoración, entre otros (Rodas G., Carballido C., Ramos J., Capdevila Ll., 2008).

En la actualidad es posible aseverar el que estrés está íntimamente relacionado con la variabilidad del ritmo cardíaco (Schubert, M. Lambertz, R.A. Nelesen, W. Bardwell, J.-B. Choi, J.E. Dimsdale, 2008), gracias al estudio de la actividad cardiovascular en estados de estrés crónico y a corto plazo; y el conocimiento adquirido de los diferentes estudios realizados al parámetro de ritmo cardíaco, conjunto con el desarrollo de métodos para medir su variabilidad.

2.3 Variabilidad del ritmo cardíaco

La variabilidad del ritmo cardíaco o HRV (acrónimo de “heart rate variability”), es un tipo de medición no invasiva de la variación de la frecuencia cardíaca, que usualmente se obtiene mediante el análisis de una señal de electrocardiografía (imagen 1) en base al tiempo que hay entre un latido cardíaco y otro (onda RR).

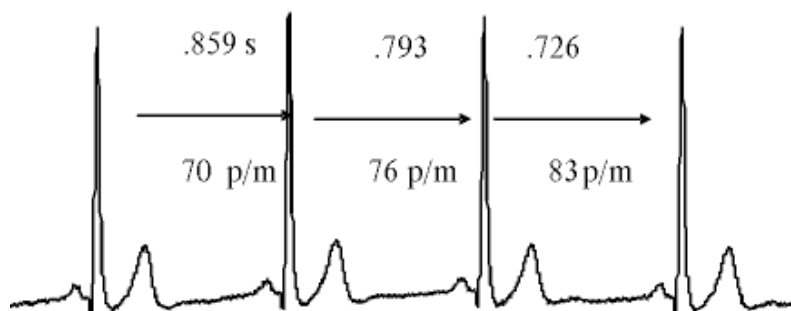


Imagen 1: Variabilidad del ritmo cardíaco entre latido y latido medida en segundos en un electrocardiograma normal.

(Fuente: Rodas G., Carballido C., Ramos J., Capdevila Ll., 2008.)

En condiciones de reposo, la frecuencia de los latidos es variable por lo que los tiempos entre dos latidos consecutivos siempre es distinto (Rodas G., Carballido C., Ramos J., Capdevila Ll., 2008). En condiciones de estrés, la variabilidad tiende a disminuir por la acción de enzimas que regulan la frecuencia cardíaca, principalmente aumentando la velocidad de los latidos, lo que afecta directamente al tiempo que hay entre latido y latido. Para obtener estos valores se precisa en primer lugar el utilizar un dispositivo de electrocardiografía para analizar las señales eléctricas de la actividad cardiovascular, medición que además es no invasiva.

Existen diferentes métodos para analizar el HRV de los cuales se obtienen distintos parámetros según el tipo de método que utilicemos. De todos estos métodos los más utilizados, y en los que nos basaremos para medir HRV en este trabajo, son el análisis en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia, de acuerdo a la investigación realizada por Andreoli A., Gravina R., Giannantonio R., Pierleoni P., y Fortino G. (2010).

2.3.1 Análisis en el dominio del tiempo

A través del procesamiento de las señales de EKG para obtener la señal de onda RR y de su posterior análisis en el dominio del tiempo se obtienen diferentes parámetros. Andreoli A. et al (2010) concluyen que los más utilizados son:

HR: Frecuencia cardiaca, cantidad de latidos por minuto.

RMSSD: Raíz cuadrada del promedio de las diferencias entre intervalos RR adyacentes (en ms).

SDNN: Desviación estándar de todos los periodos RR (en ms)

pNN50: Cantidad de intervalos RR adyacentes que difieren en más de 50 ms (en %).

2.3.2 Análisis en el dominio de la frecuencia

En el dominio de la frecuencia se realiza un análisis del espectro de frecuencias de la potencia de la señal RR. Los parámetros obtenidos son los siguientes (Andreoli A. et al, 2010):

VLF: Entre 0.003 y 0.04 Hz.

LF: Situada entre 0.04 y 0.15 Hz.

HF: Entre 0.15 y 0.4 Hz.

LF/HF: Entrega un valor de “balance” del sistema nervioso.

2.4 Tecnología electrot textil

E-textile o electronic textile, lo que en español significa textiles electrónicos o electrot textiles, es el nombre que se le da a las telas especiales capaces de contener dispositivos electrónicos como sensores y procesadores. Un ejemplo claro son las ropas que tienen insertada tecnología LED y/o sensores de calor (Suh M., 2010).

2.5 EKG y Bioharness®

EKG es un acrónimo del alemán “electrokardiogramm”, conocido también como electrocardiograma o ECG. Un EKG es la representación grafica de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo. Las señales eléctricas producidas por la actividad cardiaca son de muy bajo voltaje, por lo que son adquiridas por electrodos colocados sobre la piel del paciente de forma estandarizada. Luego estas son amplificadas y procesadas por un electrocardiógrafo, el que imprime la señal resultante en papel o la guarda en forma digital.

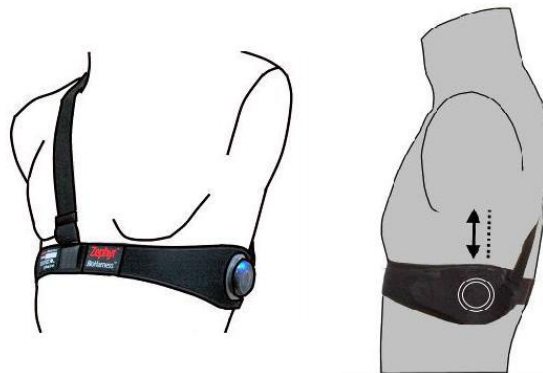


Imagen 2: Forma de colocación del dispositivo BioHarness 3®

(Fuente: Zephyr Technology Corp.)

Bioharness 3[®], de Zephyr[®], es un dispositivo de monitoreo fisiológico basado en tecnología e-textile. Consta de una correa que se coloca en el pecho (Imagen 2) y un dispositivo electrónico que almacena y transmite datos de signos vitales tales como: EKG, frecuencia respiratoria, temperatura, actividad y orientación, entre otros. El sensor de EKG tiene una frecuencia de muestreo de 250 Hz y trabaja en un rango de 0.25 a 15 mV de amplitud.

El dispositivo es utilizado en una gran gama de sectores como investigación, deporte, diagnóstico y estudios académicos. Además entrega la posibilidad de monitoreo continuo, ya que posee una batería que dura 35 horas en almacenamiento interno y entre 12 a 14 horas de transmisión vía bluetooth.

2.6 GSR, EDA y Qsensor[®]

GSR es acrónimo de “Galvanic Skin Response”, respuesta galvánica de la piel, que es la respuesta fisiológica de la piel en lo que respecta a conductancia y resistencia, la que varía con la humedad de la piel; mientras más húmeda esté, menor será la resistencia y por ende mayor su conductancia (García S., et al., 2011).

EDA, o actividad electrodérmica de la piel, comprende solo el aspecto de la conductancia de la piel y se mide en micro siemens (μS).

Qsensor[®], de Affectiva[®], es un dispositivo de medición de EDA que monitorea los cambios de la conductancia de la piel, temperatura y actividad mediante acelerómetros (Imagen 3). Es un dispositivo a través del cual es posible medir el estrés, gracias a la implicancia que tiene el estado de estrés con los cambios en el GSR. Qsensor[®] posee una batería que dura 24 horas en almacenamiento interno y 5 horas de transmisión vía bluetooth.



Imagen 3: Forma de colocación del dispositivo Qsensor[®].

(Fuente: Affectiva Inc.)

3. Estado del arte

En nuestro mundo todo ser vivo debe de adaptarse al medio que lo rodea ya sea por una necesidad, satisfacción, supresión de alguna necesidad, etc. Todos estos cambios con el tiempo se transforman en cualidades hereditarias que marcan el futuro de una especie y su relación con el medio en el que viven. Para que estas transformaciones ocurran existen distintos mecanismos de respuesta fisiológicos a los cambios del medio, siendo uno de los más importantes la respuesta conocida como síntoma de estrés.

3.1 Métodos de detección de estrés.

Existen diferentes métodos de detección basados en la respuesta fisiológica del cuerpo al estrés o sobretensión. Actualmente son seis los métodos más conocidos y utilizados para medir estrés según García S., et al. (2011).

3.1.1 Volumen de sangre

Se basa en la medición por pletismografía, utilizando un fotopletismógrafo, del volumen de la sangre en un momento dado. Un fotopletismógrafo funciona con un optocoplador que ilumina la piel y mide la absorción de la luz infrarroja, la cual varía con la presión sanguínea de cada pulso (Celi G., Rocha M., Yapur M, 2011). En periodos de estrés el volumen de sangre varía, pero no existe un estándar para la medición de estrés por este medio, ya que el volumen puede variar por diferentes factores además de un aumento en el nivel de estrés, por lo que no se puede evaluar de forma certera.

3.1.2 Amilasa salival

La amilasa salival es una enzima digestiva que se encuentra en la boca y es la encargada de la degradación de almidón, cuya secreción está controlada por el sistema nervioso simpático. Es posible relacionar el nivel de estrés con el cambio en la concentración de la enzima, ya que el sistema nervioso simpático es el encargado de la respuesta al estrés al igual que de la secreción de esta enzima (García S., et al. 2011). Para realizar esta medición se debe extraer una muestra de saliva para analizar y obtener un valor de estrés, por lo que este método se considera intrusivo y no es en tiempo real.

3.1.3 Electromiografía

Una electromiografía mide la actividad eléctrica muscular esquelética a través de electrodos colocados sobre la piel. El estudio realizado por Amador Y. y Perez M. (2005) afirma que el estrés prolongado produce aumentos en los niveles de tensión muscular, los cuales sobrepasan el valor normal de voltaje de un musculo contraído, que es entre 2.5 y 6 microvolts. Este método puede considerarse no intrusivo si se utiliza la tecnología adecuada.

3.1.4 Diámetro de la pupila.

Un estudio (Zhai J., Barreto A., Chin C., Li C., 2005) realizó la medición de los niveles de estrés a partir de la medición del diámetro de la pupila. Los datos fueron procesados en computador y se utilizó el test de "Stroop", diseñado y adaptado como juego de ordenador, el cual provocaba a los sujetos de pruebas estrés mental. Como resultado, se concluyó que el diámetro de la pupila aumenta su valor medio cuando existen estímulos de estrés. Este método solo se utiliza como mecanismo de medición de laboratorio y no puede utilizarse para el seguimiento de estrés ya que es un método netamente intrusivo y requiere que el individuo de estudio este en reposo.

3.1.5 Respuesta galvánica de la piel

La piel presenta cambios en sus propiedades eléctricas determinadas por la cantidad de lípidos y humedad superficial. El sistema nervioso periférico controla la excitación o inhibición de las glándulas sudoríparas. Al aumentar el nivel de estrés aumenta la sudoración, dando como resultado una disminución en la resistencia eléctrica de la piel (García S., et al. 2011). En caso contrario, si el usuario está en relajación, la sudoración disminuirá y la resistencia aumentará. Este fenómeno se conoce como respuesta galvánica de la piel (GSR).

3.1.6 Tensión arterial y frecuencia cardíaca

Con los años se ha identificado una relación entre el estrés y los cambios cardiovasculares. En un individuo en estrés la presión arterial y la frecuencia cardíaca aumentan (Nasim K., Jahan A., y Syed S. 2011). En la actualidad no existen dispositivos capaces de detectar el nivel de estrés a través de la presión arterial solo por sí misma, debido a otros factores que también influyen en su valor. En cambio la frecuencia cardíaca, a través del análisis de HRV, es capaz de entregar el nivel de estrés de un individuo (García S., et al. 2011).

3.2 HRV como factor de medición de estrés

La frecuencia cardíaca entrega una gran cantidad de información la cual es posible adquirir mediante el uso de electrocardiógrafos (EKG). El estudio de las señales obtenidas comprende el uso de matemáticas complejas para su procesamiento y posterior análisis. En estrés agudo, el resultado del análisis de las señales de EKG demuestra que la correlación de la señal HRV disminuye significativamente y que las frecuencias altas (HF) y bajas (LF) aumentan en valor pero manteniendo sin cambios los valores de LF/HF (Schubert, M. Lambertz, R.A. Nelesen, W. Bardwell, J.-B. Choi, J.E. Dimsdale, 2008). Estos resultados demuestran que la respuesta fisiológica al estrés es evidenciada mediante los cambios en la información obtenida del HRV.

3.3 Detección de señales electrocardiográficas

En el mercado existen dispositivos no intrusivos de medición de EKG que además incluyen los parámetros de frecuencia respiratoria, temperatura, ritmo cardíaco, etc. Ya con esto es posible apoyar la hipótesis de que es posible obtener el nivel de estrés mediante el análisis de los datos entregados por un sistema no intrusivo de EKG, que entrega los parámetros básicos para obtener el HRV. El dispositivo Bioharness® de Zephyr®, es un sistema de medición de EKG basado en tecnología electrotéxtil que ofrece una no intrusividad al usuario. Por otro lado, tenemos la pulsera (brazalete) Q-sensor basa su medición en la respuesta galvánica de la piel en la muñeca, obteniendo a través de estas señales el nivel de estrés. Dicho equipo se encuentra disponible para el uso de este trabajo, y se utilizara en conjunto con el dispositivo Bioharness® en los experimentos que se desarrollaran para obtener el nivel de estrés de diferentes sujetos de prueba, para luego comparar los resultados y tener un patrón de análisis.

Tabla 1: Comparación de dispositivos.

(Fuente: Elaboración propia)

3.4 Comparación de tecnologías

La tabla 1 muestra una comparación de los distintos dispositivos:

Dispositivo	No intrusivo	Seguimiento continuo	Precio accesible (bajo costo)
Q-Sensor	Si	Si	No
Sensor a través de medición en dedos	No	No	Si
EKG no intrusivo	Si	Si	Si

Al comparar tenemos que un sistema de medición del nivel de estrés basado en el análisis señales de EKG es viable tanto monetariamente como por funcionalidad. Al utilizar un dispositivo ya existente, lo que se lograra es aumentar las prestaciones que los equipos de EKG entregan, al medir el nivel de estrés del usuario/paciente.

4. Problemática

4.1 Contexto

El estrés es una respuesta natural a las amenazas o exigencias, el cual provoca un estado de tensión mental y física la que genera un funcionamiento alterado del organismo. Cuando la respuesta es excesiva pueden generarse enfermedades y ciertas patologías. En Chile, según el Ministerio de Salud, 1.5 millones de personas, equivalente al 8.8% de la población, sufren de estrés (Encuesta Nacional de Salud, 2009-2010), es decir, alrededor de 1 de cada 10 chilenos sufre de una mala calidad de vida por la sobretensión.

Es casi imposible no estresarse debido a las exigencias del día a día, pero es posible controlar el nivel de estrés, ya sea con ejercicio, descanso y/o buena alimentación. De la misma manera que el detectar el momento en que el nivel de estrés empieza a subir ayuda a llevar un registro de eventos para el control del paciente como también para disminuir la sobretensión en el momento mismo en que este empieza.

En el mercado existen limitados dispositivos no invasivos, y de cierta manera no intrusiva, capaces de detectar el estrés de una persona, pero al no ser de uso masivo estos llega a ser limitados y de costo alto, lo que dificulta el estudio del estrés de los pacientes o usuarios de forma continúa. Dicho esto, se ve la necesidad de buscar métodos de detección de estrés de manera no invasiva a través de dispositivos que sean económicamente accesibles.

Medir el estrés en cualquier momento del día, en cualquier lugar, es una herramienta beneficiosa para controlar y reducir el estrés en el momento mismo en que es medido, además de tener un seguimiento de los niveles de tensión durante un día y alertar en que momentos o que acción generan un mayor nivel de sobretensión en el organismo.

4.2 Solución propuesta

Se expone como solución el crear un sistema que mida el nivel de estrés mediante el análisis de variabilidad del ritmo cardíaco con datos adquiridos a través de dispositivos de

medición electrocardiográficos. Se sabe que el HRV (variabilidad del ritmo cardíaco) entrega mucha información referente al estado actual del individuo, entre ellas, el nivel de tensión emocional o física, datos que son en la actualidad y gracias a la tecnología existente pueden ser analizados con algoritmos matemáticos complejos y en tiempo real. Como resultado, es posible evidenciar el cambio del comportamiento fisiológico en estrés crónico y estrés a corto plazo (Schubert, M. Lambertz, R.A. Nelesen, W. Bardwell, J.-B. Choi, J.E. Dimsdale, 2008).

El optar por este sistema de medición como solución a la problemática, radica en que no se hace necesario el crear e implementar un nuevo dispositivo para la obtención de los datos a procesar, reduciendo así gastos y por sobretodo haciendo casi nula la intrusividad que generaría un nuevo dispositivo al usuario, al utilizarse un equipo de medición de electrocardiografía de tipo e-textile.

El alcance de este sistema beneficiará directamente a la población que sufre de estrés crónico, llevando un registro de su nivel de estrés de forma continua para su posterior diagnóstico y/o tratamiento si es necesario.

5. Objetivos

5.1 Objetivos generales

Diseñar un sistema de medición del nivel de estrés de forma continua basado en el análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco, procesando las señales de EKG obtenidas por medio de tecnología e-textile.

5.2 Objetivos específicos

- Diseñar pruebas de laboratorio para la obtención de señales de electrocardiografía.
- Procesar las señales de electrocardiografía, para con ello obtener los parámetros de la variabilidad del ritmo cardíaco y mediante ellos inferir el estrés.
- Comparar los resultados de la medición de estrés mediante la variabilidad del ritmo cardíaco con los resultados medidos en un dispositivo de medición directa de estrés mediante GSR.

6. Metodología

A continuación se presenta la metodología para conseguir una medición del estrés mediante el uso de señales de electrocardiografía, detallando las actividades realizadas para la presente investigación.

6.1 Diseño de pruebas

Para estudiar los efectos del estrés se diseñara un protocolo de diferentes pruebas estresoras de tipo psicológico, las cuales son capaces de generar un nivel de estrés en sujetos de prueba que puede ser medible mediante diferentes métodos (Luis Moya-Albiol y Alicia Salvador, 2001). La respuesta psicofisiológica de estas pruebas será medida a través de dispositivos específicos para su posterior análisis. Se realizarán pruebas de realimentación para reacondicionar y adaptar el diseño de pruebas.

6.2 Mecanismos de adquisición de datos

La respuesta al psicofisiológica obtenida por las pruebas de estrés será medida a través de un dispositivo digital de medición de parámetros cardíacos de tipo arnés, del cual serán obtenidos los datos a analizar, y un sensor comercial destinado a la medición directa de estrés el que será usado como referencia. Ambos dispositivos envían los datos en tiempo real vía bluetooth y los guardan en una memoria interna.

6.3 Análisis de la señal

El análisis se realizará a la señal obtenida del dispositivo de medición de parámetros cardíacos, los datos a usar serán los de electrocardiografía (EKG) con los cuales será medido la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) en el dominio del tiempo y en el dominio de frecuencia. Los valores obtenidos serán comparados en base a valores establecidos por Andreoli, Gravina, Giannantonio, Pierleoni y Fortino (2010) para los parámetros a analizar de HRV.

6.4 Comparación con dispositivo destinado a la medición de estrés

Se compararan la medida de estrés obtenida mediante el análisis de HRV y la medida obtenida mediante el dispositivo de medición directa de estrés con el afán de obtener una correlación entre los parámetros obtenidos e interpretar de mejor forma los datos obtenidos por el análisis.

7. Desarrollo

A continuación se detalla el desarrollo de la investigación la cual se divide en tres grupos: la de adquisición de datos, procesamiento de las señales, y análisis y comparación de resultados.

7.1 Adquisición de datos.

Para la recolección de datos se realizaron sesiones de pruebas de estrés a 11 sujetos de prueba de sexo masculino, entre 18 y 26 años, los que afirmaron no poseer problemas cardíacos. Antes de realizar las pruebas se le explico a cada sujeto de prueba los objetivos de la investigación, los resguardos de seguridad eléctrica para el uso de los dispositivos, detalles de las pruebas a realizar, la confidencialidad de sus datos y la posibilidad de abandonar las pruebas en caso de incomodidad de los dispositivos, descontento con las pruebas o cualquier otro motivo sin tener que rendir explicación alguna. La totalidad de los sujetos de prueba acepto realizar las pruebas y ninguno abandonó las sesiones de pruebas.

Los dispositivos a utilizar fueron Bioharnnes® y Qsensor® para la obtención de las señales de estrés y la medición directa de estrés respectivamente. Para adquirir los datos fisiológicos de BioHarness®, se utilizó el software “Bluetooth BioHarnes test application V2” (imagen 4) disponible en la página web del fabricante (<http://zephyranywhere.com/>) para la obtención en tiempo real vía Bluetooth. Los parámetros son entregados en formato CSV y

corresponden a: EKG, Frecuencia Respiratoria, RtoR y un resumen con información general que incluye temperatura de la piel, postura, fecha, hora, entre otros.

Medición del estrés mediante análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco

21

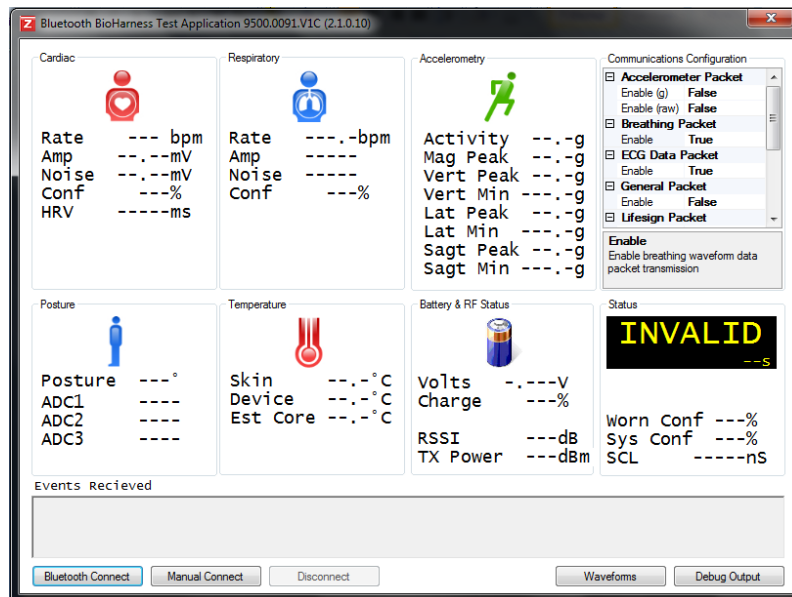


Imagen 4 - Bluetooth BioHarness test application V2: software de visualización y toma de datos vía Bluetooth.

(Fuente: Zephyr Technology Corp.)

El dispositivo Qsensor® dispone en su página web (<http://qsensor-support.affectiva.com/>) de los software de adquisición de datos por medio USB (“Q”) y por bluetooth (“Q live”). Ambos programas fueron utilizados para la obtención de los datos de la actividad electrodérmica de la piel, los cuales se guardan en un archivo “.EDA” (imagen 5 e imagen 6) el cual puede exportarse mediante el software “Q” en formato CSV, de esta manera determinamos que este formato será el utilizado para su posterior análisis.

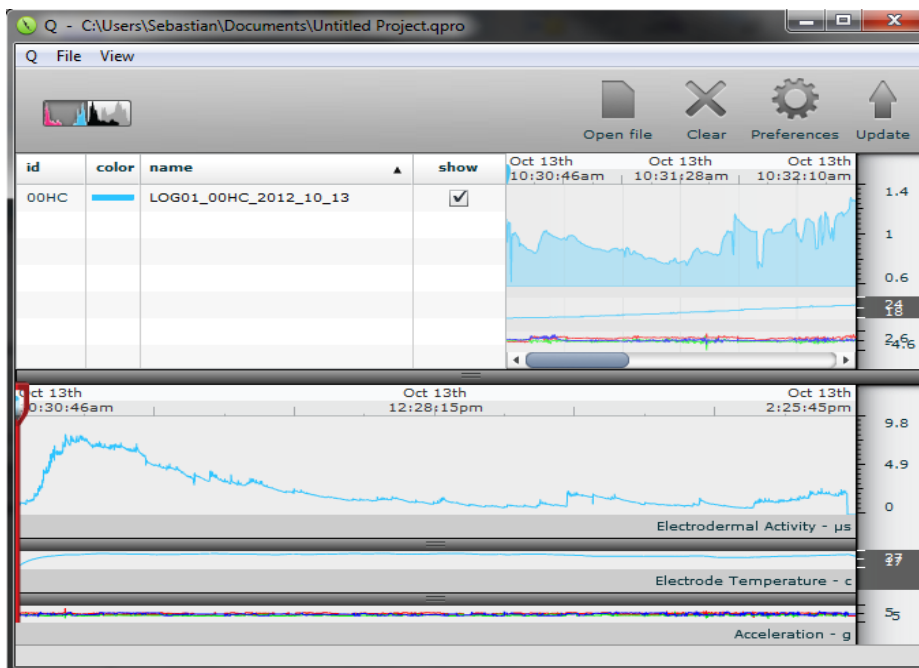
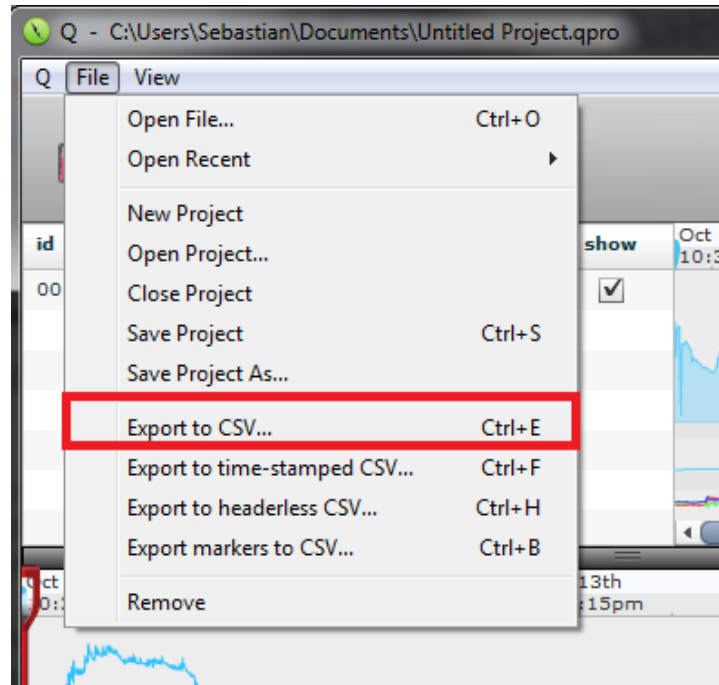


Imagen 5: Software Q para la visualización de los datos guardados.

(Fuente: Affectiva, Inc.)

Imagen 6: Transformación
(exportación) de archivos
.EDA a formato CSV.

(Fuente: Afectiva, Inc.)



Antes de realizar las pruebas se midieron con ambos dispositivos entre 3 a 4 minutos de reposo, en el cual se le pidió a los sujetos el permanecer sentados durante el tiempo de medición. Esta medición en reposo se realizó para tener una línea base para cada sujeto y compararlo con los resultados de estrés obtenidos en las pruebas.

Las pruebas de laboratorio se fueron mejorando con sesiones de prueba en los que se utilizaron los dispositivos de medición solo para probar su funcionamiento y en donde se establecieron los tiempos de duración de repos, duración de pruebas, orden de las pruebas a realizar y creación de protocolos.

Las sesiones de pruebas por sujeto se realizaron en un periodo de 45-47 minutos en los cuales se realizaron las siguientes pruebas:

7.1.1 Test de Stroop

El test de Stroop se basa en realizar una tarea atencional en la que se presenta simultáneamente dos estímulos; el sujeto debe concentrarse tan solo en uno de ellos e ignorar el otro que funciona como distractor. Se usó la presentación de palabras y colores, conocido como el test de Stroop clásico, el cual está dividido en 3 subpruebas: Stroop P, Stroop C y Stroop PC.

- **Stroop P:** Esta primera prueba consiste en presentarle al sujeto una hoja llena de palabras escritas en negro en formato de columnas (imagen 6). Estas representan los colores que se utilizarán en el test (amarillo, rojo, azul, negro, verde, etc.). Se le pide al sujeto decir en voz alta lo que dice cada columna de palabras, lo más rápido que pueda, en un periodo de 45 segundos. De terminar antes del tiempo indicado, el

sujeto tendrá que volver a leer las columnas desde el principio hasta que el examinador le diga que se detenga.

Amarillo	Negro	Azul	Negro
Negro	Rosa	Café	Naranja
Azul	Verde	Amarillo	Verde
Negro	Café	Rojo	Rojo
Negro	Amarillo	Rojo	Naranja

Medición del
estrés mediante
análisis de la
variabilidad del
ritmo cardíaco

23

Imagen 7: Test de Stroop P

(Fuente: *Elaboración propia*).

- **Stroop C:** Al igual que en el Stroop P, se le entregara al sujeto una segunda hoja que contiene de forma repetida caracteres iguales pero con diferentes colores (imagen 7). Se le pedirá decir los colores de los caracteres lo más rápido posible en un tiempo máximo de 45 segundos. Si termina antes del tiempo, deberá volver al inicio hasta que el tiempo acabe.

GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG

Imagen 8: Test de Stroop C.

(Fuente: *Elaboración propia*).

- **Stroop PC:** Esta parte de la prueba se basa en la interferencia. Se le presentara al sujeto una hoja con nombres de diferentes colores (imagen 8). El color de cada palabra es aleatoria. El sujeto deberá decir el color de cada palabra, no considerando lo que diga la palabra, lo más rápido posible en un tiempo máximo de 45 segundos.

Amarillo	Negro	Azul	Negro
Negro	Rosa	Café	Naranja
Azul	Verde	Amarillo	Verde
Negro	Café	Rojo	Rojo
Negro	Amarillo	Rojo	Naranja

Imagen 9: Test de Stroop PC.

(Fuente: *Elaboración propia*).

7.1.2 Test matemático

En esta prueba se le da al sujeto un número de 2 a 3 dígitos, el cual debe memorizar. El examinador le pedirá restar/sumar un cierto dígito al número ya memorizado, el sujeto tendrá que responder verbalmente en voz alta cada resultado lo más rápido que pueda. El nuevo número a restar se le dará en un intervalo corto de tiempo.

7.1.3 Proyección de un cortometraje

Se le presenta al sujeto de pruebas un cortometraje de terror. El cortometraje elegido es “El tren de la bruja” con guion y dirección de Koldo Serra (2003). El sujeto queda solo en la habitación donde se realizan las pruebas mientras se proyecta el cortometraje en un televisor utilizando audífonos para escuchar la proyección. La duración del cortometraje es de 18 minutos, con 1 minuto de créditos.

7.1.4 Duración de las pruebas

Las duraciones de cada actividad de las pruebas de laboratorio se establecieron mediante la realización de cada prueba por separado, tomando el tiempo de cada una, estableciendo a su vez los protocolos antes descritos y tomando las consideraciones y el tiempo para la colocación de los dispositivos. El tiempo total de la sesión de pruebas se determinó en 47 minutos aproximados (tabla 2) desde el momento en que el sujeto de pruebas entra en la habitación donde se toman las pruebas hasta cuando la proyección termina.

Tiempo (minutos)	Actividad
6	Presentación y explicación sobre pruebas
4	Colocación de dispositivos
3	Medición en reposo
7	Prueba 1: Test de Stroop (se realiza 2 veces)
7	Prueba 2: Test Matemático
3	Reposo
17	Prueba 3: Cortometraje
47	Tiempo total aproximado

Tabla 2: Duración de las actividades de las pruebas de laboratorio.

(Fuente: Elaboración propia.)

Al final de cada una de las tres pruebas (test de Stroop, test matemático y proyección de cortometraje) se le pide al sujeto auto medir su nivel de estrés en un rango de 0 a 4, siendo 0 el valor más bajo de estrés y 4 el más alto (valores en tabla 6). De esta manera consideramos en que momentos de la sesión de pruebas el sujeto estuvo más y/o menos estresado según su propia percepción para luego comparar con los resultados del análisis de los parámetros del HRV.

7.2 Procesamiento de las señales electrocardiográfica

Luego de obtener las datos de electrocardiografía del dispositivo Bioharness®, se procedió a filtrar las señales para quitar el ruido DC. El fin de filtrar la señal se centra en realizar correcto análisis de la señal RR que deseamos obtener del EKG, atenuando la señal correspondiente al movimiento de respiración. La secuencia de datos se analizó en MATLAB (código en anexo 1) empleando un filtro de tipo FIR con el objetivo de lograr una mejor respuesta en frecuencia (Ruiz Y., Ginori J., Taboada A., 2003). Se implementó un filtro pasa altos con frecuencia de corte en 3 Hz atenuando las frecuencias inferiores a este valor que corresponden al movimiento del sujeto (menor a 3 Hz) y al factor de respiración (menor a 1 Hz), por ende, quitamos el offset que la señal posee.

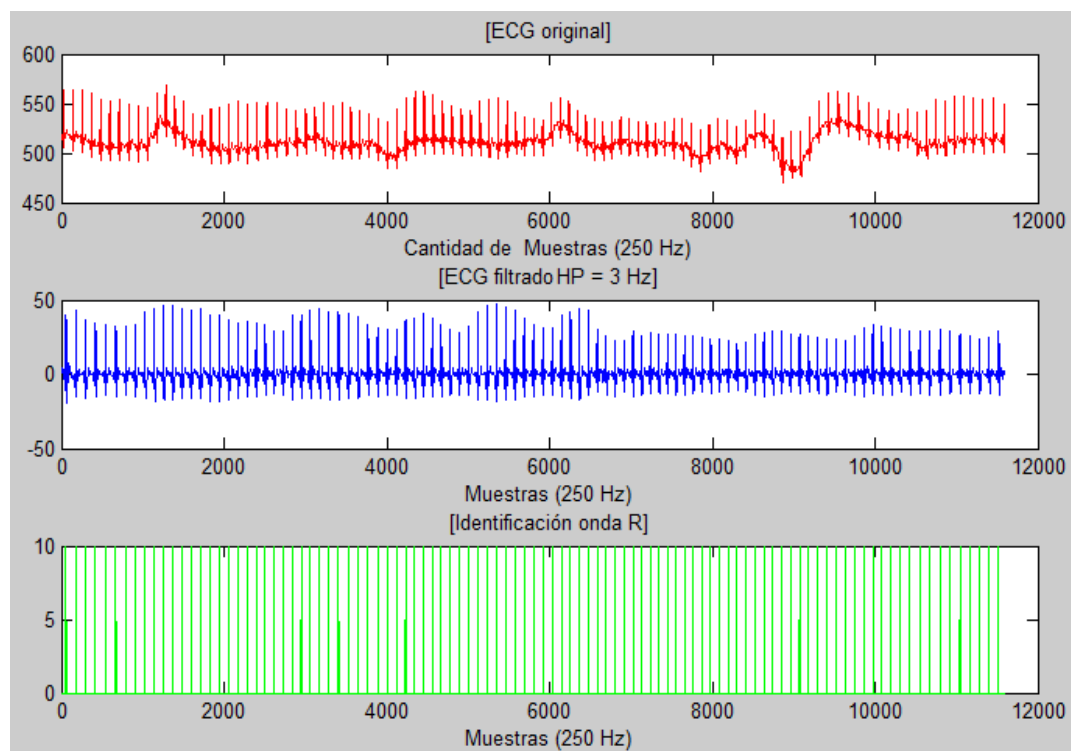


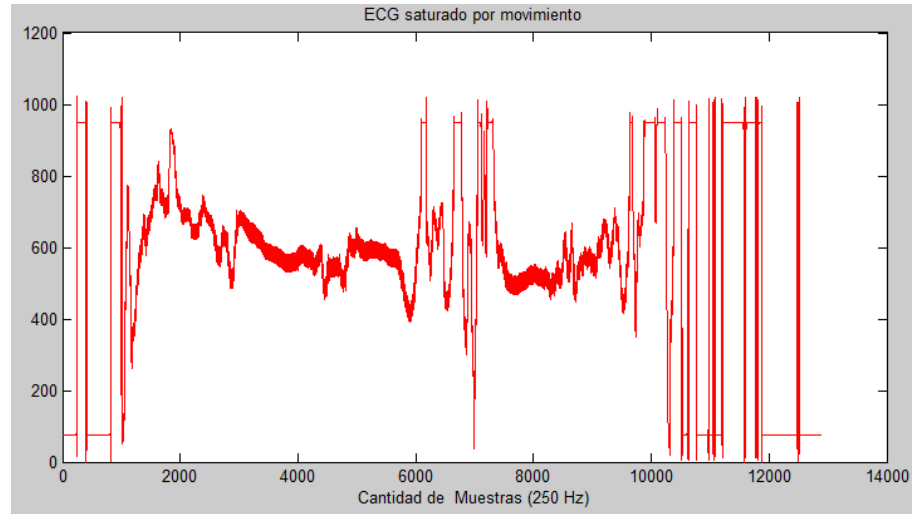
Imagen 10: Filtrado de señal EKG e identificación de onda R. Arriba: Señal original correspondiente al sujeto de prueba n° 3 en rojo; Centro: Señal filtrada con filtro pasa altos con frecuencia de corte en 3 Hz; Abajo, identificación de la onda R de la señal (amplificada por 10 solo para fines visuales).

(Fuente: *Elaboración propia*)

Ya con la señal acondicionada se procede a obtener la onda R mediante el código del anexo 2, la cual identifica las ondas R de la secuencia de datos (la muestra con mayor amplitud de un latido) y la guarda como una señal impulso (1 en caso de ser una onda R y 0 si no es) en un vector del mismo largo que la señal original y en la misma posición en que esta fue identificada (imagen 9). Luego calculamos el tiempo que hay entre ella y la siguiente onda R, este valor en tiempo se guarda en un vector que contiene le tiempo de R y R de toda la señal. A este vector lo llamaremos RR.

Debemos considerar que de los datos de los 11 sujetos, 4 tuvieron que dejarse fuera del análisis, ya que al revisar sus señales de EKG estas tuvieron una amplitud demasiado alta en ciertos momentos, lo que se refleja en secuencias de datos con pérdida de información (imagen 10). Esto sucedió por movimientos bruscos del sujeto de prueba, a lo que puede agregarse que el dispositivo se halla movido. A pesar de usar diferentes formas de filtrar la señal no se pudo recuperar la información, ya que ciertas secciones de la señal tuvieron una amplitud máxima dentro del rango del dispositivo, lo que visualmente demuestre una “línea” sin información de otras frecuencias.

Imagen 11: Extracto de la señal de EKG correspondiente al sujeto de prueba n° 9. La señal tiene amplitud máxima en ciertas secuencias de los datos.



(Fuente: Elaboración propia)

Antes de hacer el análisis en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia, consideramos apropiado dividir la señal en 30 partes iguales. Como se muestra en la tabla 2, la prueba consta de un tiempo de 47 minutos, de los cuales 35 a 37 minutos son destinados a la toma de datos, de esta manera al cortar en 30 partes iguales de aproximadamente 1 minuto 10 segundos (1.16 minutos) tendremos en la tabla 3 que:

Tiempo Acumulado (minutos)	Número de división	Actividad
3,5	1 a 3	Reposo
7	4 a 6	Test de Stroop
10,5	7 a 9	
14	10 a 12	Test Matemático
17,5	13 a 15	Reposo
21	16 a 18	Cortometraje
24,5	19 a 21	
28	22 a 24	
31,5	25 a 27	
35	28 a 30	

Tabla 3: División de la señal en 10 cortes, tiempo aproximado de 3.5 minutos.

(Fuente: Elaboración propia.)

Cada corte tiene asociado una actividad siendo los cortes 2, 3 y 4 los correspondientes a test de Stroop y Matemático y los cortes 6 a 10 los correspondientes a la proyección de la película.

7.2.1 HRV en el dominio del tiempo

Con el vector RR listo se procede a calcular el HRV en el dominio del tiempo (código en el anexo 3), obteniendo los parámetros de SDNN, RMSSD, pNN50 y latidos por minuto con las siguientes formulas:

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

$$b) \text{ RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} (RR_{j+1} - RR_j)^2}$$

$$c) \text{ pNN50} = \frac{NN50}{N-1} * 100$$

$$d) \text{ Latidos por minuto} = \frac{60}{\overline{RR}}$$

Donde “N” es el largo del vector RR (cantidad de datos), \overline{RR} el promedio de RR y NN50 es la cantidad de datos de RR que difieren en más de 50 ms. La señal original fue dividida en diez tramos del mismo tamaño los cuales fueron analizados con los parámetros de HRV antes mencionados forma independiente y luego graficados para su análisis visual (figura 3).

7.2.2 HRV en el dominio de la frecuencia

Para obtener el HRV en el dominio de la frecuencia se realiza una interpolación de los datos del vector RR a una frecuencia de muestreo de 10 Hz, ya que nuestro vector RR solo tiene información de latidos cardíacos, los cuales pueden llegar a un máximo de 2.5 a 3 Hz. Con la interpolación (imagen 11) obtenemos un vector de tiempo (de cada RR) vs tiempo (del vector RR completo).

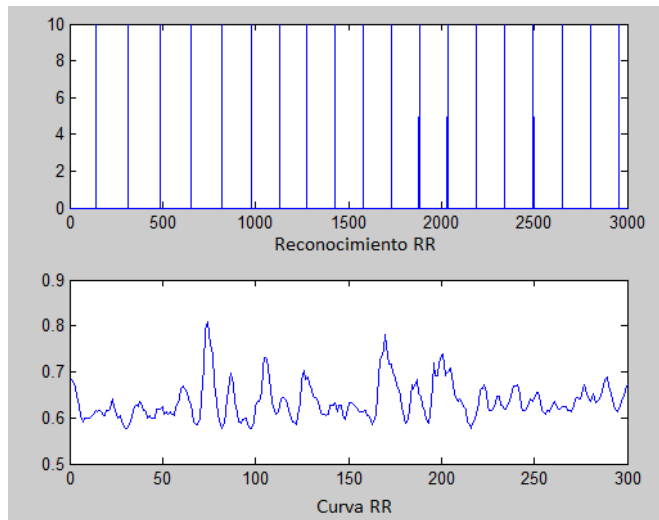


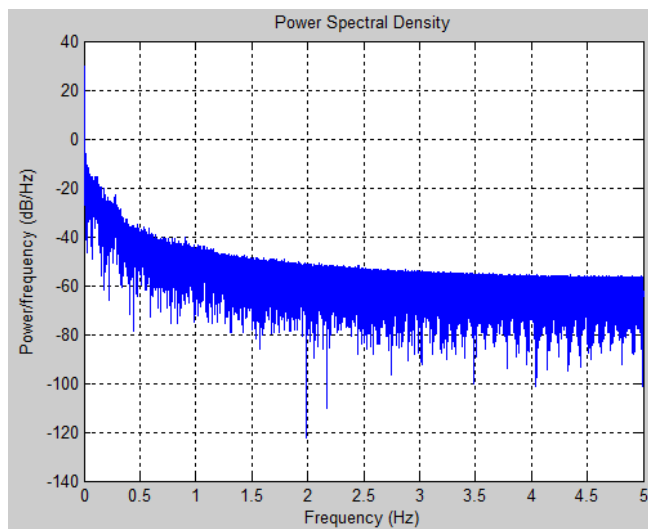
Imagen 12: Ejemplo de interpolación del vector RR en una secuencia de datos correspondiente al sujeto de prueba n° 3.

(Fuente: Elaboración propia.)

Posteriormente realizamos el análisis de la densidad espectral de potencia (PSD), por medio de la función “dspdata.psd” en MATLAB que proporciona la representación de la densidad espectral de potencia de la señal RR que se ha interpolado (imagen 12). Los parámetros calculados para este análisis son VLF, LF, HF y LF/HF que fueron obtenidos utilizando la función “avgpower” que realiza el cálculo de potencia de un rango de frecuencias determinado de la señal obtenida por la función “dspdata.psd” (código en el anexo 4).

Imagen 13: Grafica de la densidad espectral de potencia de los datos obtenidos del sujeto de prueba n° 3.

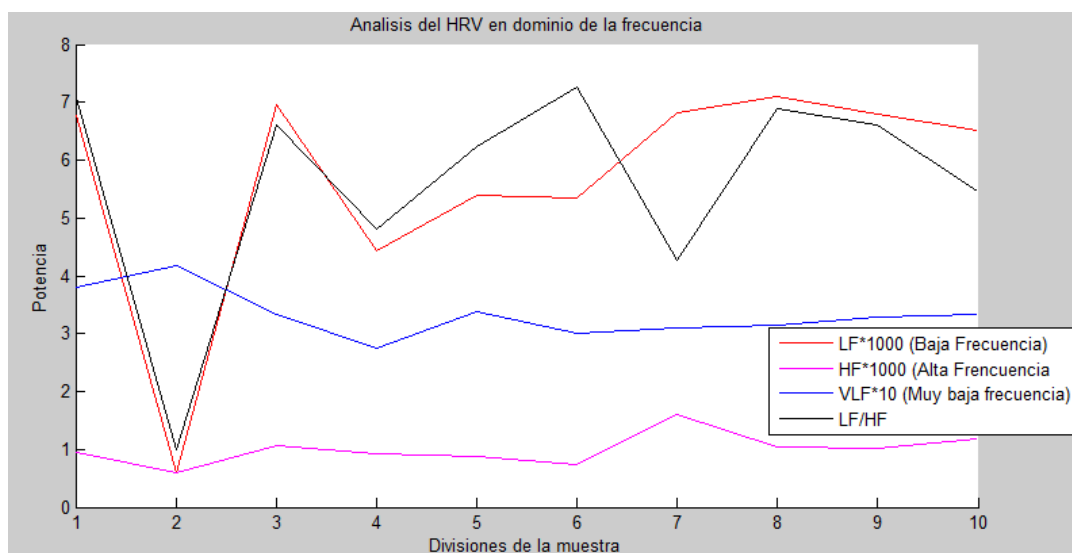
(Fuente: Elaboración propia.)



Para el análisis en el dominio de la frecuencia, los parámetros LF y HF se amplificaron por mil, y VLF por diez para poder ser visualizadas (imagen 13), el parámetro de balance LF/HF no se amplificó.

Imagen 14: Resultados del análisis en el dominio de la frecuencia de una secuencia de datos correspondientes al sujeto de prueba n°3. Las señales LF, HF y VLF fueron amplificadas para un mejor análisis visual.

(Fuente: Elaboración propia.)



8. Resultados

8.1 Análisis de los parámetros obtenidos – HRV Dominio del tiempo y frecuencia

Para el análisis de los datos obtenidos se utilizaron valores preestablecidos para establecer el estrés medido en el dominio del tiempo. Según Andreoli, Gravina, Giannantonio, Pierleoni y Fortino (2010) los valores de la tabla 4 son los que utilizaron para establecer un nivel de estrés para cada parámetro del HRV en el dominio del tiempo. Además, explican que de estos

cuatro parámetros si al menos tres cumplen con los rangos, se puede considerar que el sujeto está estresado. En esta investigación trabajamos con estos valores.

Parámetro	Valor	Unidad
HR	>85	latidos/min
pNN50	<7	%
SDNN	<55	ms
RMSSD	<45	ms

Tabla 4: Parámetros establecidos para la investigación.

(Fuente: Elaboración propia.)

Para el análisis de los resultados (imagen 14), se compararon los datos de los siete sujetos de prueba que tuvieron sus señales sin problemas (detalle en tabla 6). A continuación mostramos los resultados de los sujetos A (sujeto n°3) y el sujeto de prueba B (sujeto n°7), el detalle de resultados de los demás sujetos de prueba se encuentra en el Anexo 6. En ambos sujetos, el estrés se midió como “estresado” o “no estresado” con valores de 50 y 0 respectivamente dentro del gráfico. En el sujeto A se aprecia que en medio de la película hubo cierto relajamiento, lo que nos indica que “disfrutó” de la película (en el anexo 6 es posible observar que en Qsensor® se obtuvo el mismo resultado); en el sujeto B se puede notar que en todas las pruebas estuvo estresado.

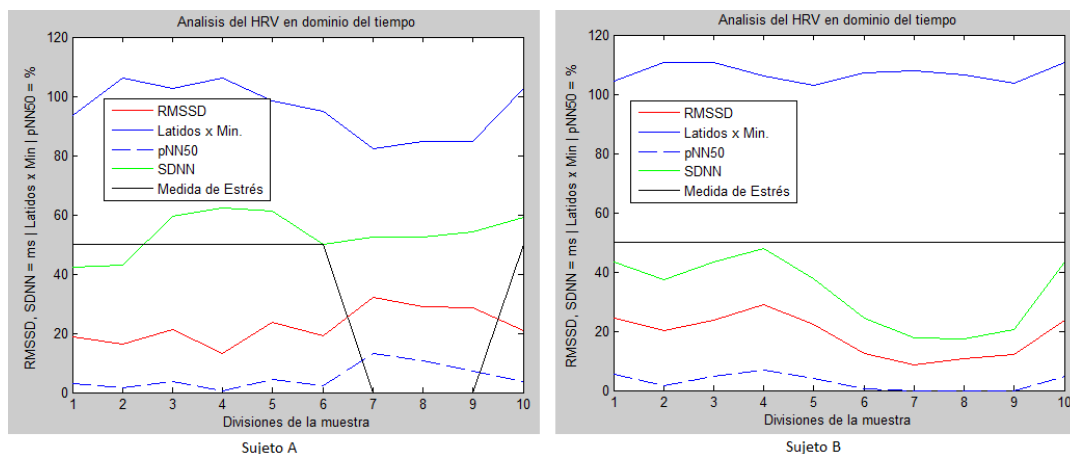


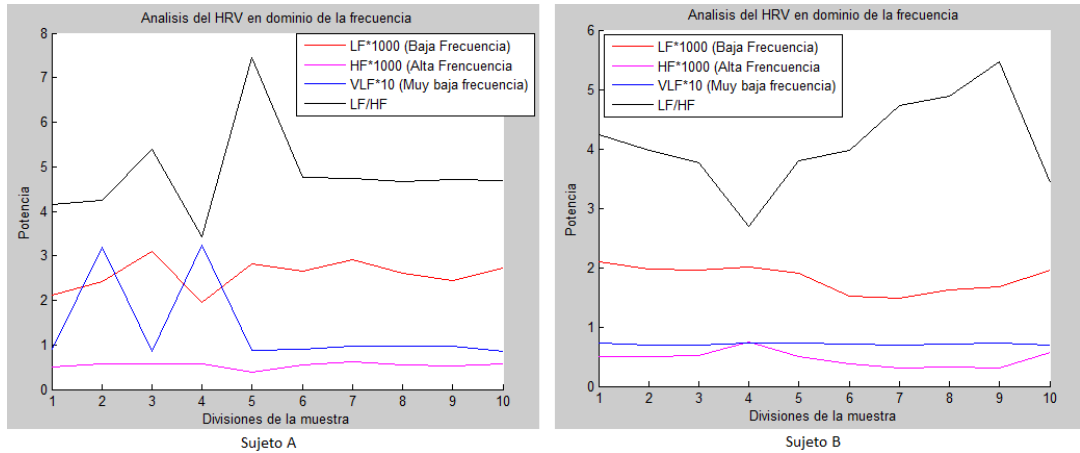
Imagen 15: Análisis del HRV en dominio del tiempo. La medida de estrés está en color negro en ambos sujetos A y B.

(Fuente: Elaboración propia.)

Para el análisis en el dominio de la frecuencia no se encontraron valores establecidos para los parámetros medidos. Se realizó un análisis de los parámetros en el dominio de la frecuencia (imagen 15) comparando los gráficos obtenidos con los gráficos de los parámetros en el dominio del tiempo, pero no se pudo concluir que hubiera coherencia directa entre los resultados de ambos métodos con los datos obtenidos en las pruebas.

Imagen 16: Análisis del HRV en dominio de la frecuencia en el sujeto A y en el sujeto B.

(Fuente: Elaboración propia.)

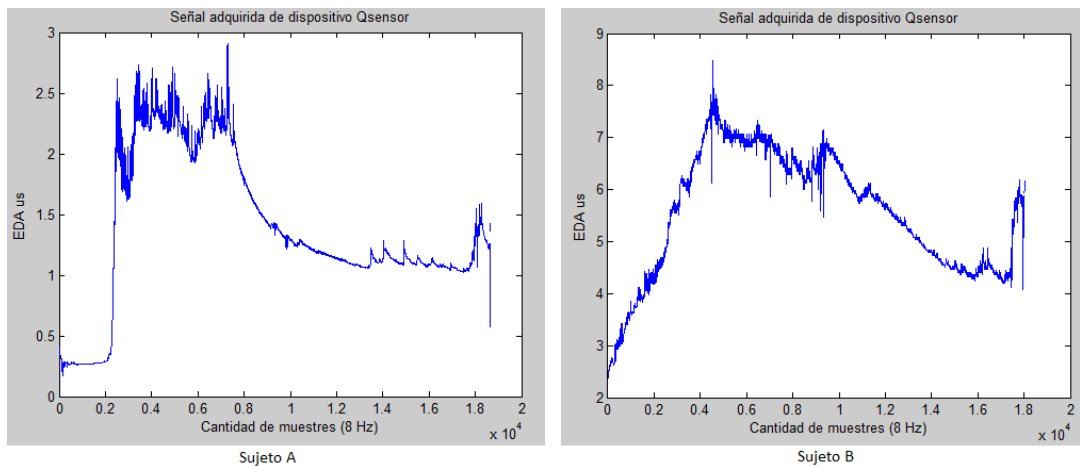


8.2 Comparación de los resultados con Qsensor®

Para verificar la medida de estrés mediante el uso de HRV en el dominio del tiempo, se procedió a comparar los parámetros calculados con los datos obtenidos de Qsensor® de la actividad electrodérmica de la piel, EDA. Ambas señales, de EKG y EDA, se acondicionaron para tener el mismo largo en tiempo, sincronizando el tiempo de inicio y de término durante las pruebas, con una diferencia entre 2 y 10 segundos en las señales de algunos sujetos. En ambos casos (HRV y EDA) se puede apreciar que al inicio de la toma de muestras la curva empieza en un valor mínimo (imagen 16), el cual sube a medida que pasa el tiempo, esto sucede debido a que el Qsensor® tiene un tiempo de regulación de sus parámetros.

Imagen 17: Señal de EDA medida con Qsensor en los sujetos A y B.

(Fuente: Elaboración propia.)



Para hacer una comparación de la medición de HRV en el dominio del tiempo y de la medición de EDA por parte de Qsensor®, se realiza el mismo procedimiento de dividir las señales en diez partes, de esta manera a los datos EDA de Qsensor® divididos se les calcula el promedio, obteniendo diez puntos. En el sujeto A (imagen 17) es apreciable que cuando el EDA está más baja durante las pruebas, la medición de estrés en HRV se hace cero, lo que

define ese momento como un tiempo de no estrés o estrés muy bajo. En el sujeto B, la medida de estrés en HRV evidencia estrés en todas las pruebas, mientras que Qsensor® mantiene cambios durante las pruebas, pero los niveles de EDA son mucho más altos en comparación al sujeto A.

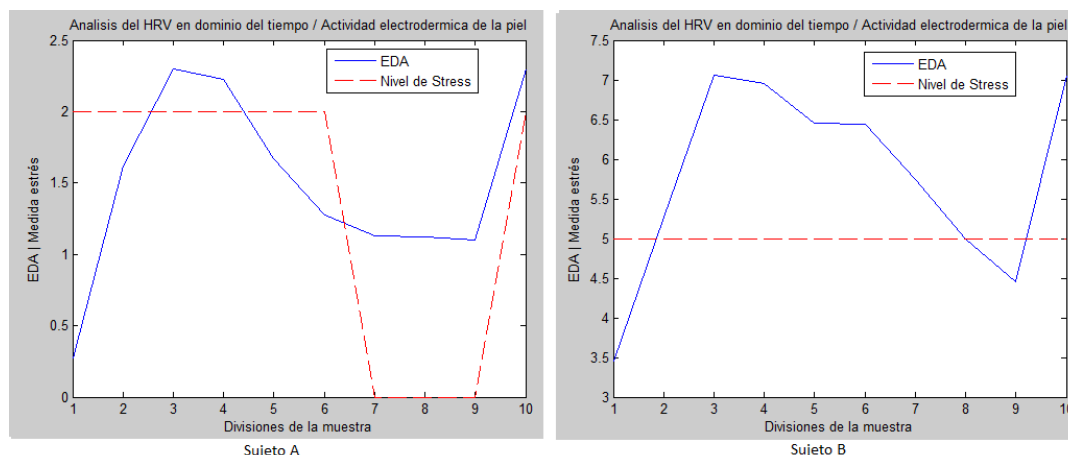


Imagen 18: Comparación grafica de los datos de EDA (azul) y de la medida de estrés mediante el análisis del HRV.

(Fuente: Elaboración propia.)

Para obtener una mejor comparación de los resultados se utilizo el coeficiente de covarianza, con la función “corrcoef” en MATLAB. Cuando la correlación entre ambas señales es directa, el valor del coeficiente de correlación es positivo y cercano a 1; si es inversa el valor del coeficiente es negativo cercano a -1; cuando no hay correlación el coeficiente es 0. Al observar los resultados de la tabla 5, tenemos que en el sujeto A el coeficiente de correlación es directo; en el sujeto B no hay correlación. Como sabemos, el sujeto A es nuestro sujeto de pruebas n° 3, y nuestro sujeto B es nuestro sujeto de pruebas n° 7, cuando revisamos la tabla 6 de el nivel de percepción de estrés que tuvieron los individuos en las pruebas nos fijamos en que en el sujeto de pruebas n° 3, el nivel de percepción de estrés decrece con cada prueba, lo que es verificable por EDA y por la medición HRV. En el sujeto de pruebas n° 7 se puede decir que la percepción al estrés se mantiene en las últimas dos pruebas y es un poco más alta en la primera prueba, lo que no puede ser 100% verificable con EDA pero si es más cercano a lo obtenido por la medición de HRV en dominio del tiempo.

	Coeficiente de correlación
Sujeto A	0.4055
Sujeto B	0

Tabla 5: Coeficientes de correlación de la señal EDA y de la medida de HRV en el dominio del tiempo en el sujeto A sujeto B.

(Fuente: Elaboración propia.)

8.3 Comparación de resultados con test de percepción

Tomando en cuenta que los resultados con Qsensor® no son del todo semejantes en algunas pruebas, se considero el comparar los resultados con el test de percepción realizado al final de las pruebas a los 11 sujetos (tabla 6).

Tabla 6: Nivel de percepción del nivel de estrés de cada sujeto después de cada prueba.

(Fuente: Elaboración propia.)

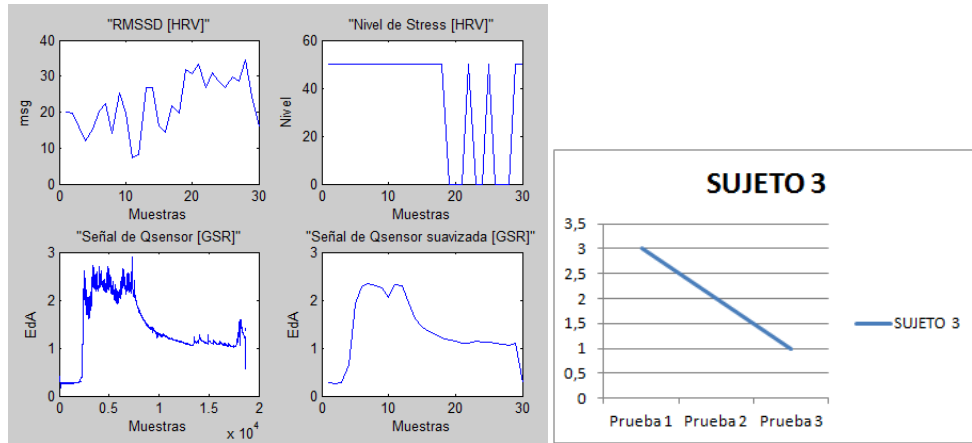
Nivel de percepción de estrés				
	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Detalle
SUJETO 1	3	3	4	Señal de EKG con pérdida de información.
SUJETO 2	2	3	2	Señal GSR de las primeras 2 pruebas perdida.
SUJETO 3	3	2	1	
SUJETO 4	1	2	1	
SUJETO 5	3	3	4	
SUJETO 6	2	3	2	
SUJETO 7	3	2	2	
SUJETO 8	2	3	2	Señal de EKG con pérdida de información.
SUJETO 9	2	3	2	Señal de EKG con pérdida de información.
SUJETO 10	2	3	2	Señal de EKG con pérdida de información.
SUJETO 11	3	2	2	

Se compararon estos resultados con lo obtenido mediante las mediciones de HRV por medio de RMSSD; medición de estrés según comparación de parámetros de HRV; y EdA por medio de Qsensor® en los todos sujetos de prueba (Anexo 6) tenemos que en algunos casos todos los tipos de medición de estrés tienen un mismo resultado, y en otros algunos de los parámetros diferían de otros (imagen 18 y 19).

Imagen 19: Izquierda: Resultados de medición de HRV, nivel de estrés y GSR.

Derecha: Grafica del test de percepción al estrés.

(Fuente: Elaboración propia.)



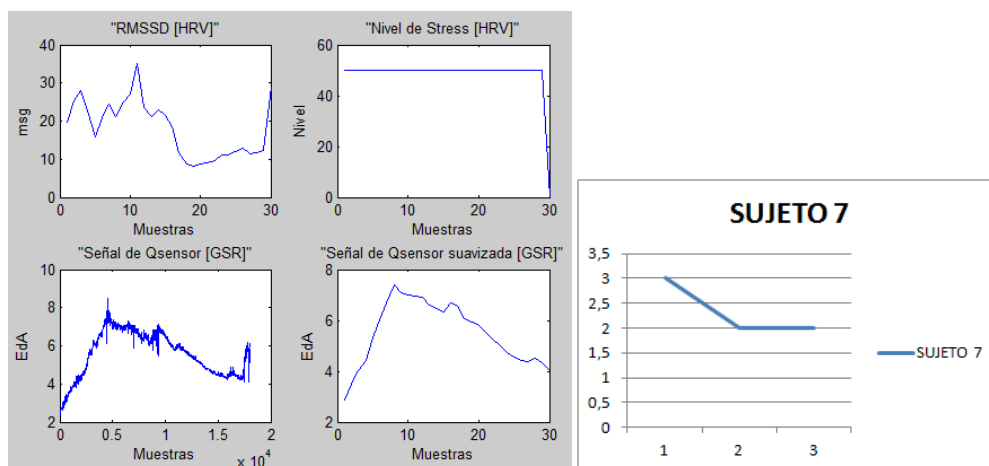


Imagen 20: Izquierda: Resultados de medición de HRV, nivel de estrés y GSR.

Derecha: Grafica del test de percepción al estrés.

(Fuente: Elaboración propia.)

Al comparar los resultados del test de percepción con la medición de estrés mediante HRV es posible notar que cuando los sujetos dieron un valor mayor o igual a 2 de percepción, el HRV evidenciaba estrés. Estableciendo este mismo trabajo con la señal de Qsensor® no podemos encontrar alguna línea base que nos dé un rango de GSR considerado estrés o no; la amplitud de las señales EdA correspondiente a GSR varían mucho entre los sujetos de prueba. Gráficamente la única manera de aseverar que el sujeto se encuentra en estrés teniendo como base la señal de GSR es comparándola con la señal de HRV.

9. Conclusiones

Al momento de iniciar las pruebas se tomó como patrón de comparación la señal obtenida de Qsensor®, pero surgieron múltiples dudas sobre la información de GSR al comparar los resultados con el test de percepción y el procesamiento de la señal de EKG en HRV. Así mismo, al no existir un estándar para los rangos de medición de estrés mediante HRV se decidió ocupar los valores utilizados por otros autores, por lo que se tuvieron que realizar pruebas previas para poder establecer con seguridad que los rangos establecidos sirvieran para esta investigación.

Como se constató en los resultados de las pruebas, la manera en que se trabajó el HRV en el dominio del tiempo fue capaz de medir estrés en los sujetos, a pesar de que no es muy sensible a cambios rápidos al utilizarse rangos muy altos de tiempo para el análisis (de 1.16 minutos), pero también se debe considerar que un análisis con rango muy corto de tiempo podría generar valores de dispersión más altos, al tenerse muy pocos datos que quizás varíen mucho en valor y, por ende, un HRV no muy exacto. A pesar de esto, los resultados obtenidos por el análisis de HRV en el dominio del tiempo fueron cercanos y coherentes con los valores obtenidos por el test de percepción de los sujetos. Sobre la señal GSR obtenida a través de Qsensor® no se pudo establecer de forma concreta con las pruebas en que rango de valores se presenta estrés de forma general.

Respecto al análisis del HRV en el dominio de la frecuencia, por limitaciones de ser un trabajo corto de un semestre, falta mayor investigación, como también profundizar sobre otras

formas de analizar la señal en el dominio de la frecuencia utilizando otras funciones para el cálculo de la potencia, añadir filtros y/o diferentes métodos de manejo de datos.

De la misma forma, como trabajos futuros, se recomienda analizar de forma aislada y más profundamente la relación entre estrés y GSR de manera tal que se pueda obtener un línea base de investigación y establecer que parámetros demuestran estrés.

Los resultados obtenidos evidencian que el HRV es un buen método para constatar estrés, siendo solo necesaria una señal de EKG, adecuadamente filtrada, de cualquier dispositivo para poder medirlo. En la actualidad existen dispositivos de medición cardiovascular que facilitan la obtención de las señales de EKG, como la utilizada en esta investigación basada en la tecnología e-textile, la cual ofrece mayor comodidad para quienes las utilizan, además de entregar seguimiento continuo y la posibilidad de conexión inalámbrica.

El código generado en esta investigación servirá para futuras investigaciones en la ingeniería biomédica sobre la medición de estrés, como también un pilar para la investigación sobre la relevancia del HRV en dominio del tiempo con respecto al estrés y un apoyo para un análisis del HRV con otros fines. Al añadir un nuevo parámetro para medir estrés a través de dispositivos de electrocardiografía, aumentamos la cantidad de prestaciones que estos dispositivos son capaces de entregar, siendo lo más importante el no tener la necesidad de diseñar e implementar un nuevo dispositivo para la medición.

Finalmente el presente trabajo de investigación ayudo a integrar diferentes ramas de la ingeniería biomédica como lo son la fisiología, electrónica y procesamiento de señales, siendo un gran aporte también el uso de nuevas tecnologías en lo que respecta a dispositivos de mediciones de parámetros fisiológicos.

10. Referencias

- Afectiva®. (2012). *Q sensor 2.0 Datasheet*. Recuperado en agosto de 2013 de <http://qsensor-support.affectiva.com/>. Waltham, USA.
- Afectiva®. (2013). *Q user manual*. Recuperado en agosto de 2013 de <http://qsensor-support.affectiva.com/>. Waltham, USA.
- Andreoli A., Gravina R., Giannantonio R., Pierleoni P., y Fortino G. (2010). Spine-hrv: a BSN-Based Toolkit for Heart Rate Variability Analysis in the Time-Domain. *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment Lecture Notes in Electrical Engineering*, 75 (1), 369-389.
- Castillero Y., Perez M. (2005). *El uso de la bioretroalimentación en los programas de tratamiento del estrés*. Recuperado en marzo de 2014 de la Web de la Revista Psicología Científica.com <http://www.psicologiacientifica.com/biorretroalimentacion-tratamiento-estres/>
- Celi G., Rocha M., Yapur M (2011). *Mediciones Fotopletismográficas*. Tesis de licenciatura no publicada, Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil, Ecuador.
- De Luca P., Sánchez A, Pérez G., Leija L. (2004). Medición integral del estrés crónico. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 25 (1), 60-66.
- Edwards B. (2011). *Wearable sensor by Affectiva can measure anxiety and is helping autism research*. Recuperado en junio de 2014, de <http://www.imedicalapps.com/>, USA.
- García S., Garzon L., Camargo L. (2011). Revisión de dispositivos electrónicos para la determinación de estrés a partir de variables fisiológicas. *Revista Visión Electrónica*, 5, 114-122.
- López L., Campos J. (2002). Evaluación de Factores Presentes en el Estrés Laboral. *Revista de Psicología de la Universidad de Chile*, 9, 149-163.
- Ministerio de salud. (2010). *Encuesta nacional de salud ENS Chile 2009-2010*. Recuperado en septiembre de 2013 de <http://web.minsal.cl/portal/url/item/bcb03d7bc28b64dfe040010165012d23.pdf>
- Moya-Albiol L., Salvador A. (2001). Empleo de estresores psicológicos de laboratorio en el estudio de la respuesta psicofisiológica al estrés. *Anales de Psicología*, 17, 69-81.
- Nasim K., Jahan A., y Syed S. (2011). Heart rate variability – A review. *Journal of Basic and Applied Sciences*, 7, 71-77.
- Poh M., Swenson N., Picard W. (2010). A Wearable Sensor for Unobtrusive, Long-Term Assessment of Electrodermal Activity. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 57, 1243-1252.
- Ranganathan G., Rangarajan R., Blindhu V. (2012). Estimation of heart rate signals for mental stress assessment using neuro fuzzy technique. *Applied Soft Computing*, 12, 1978-1984.
- Rodas G., Carballido C., Ramos J., Capdevila Ll. (2008). Variabilidad de la frecuencia cardiaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos. *Archivos de medicina del deporte*, 25, 119-127.

- Ruiz Y., Ginori J., Taboada A. (2003). Extracción y análisis de la señal de variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) mediante filtrado. *Memorias V congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería*. 1 (33), 1-4.
- Schubert C., Lambertz M., Nelesen R., Bardwell W., Choi J., Dimsdale J. (2009). Effects of stress on heart rate complexity—A comparison between short-term and chronic stress. *Biological Psychology*, 80, 325-332.
- Serra K., Vigalondo N. (2003). *El tren de la bruja* [Cinta cinematográfica]. España: Arsénico Producciones / Jaleo Films.
- Silvestre A., Bailón R., Laguna P., Mateo J., Serrano P. (2005). Coherencia entre la frecuencia respiratoria y la variabilidad del ritmo cardíaco durante prueba de esfuerzo. *XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, 1, 23-26.
- Suh M., (2010). *E-Textiles For Wearability: Review Of Integration Technologies*. Recuperado en junio de 2014, de <http://www.textileworld.com/>, USA.
- Tharion E., Parthasarathy S., Neelakantan N. (2009). Short-term heart rate variability measures in students during examinations. *The national medical journal of India*, 22, 63-66.
- Widjaja D., Van Diest I., Van Huffel S. (2012). Extraction of Direct Respiratory Influences from the Tachogram using Multiscale Principal Component Analysis. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 15, 97-101
- Zephyr Technology®. (2012). *Biobarness 3.0 user manual*. Recuperado en agosto del 2013, de <http://zephyranywhere.com/>. Annapolis, USA.
- Zephyr Technology®. (2013). *Biobarness 3 data sheet*. Recuperado en agosto del 2013, de <http://zephyranywhere.com/>. Annapolis, USA
- Zhai J., Barreto A., Chin C., Li C. (2005). Stress detection in computer users through non-invasive monitoring of physiological signals. *Proceedings of IEEE SoutheastCon 2005*. 1, 415-420.

11. Anexos

Anexo 1: Código de filtrado de la señal.

%Filtrado: se filtra la frecuencia respiratoria y el movimiento
% Diseño del filtro paso alto y filtrado de la señal

```
fsHalf=250/2;  
frehi=30/10;  
wcutt=frehi/fsHalf;  
highpass=fir1(2000,wcutt,'high');  
sal=filter(highpass,1,ECG);
```

Medición del
estrés mediante
análisis de la
variabilidad del
ritmo cardíaco

Anexo 2: Código de reconocimiento de la onda R.

38

```
%Reconocimiento de Onda R
%Se eliminan las primeros 1400 muestras ya que la amplitud varia al
inicio
%del filtro.

l = length(sal);
salidal = sal(1400:l);
n = length(salidal);
RtoR = zeros(1, n);
Maxim = max(salidal)*0.55;

for i = 1 : n
    if i>2 && i<n
        if salidal(i) > salidal(i - 1) && salidal(i) > salidal(i +
1)&& salidal(i)> Maxim
            RtoR(i) = 10;
        else
            RtoR(i) = 0;
        end
    else
        if salidal(1)> Maxim
            RtoR(i)=10;
        elseif salidal(n)> Maxim
            RtoR(i)=10;
        else
            RtoR(i)=0;
        end
    end
end
end
%Guardando tiempo entre cada onda RR no se toma el primero, ya que
no tiene
%una onda RR anterior
contador = 0;
cont=1;
for i=1:length(RtoR)
    if RtoR(i) == 10
        RR_1(cont)=contador;
        contador = 0;
        cont=cont+1;
    else
        contador = contador + 0.004;
    end
end
end
for i=1:length(RR_1)-1
    RR(i) = RR_1(i+1);
end
end
```

Anexo 3: Código de análisis en el dominio del tiempo.

%MEDICIÓN DE STRESS - SEBASTIAN QUIDEL - V1.4
%HRV en el dominio del tiempo, se calculan todos los parámetros que
%se obtienen de potencia, pero solo se trabaja con los más
importantes.

```
function [stress,SDSD,latidmin, RMSSD, SDNN, pNN50] =  
HRV_tiempo(RR1)  
%Latidos por minuto  
latidmin=60/mean(RR1);
```

```
%%  
%%RMSSD  
suma = 0;  
temp = 0;  
for j=1:length(RR1)-1  
    sum = (RR1(j+1)-RR1(j))^2;  
    suma = sum + temp;  
    temp = suma;  
end  
RMSSD = (sqrt((1/(length(RR1)-1))*suma))*1000;  
%%  
%%SDNN  
suma = 0;  
temp = 0;  
for j=1:length(RR1)  
    sum = (RR1(j)-mean(RR1))^2;  
    suma = sum + temp;  
    temp = suma;  
end  
SDNN = (sqrt((1/(length(RR1)-1))*suma))*1000;  
%%  
%%pNN50  
NN50 = 0;  
for j=1:length(RR1)-1  
    NN=(RR1(j+1)-RR1(j));  
    if abs(NN) >= 50/1000  
        NN50 = NN50 + 1;  
    end  
end  
end  
pNN50 = (NN50/(length(RR1)-1))*100;  
%%  
%%SDSD  
suma = 0;  
temp = 0;  
for j=1:length(RR1)-1  
    sum = (RR1(j+1)-RR1(j)-mean(RR1))^2;  
    suma = sum + temp;  
    temp = suma;  
end  
end  
SDSD = (sqrt((1/(length(RR1)-1))*suma))*1000;  
%%  
%%INFORMACIÓN  
disp('Latidos por minuto (HR):'), disp(latidmin);
```

```
disp('Valor RMSSD:'), disp(RMSSD);
disp('Valor SDNN:'), disp(SDNN);
disp('Valor pNN50:'), disp(pNN50);
disp('Valor SDDSD:'), disp(SDDSD);

%Determinación de stress
%Se usan valores predeterminados (Documento "HRV") para el latido
cardíaco,
%RMSSD, SDNN y pNN50. Si 3 de estos valores están dentro de los
valores de
%stress, se considera al sujeto con Stress.

s_1 = 0;
if latidmin > 85
    disp('Latido por minuto -> STRESS');
    s_1 = s_1 + 1;
else
    disp('Latido por minuto -> NO STRESS');
end
if RMSSD < 45
    disp('RMSSD -> STRESS');
    s_1 = s_1 + 1;
else
    disp('RMSSD -> NO STRESS');
end
if SDNN < 55
    disp('SDNN -> STRESS');
    s_1 = s_1 + 1;
else
    disp('SDNN -> NO STRESS');
end
if pNN50 < 7
    disp('pNN50 -> STRESS');
    s_1 = s_1 + 1;
else
    disp('pNN50 -> NO STRESS');
end
if s_1 >= 3
    disp('****El sujeto esta ESTRESADO****');
    stress=50;
else
    disp('****El sujeto NO esta ESTRESADO****');
    stress=0;
end
end
```

Anexo 4: Código de análisis en el dominio de la frecuencia.

```
%MEDICIÓN DE STRESS - SEBASTIAN QUIDEL - V1.4
%HRV en el dominio de la frecuencia, se calculan todos los
parámetros que
%se obtienen de potencia, pero solo se trabaja con los más
importantes.
function [TP,ULF,VLF,LF,HF,LFHF] = HRV_frecuencia(RR1)
%%

%Interpolación

temp=0;
for i=1:length(RR1)
    RRx(i) = RR1(i)+temp;
    temp = RRx(i);
end
%Muestreo a 0.1ms = 10 hz

xi=1:.1:RRx(length(RRx));
RRinter = interp1(RRx,RR1,xi);

%%
%potencia
Fs=10;
NFFT = 2^nextpow2(length(RRinter)); % Next power of 2 from length
of y
Y1 = abs(fft(RRinter,NFFT)).^2/length(RRinter)/Fs;
Hpsd = dspdata.psd(Y1(1:length(Y1)/2),'Fs', Fs);

TP = avgpower(Hpsd, [0.0 0.4]);
disp('TP:');
disp(TP);

ULF = avgpower(Hpsd, [0.0 0.003]);
disp('ULF:');
disp(ULF);

VLF = avgpower(Hpsd, [0.003 0.04]);
disp('VLF:');
disp(VLF);

LF = avgpower(Hpsd, [0.04 0.15]);
disp('LF:');
disp(LF);

HF = avgpower(Hpsd, [0.15 0.4]);
disp('HF:');
disp(HF);

LFHF = (LF/HF);
disp('LFHF:');
disp(LFHF);
```

Anexo 5: Código general.

```
%MEDICIÓN DE STRESS - SEBASTIAN QUIDEL - V1.5
%Se agregan señales de Qsensor
clc, clear all, close all

%%
%Leer direccion de la data ECG
[nombre_ecg, dire_ecg] = uigetfile('*.csv', ' Abrir datos ECG');
ruta_ecg = strcat(dire_ecg, nombre_ecg); %Ruta del archivo
xecg = importdata(ruta_ecg); %Guardando data
ECG = xecg.data(:,6); %Recuperando data
ECGinicio= xecg.data(1,5); %Recuperando Hora de
inicio
timeecg = (length(ECG)*4)/1000; %Tiempo total
%Se agregan señales de Qsensor
[nombre_qs, dire_qs] = uigetfile('*.csv', ' Abrir datos QSENSOR');
ruta_qs = strcat(dire_qs, nombre_qs); %Ruta del archivo
xqs = importdata(ruta_qs); %Guardando data
QS = xqs.data(:,6); %Recuperando data
QSinicio = xqs.textdata(6,1); %Recuperando Hora de
inicio
timeqs = (length(QS)*125)/1000; %Tiempo total

%%
% Igualar hora de inicio en ambas señales
% Qsensor y BioHarness guardan la hora de inicio, segun el seteo de
hora
% que tenga cada dispositivo. BioHarness en mseg y Qsensor en
hora:min:seg

% ESTA PARTE NO ESTA ACTIVA EN EL CODIGO
% Ya que las señales se ajustaron antes de leerlas por mal ajuste
de la
% hora de inicio en los dispositivos para algunas de las pruebas
realizadas.

% resto = QSinicio;
% i = 1;
% while i ~= 5
% [primera,resto] = strtok(resto);
% palabra = primera;
% i = i+1;
% end
% palabra=char(palabra);
% palabranum = str2num(palabra);
%
% QSinicio_mseg = palabranum(3)*1000 + palabranum(2)*60000 +
palabranum(1)*3600000;%
%
% if QSinicio_mseg >= ECGinicio
% %250 hz ecg, 8 hz qs
% dif = QSinicio_mseg - ECGinicio;
% inicio = dif*(0.25);
```

```

%      ECG = ECG (inicio:length(ECG));
%  else
%      dif = ECGinicio - QSinicio_mseg;
%      inicio = dif*(8/1000);
%      QS = QS(inicio:length(QS));
%  end

%%
%Filtrado: se filtra la frecuencia respiratoria y el movimiento
% Diseño del filtro paso alto y filtrado de la señal
fsHalf=250/2;
frehi=30/10;
wcutt=frehi/fsHalf;
highpass=firl1(2000,wcutt,'high');
sal=filter(highpass,1,ECG);
%%
%Reconocimiento de Onda R
%Se eliminan los primeros 1400 muestras ya que la amplitud varia al
inicio
%del filtro.
l = length(sal);
salida1 = sal(1400:l);
n = length(salida1);
RtoR = zeros(1, n);
Maxim = max(salida1)*0.55;

for i = 1 : n
    if i>2 && i<n
        if salida1(i) > salida1(i - 1) && salida1(i) > salida1(i +
1)&& salida1(i)> Maxim
            RtoR(i) = 10;
        else
            RtoR(i) = 0;
        end
    else
        if salida1(1)> Maxim
            RtoR(i)=10;
        elseif salida1(n)> Maxim
            RtoR(i)=10;
        else
            RtoR(i)=0;
        end
    end
end
end
%Guardando tiempo entre cada onda RR no se toma el primero, ya que
no tiene
%una onda RR anterior
contador = 0;
cont=1;
for i=1:length(RtoR)
    if RtoR(i) == 10
        RR_1(cont)=contador;
        contador = 0;
        cont=cont+1;
    else

```

```
        contador = contador + 0.004;
    end
end
for i=1:length(RR_1)-1
    RR(i) = RR_1(i+1);
end
%%
%División de la señal en 30 partes iguales y llamado de las
funciones
k = length(RR)/30 - mod(length(RR),30)/30;
cont_1 = 1;
cont_2 = 0;
ini_1 = 0;
for i= 1:30
    for j= 1:k
        temp_1(j) = RR(cont_2 + j);
    end
    [stress(cont_1),SDSD(cont_1),latidmin(cont_1), RMSSD(cont_1),
SDNN(cont_1), pNN50(cont_1)] = HRV_tiempo(temp_1);

    [TP(cont_1),ULF(cont_1),VLF(cont_1),LF(cont_1),HF(cont_1),LFHF(cont
_1)] = HRV_frecuencia(temp_1);

    cont_1 = cont_1 + 1;
    if i == 29
        cont_2 = length(RR) - cont_2;
    else
        cont_2 = cont_2 + k;
    end
end
end
%%
% Division de la señal EDA en 30 partes
m = length(QS)/30 - mod(length(QS),30)/30;
cont_qs = 0;
ini_1 = 0;
for i= 1:30
    for j = 1:m
        temp_qs(j) = QS(cont_qs + j);
    end
    QS10(i) = mean(temp_qs);

    if i == 29
        cont_qs = length(QS) - cont_qs;
    else
        cont_qs = cont_qs + m;
    end
end
end

%%
% Correlación entre HRV y QSensor
% Se decidió utiliza RMSSD, pero puede ocuparse cualquier de los
otros
% métodos de medición de HRV
```

```

[Rxy, desfase] = xcorr(RMSSD, QS10);

%%
%Sección de ploteo:
%1) Ploteo de señal ECG, Filtro pasa alto e identificación RR
figure
    subplot(3,1,1), plot(ECG(1400:1), 'r');
    xlabel('Cantidad de Muestras (250 Hz)');
    title('[ECG original]');
    subplot(3,1,2), plot(salida1, 'b');
    xlabel('Cantidad de Muestras (250 Hz)');
    title('[ECG filtrado LP = 1 Hz]');
    subplot(3,1,3), plot(RtoR, 'g');
    xlabel('Cantidad de Muestras (250 Hz)');
    title('[Identificación onda R]');
%2) Ploteo de parámetros HRV en el dominio del tiempo
figure
    plot(RMSSD, 'r'); hold on
    plot(latidmin, 'b-');
    plot(pNN50, 'b--');
    plot(SDNN, 'g');
    plot(stress, 'k-'); hold off
    legend('RMSSD', 'Latidos x Min.', 'pNN50', 'SDNN', 'Medida de
Estrés');
    xlabel('Divisiones de la muestra');
    ylabel('RMSSD, SDNN = ms | Latidos x Min | pNN50 = % ');
    title('Análisis del HRV en dominio del tiempo');
%3) Ploteo de EDA de Qsensor
figure
    plot(QS);
    xlabel('Cantidad de muestras (8 Hz)');
    ylabel('EDA us');
    title('Señal adquirida de dispositivo Qsensor');
%4) Ploteo de EDA y HRV en el dominio del tiempo
figure
    plot(QS10*10); hold on
    plot(RMSSD, 'r');
    plot(latidmin, 'b-');
    plot(stress, 'b--');
    plot(SDNN, 'g'); hold off
    legend('EDA', 'RMSSD', 'Latidos x Min.', 'Nivel de
Stress', 'SDNN');
    xlabel('Divisiones de la muestra');
    ylabel('RMSSD, SDNN = ms | Latidos x Min | pNN50 = % ');
    title('Análisis del HRV en dominio del tiempo / Actividad
electrodermica de la piel');
%5) Ploteo de parámetros HRV en el dominio de la frecuencia
figure
    hold on
    plot(LF*1000, 'r-');
    plot(HF*1000, 'm-');
    plot(VLF*10, 'b-');
    plot(LFHF, 'k'); hold off
    legend('LF*1000 (Baja Frecuencia)', 'HF*1000 (Alta
Frecuencia)', 'VLF*10 (Muy baja frecuencia)', 'LF/HF');

```

```
        xlabel('Divisiones de la muestra');
        ylabel('Potencia');
        title('Análisis del HRV en dominio de la frecuencia');
%6) Ploteo de medición de estrés en dominio del tiempo y EDA
%%%% El valor de stress/10 se puede variar para visualizar mejor
el
%%%% resultado
figure
    plot(QS10, 'b'); hold on
    plot(stress/10, 'r--'); hold off
    legend('EDA', 'Nivel de Stress');
    xlabel('Divisiones de la muestra');
    ylabel('EDA | Medida estrés');
    title('Análisis del HRV en dominio del tiempo / Actividad
electrodérmica de la piel');

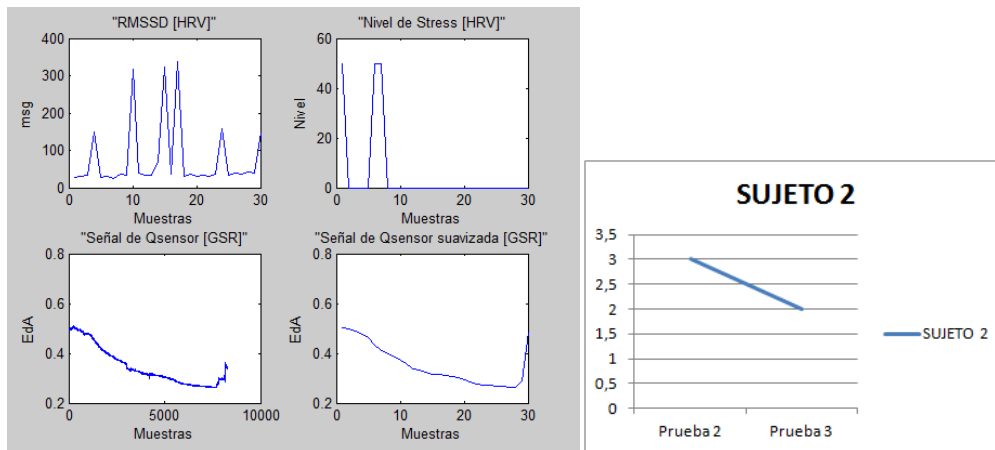
%7) Ploteo de Correlación de señales HRV y Qsensor
figure;
correlacion=max(Rxy/length(RMSSD))
subplot(3,1,1);
    plot(desfase);
    title('Vector de Desfase')
subplot(3,1,2);
    plot(Rxy);
    title('Vector de xcorr RXY')
subplot(3,1,3);
    stem(desfase, Rxy/length(stress)),
title('Correlación de Stress y QS10')

%8) Resumen de datos obtenidos
figure
subplot(2,2,1);plot(RMSSD);title('"RMSSD
[HRV]"');xlabel('Muestras');ylabel('msg');
subplot(2,2,2);plot(stress);title('"Nivel de Stress
[HRV]"');xlabel('Muestras');ylabel('Nivel');
subplot(2,2,3);plot(QS);title('"Señal de Qsensor
[GSR]"');xlabel('Muestras');ylabel('EdA');
subplot(2,2,4);plot(QS10);title('"Señal de Qsensor suavizada
[GSR]"');xlabel('Muestras');ylabel('EdA');
```

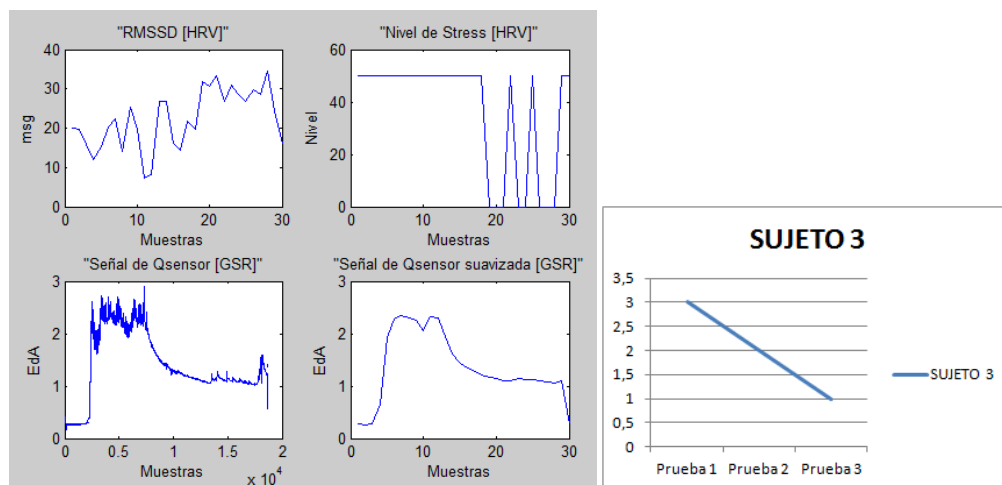
Anexo 6: Gráficos resumen de las señales obtenidas.

Se debe tener en cuenta que los sujetos 1, 8, 9 y 10 no fueron considerados al obtenerse señales erráticas y con falta de información para ser procesadas.

- Sujeto 2: Señales obtenidas realizando pruebas 2 y 3 del Setup de pruebas.

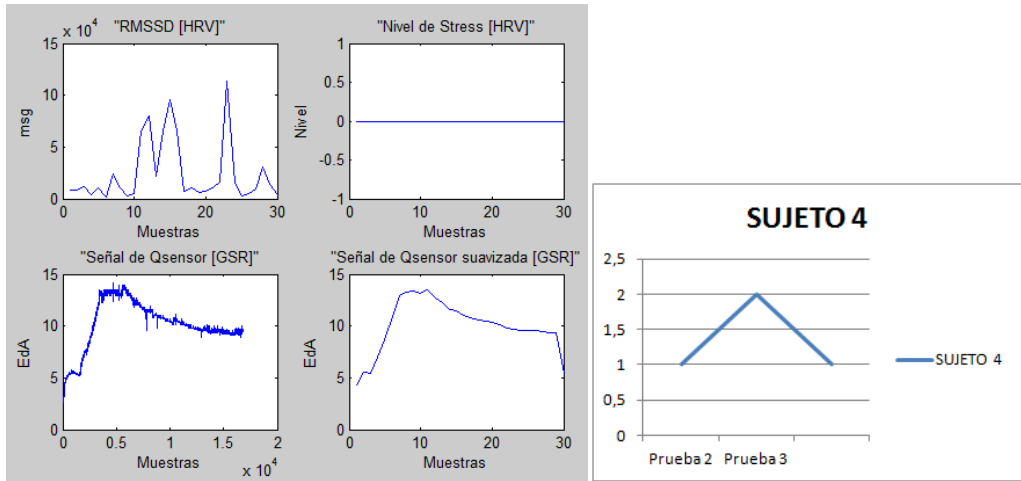


- Sujeto 3: Las señales obtenidas por HRV, GSR y por el test de percepción presentan un resultado semejante.

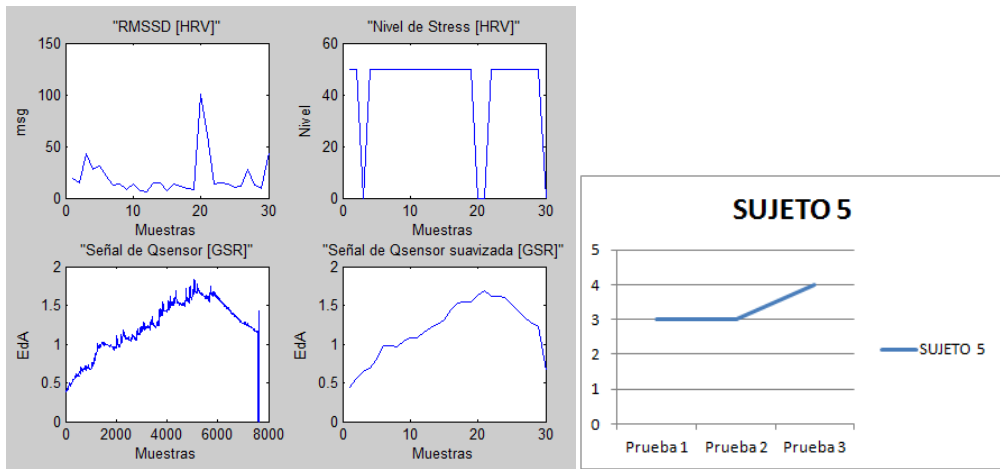


Medición del estrés mediante análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco

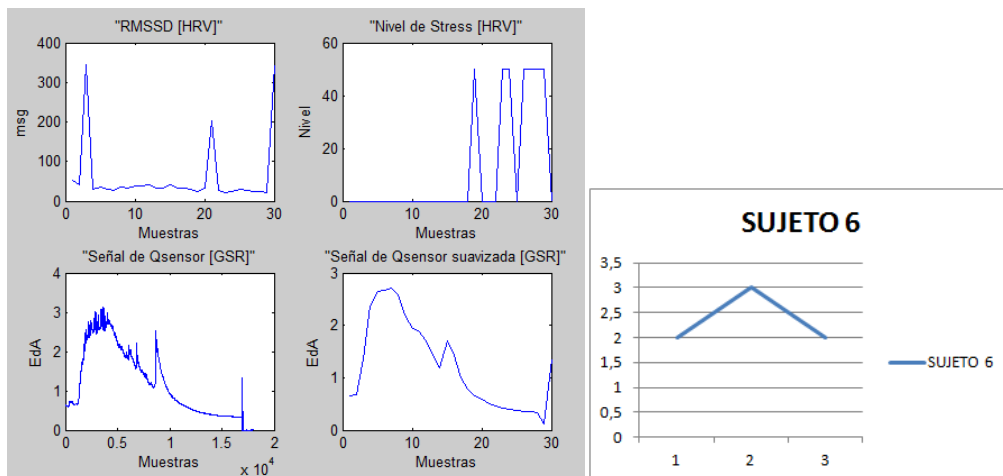
- Sujeto 4: Las señales obtenidas por HRV por RMSSD demuestran un sujeto en estrés, pero al analizar todos los parámetros (SDNN, pNN50 y latidos por minuto) no se presenta como resultado estrés. El test de percepción de este sujeto fue el más bajo de todos. El sujeto considero que las pruebas no fueron del todo estresantes.



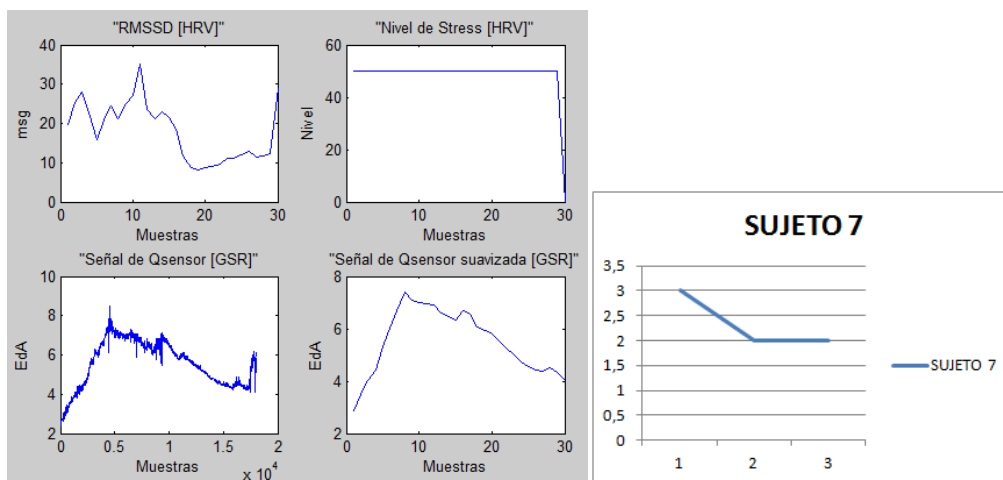
- Sujeto 5: Las señales obtenidas por HRV, GSR y por el test de percepción presentan un resultado semejante.



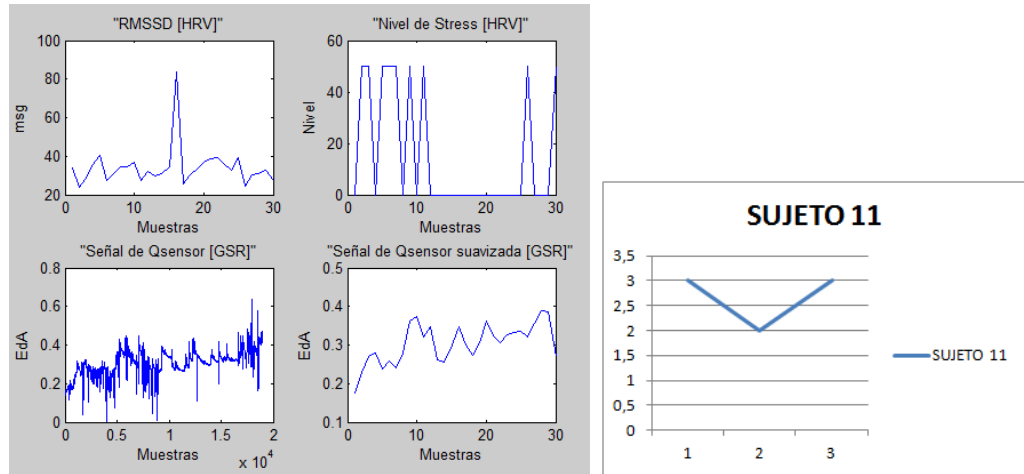
- Sujeto 6: Las señales obtenidas por HRV, GSR y por el test de percepción presentan un resultado totalmente distinto entre ellas. No es posible aseverar ninguna causa respecto a las señales obtenidas.



- Sujeto 7: Las señales obtenidas por HRV, GSR y por el test de percepción presentan un resultado semejante.



- Sujeto 11: Las señales obtenidas por HRV, por el test de percepción presentan un resultado semejante. La señal de GSR se demuestra errática.



Prueba para la medición de estrés.

Presentación e instructivo

Alumno: Sebastian Quidel

Profesor: Dr. Pablo Reyes

Introducción

- Asignatura: Seminario de Investigación

Tema:

- "Medición del nivel de estrés a través del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco a partir de señales electrocardiográficas obtenidas con tecnología e-textile."

¿Qué es el estrés?

- Según la OMS: *“Es un conjunto de reacciones fisiológicas que preparan al organismo para la acción”.*
- Cuando la respuesta al estrés es insuficiente o exagerada se pueden presentar patologías que alteren el funcionamiento normal del organismo.



Contexto

- Búsqueda de una medición de estrés **con seguimiento continuo** y la **no intrusividad** al usuario.
- Dispositivos existen son de precios muy elevados.
- Conocer y controlar nuestro nivel de estrés.
- Salud preventiva tanto para pacientes crónicos y trabajadores.

Medición del estrés

- A través de la actividad electro dérmica (EDA)

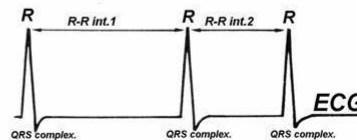


Qsensor®

- A través del análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco



Bioharness®



Instrucciones generales

- Luego de que esta presentación termine, y que se respondan las dudas al sujeto de prueba, le serán colocados los dispositivos de medición (Qsensor y EKG)
- Se le pedirá al sujeto recostarse/sentarse durante **5 minutos** para obtener datos en reposo.
- Las pruebas a realizar son: test de **STROOP** y test de **aritmética y proyección de cortometraje.**

Instrucciones generales

- El sujeto estará siempre sentado, por lo que debe señalar si algún dispositivo le incomoda antes de empezar.
- El examinador de las pruebas estará frente a él.
- Otro examinador estará revisando los datos que se están adquiriendo por medio de las pruebas.
- Las pruebas tienen intervalos de tiempo entre una y otra; el sujeto debe permanecer sentado en todo momento.
- Entre cada prueba se volverán a dar brevemente las instrucciones de la prueba siguiente.
- **El sujeto está en todo su derecho de parar en algún momento de las pruebas para retirarse.**

Instrucciones generales

- Después de cada prueba se le pedirá al sujeto medir el nivel de estrés que percibe según la siguiente escala:
 - 0 -> No estresante
 - 1 -> Un tanto estresante
 - 2 -> Estresante
 - 3 -> Muy estresante
 - 4 -> Demasiado estresante
- Estos valores serán anotados por el examinador.

Instrucciones: Prueba 1

La prueba 1 cuenta de 3 subpruebas:

- **Stroop P:** Esta primera prueba consiste en presentarle al sujeto una hoja llena de palabras escritas en negro en formato de columnas, estas representan los colores que se utilizaran en el test. (Amarillo, Rojo, Azul, Negro, Verde, etc.)
- Se le pedirá al sujeto decir en voz alta lo que dice cada palabra de las columnas, lo mas rápido que pueda en **45 segundos**.
- Si termina antes de los 45 segundos, deberá iniciar desde el principio nuevamente hasta que se termine el tiempo (STOP).
- Si el sujeto se equivoca en leer /decir una palabra debe continuar a la siguiente sin parar.

Instrucciones: Prueba 1

- Ejemplo:

Amarillo	Negro	Azul	Negro
Negro	Rosa	Café	Naranja
Azul	Verde	Amarillo	Verde
Negro	Café	Rojo	Rojo
Negro	Amarillo	Rojo	Naranja

Instrucciones: Prueba 1

- Stroop C: Al igual que en el Stroop P, se le entregara al sujeto una segunda hoja que contiene de forma repetida caracteres iguales con diferentes colores.
- Se le pedirá decir los colores de los caracteres, no considerando lo que diga la “palabra”, lo más rápido posible en un tiempo máximo de 45 segundos,
- Si termina antes del tiempo, deberá volver al inicio hasta que el tiempo acabe (STOP).

Instrucciones: Prueba 1

- Ejemplo:

GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG
GGG	GGG	GGG	GGG

Instrucciones: Prueba 1

- Stroop PC: En esta prueba se verá la interferencia.
- Se le presentara al sujeto una hoja con los nombres de diferentes colores.
- La tinta de cada palabra será aleatoria.
- El sujeto deberá decir el color de tinta de cada palabra, **no considerando** lo que diga la palabra, lo más rápido posible en un tiempo máximo de 45 segundos.
- Si termina antes del tiempo, deberá volver al inicio hasta que el tiempo acabe (STOP).

Instrucciones: Prueba 1

- Ejemplo:

Amarillo	Negro	Azul	Negro
Negro	Rosa	Café	Naranja
Azul	Verde	Amarillo	Verde
Negro	Café	Rojo	Rojo
Negro	Amarillo	Rojo	Naranja

Instrucciones: Prueba 2

- Luego de 3 minutos se realizará una **prueba matemática**.
- Al sujeto se le dará un número de 2 a 3 dígitos, el cual debe memorizar
- El examinador le pedirá restar / sumar un cierto dígito al número ya memorizado.
- El sujeto tendrá que responder verbalmente cada resultado lo más rápido que pueda.
- El nuevo número a restar se le dará en un intervalo de **5 a 10 segundos**.
- La prueba dura un total de 2 a 3 minutos.

Instrucciones: Prueba 3

- Luego de 3 minutos se realizará una **proyección de un cortometraje**.
- El individuo debe permanecer sentado viendo del cortometraje.
- La duración es de 15 minutos.

Instrucciones generales

- El tiempo total en condiciones optimas será de:

4 min	Explicación de la prueba y contexto.
4 min	Colocación de dispositivos y prueba de estos.
3-5 min	Medición en reposo.
7 min	Duración de prueba Stroop (3 subpruebas).
1-3 min	Medición en reposo.
4 minutos	Duración de prueba matemática.
3 min	Medición en reposo.
15 min	Cortometraje.

- **45 minutos En total**

Instrucciones generales

- El sujeto estará siempre sentado, por lo que debe señalar si algún dispositivo le incomoda antes de empezar.
- El examinador de las pruebas estará frente a el.
- Otro examinador estará revisando los datos que se están adquiriendo por medio de las pruebas.
- Las pruebas tienen intervalos de tiempo entre una y otra; el sujeto debe permanecer sentado en todo momento.
- Entre cada prueba se volverán a dar brevemente las instrucciones de la prueba siguiente.
- **El sujeto esta en todo su derecho de parar en algún momento de las pruebas para retirarse.**

¿Preguntas?

Anexo 8: Datos recopilados de EKG y EdA (señal de GSR)

Estos datos se encuentran en el CD adjunto con todos los datos de los 8 sujetos de pruebas en la carpeta “Anexo 8 – Datos”. Para la lectura de estos códigos, solo se debe hacer correr el Código General del Anexo 5, teniendo también cargados los códigos de las funciones del anexo 3 y 4. Luego se deben seguir las instrucciones que salen en pantalla. Los archivos EDA de la proyección en el sujeto 1, y el de Stroop en el sujeto 2 no se encuentran ya que la comunicación con el dispositivo Qsensor® se perdió durante las pruebas.

Medición del
estrés mediante
análisis de la
variabilidad del
ritmo cardíaco