

Sistema para la medida del nivel de estrés: STRESSTIC



Javier Sedano*
Camelia Chira*
Jerónimo González**
José R. Villar***

Dr. Ingeniero
Dr. Ciencias de Computación
Dr. En Psicología
Dr. Ingeniero

* INSTITUTO TECNOLÓGICO DE CASTILLA Y LEÓN (ITCL). Grupo de Investigación en Inteligencia Artificial y Electrónica Aplicada. P.I. Villalonquejar. C/López Bravo, 70 - 09001 Burgos. Tfno: +34 947 298471. grupodeinvestigacionai-ea@itcl.es

** UNIVERSIDAD DE BURGOS. Dpto. de Ciencias de la Educación. C/ Villadiego, s/n - 09006 Burgos. Tfno: +34 947 258079. jejavier@ubu.es

*** UNIVERSIDAD DE OVIEDO. Dpto. de Ciencias en Computación. Campus de Viesques, s/n - 33204 Gijón. Tfno: +34 985 182597. villarjose@uniovi.es

Recibido: 05/10/2011 • Aceptado: 08/02/2012

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/4429>

INTELLIGENT SYSTEM FOR MEASURING STRESS: STRESSTIC

ABSTRACT

- Stress is increasingly common in today's society, being associated in many cases with numerous somatic, psychological and behavioral pathologies, some of which increase low productivity in the workplace. This article presents a tutorial to develop a system for measuring both the conductivity and the temperature in a subject's skin. This application has been developed by the Technological Institute of Castilla and Leon (ITCL) and consists of both software and hardware of our own design. The software will analyze and discriminate between different stressful situations and will be able to measure the level of acute stress on the subject. The experiment was conducted in a context of real analysis on a sample of students from the University of Burgos (UBU), under different stress conditions.
- **Key words:** electronic, stress, electronics design, measurement of skin conductivity, computer applications.

RESUMEN

El estrés es cada vez más frecuente en la sociedad actual, llevando asociadas, en muchas ocasiones, una gran cantidad de patologías de tipo: somático, psicológico y de comportamiento; algunas de las cuales desencadenan en bajas laborales en los centros de trabajo. En este artículo se presenta un tutorial para el desarrollo de un sistema que permite la medición de la conductividad de la piel y la temperatura en un sujeto. La aplicación ha sido desarrollada por el Instituto Tecnológico de Castilla y León (ITCL) y está formado por una parte de software y otra de hardware, ambas de diseño propio. El software se encargará de analizar y discriminar entre diferentes situaciones estresantes, pudiendo medir el nivel de estrés agudo en el sujeto. La experimentación se ha realizado en un contexto de análisis real, sobre una muestra de estudiantes de la Universidad de Burgos (UBU), sometidos a diferentes condiciones de estrés.

Palabras clave: electrónica, estrés, diseño de electrónica, medición de conductividad en la piel, aplicaciones informáticas.

1. INTRODUCCIÓN

Existe un nivel óptimo de estrés que depende de las características de la propia persona y de la tarea que realiza. Lo importante no es detectar el estrés, sino evaluar éste para lograr un mantenimiento del nivel óptimo del mismo en las diferentes situaciones que se produzcan, las cuales dependerán de las características de las personas y de sus tareas asociadas. Por otra parte, el nivel de estrés elevado es cada vez más frecuente en la sociedad actual, llevando asociadas, en muchas ocasiones, una gran cantidad de patologías, algunas de las cuales desencadenan en bajas laborales. El desarrollo de dispositivos electrónicos de bajo costo, capaces de medir stress y la aplicación de tecnologías de

información -StresTIC- pueden proporcionar mediciones en tiempo real, filtradas y pre-procesadas sobre el estrés diario del individuo, de tal manera que sea posible analizar in situ el grado de estrés que está soportando, para el control o autocontrol del mismo.

Hay una gran cantidad de acontecimientos en la vida humana que afectan a la salud de las personas. Así, desde la psicología se observa un creciente incremento de la evidencia empírica acerca de la influencia de los aspectos psicosociales del contexto en el que nos movemos sobre la salud. Diversas situaciones de estrés elevado crónico, como pueden ser el tener un bajo estatus socioeconómico, un período de luto o el estrés proveniente del trabajo, son factores de riesgo para patologías crónicas de diversa índole, entre las que destacan las patologías cardiovasculares (Pickering 2001).

El estrés elevado afecta a la vida de las personas a distintos niveles: somático, psicológico y/o comportamental. Los episodios y experiencias de estrés pueden llegar a producir consecuencias perjudiciales sobre la salud, agrupadas en tres niveles (Manassero et al. 2003):

- Enfermedades crónicas o de adaptación por un estilo de vida estresante, enfermedades cardiovasculares, dolores de cabeza tensionales, cáncer, alteraciones gastrointestinales, etc.
- Alteraciones psicológicas del bienestar y la salud mental (ansiedad, depresión, insatisfacción, etc.).
- Deterioro de la conducta que afecta no sólo a la persona que sufre el estrés, sino también al contexto que la rodea.

El estrés elevado de origen laboral puede afectar la calidad de vida y la productividad, no sólo porque compromete la salud de los trabajadores. La sobrecarga crónica, los trabajos excesivamente rutinarios y bajo presión, pueden producir estados de fatiga crónica y actitudes de pasividad o alienación (Levi 1994). Las consecuencias económicas sociales del estrés elevado de origen laboral, en particular, son importantes. Los problemas de salud asociados al estrés elevado están entre las causas más frecuentes de absentismo por licencias médicas.

La medición actual del nivel de estrés viene determinada por sentimientos del individuo expresados a su facultativo o por escalas basadas en preguntas. La mayoría consiste en cuestionarios autoadministrados, que pretenden medir diferentes dimensiones o componentes del concepto de estrés, satisfacción, salud y características individuales (Cartwright y Cooper 1996). También diferentes técnicas para medir el estrés de forma biológica, tales como: medición de las variaciones de la frecuencia cardíaca, monitoreo de la presión sanguínea o de la frecuencia respiratoria, evaluación del gasto energético, medición de la productividad, registro estadístico de la fatiga, electroencefalograma y medición de los niveles sanguíneos de catecolaminas, así como a través de la cuantificación de otros neurotransmisores por espectrofotometría, fluorometría, cromatografía, radioisótopos o procedimientos enzimáticos (Di Nuovo et al. 2000). Otro tipo de herramientas, son: la auditoria del estrés

de Boston, el Inventario de estados de angustia de Spielberg Gorsuch y Lushene, el cuestionario LES de T.H. Holmes y R.H. Rahe, la valoración del estrés de Adam, etc. (Almirall 1996).

Sin embargo, todos ellos son demasiado complejos para obtener una medida rápida y monitorizada al instante (Di Nuovo et al. 2000).

La propuesta novedosa que se presenta con STRESSTIC es que es posible medir variables fisiológicas que detecten el grado de estrés del sujeto, para el autocontrol del mismo y a bajo costo, de modo que si cada persona tiene información biológica del grado de estrés que está soportando su cuerpo, es posible que varíen las condiciones ambientales para reducir éste, si es elevado, o por el contrario se pueda modificar la tarea para alcanzar un nivel apropiado de éste.

El artículo se organiza de la manera siguiente: la sección 2 introduce la medición de la resistencia galvánica de la piel. La sección 3 presenta la solución propuesta. La sección 4 muestra la aplicación informática. La sección 5 desarrolla las partes que componen el dispositivo electrónico de medición biológica. La sección 6 describe el experimento y finalmente, las conclusiones junto con los trabajos futuros son comentadas en la sección 7.

2. MEDICIÓN DE RESISTENCIA GALVÁNICA DE LA PIEL

La piel se encuentra formada por tres capas, la epidermis, la dermis y la hipodermis, cuyas características se exponen a continuación.

La epidermis es la capa más externa y resistente. Ésta se divide en cinco subcapas con espesor igual o inferior a 1mm. Estas subcapas son el estrato córneo, el lúcido, el granuloso, el espinoso y el germinativo. La dermis es la segunda capa intermedia, oscila su espesor entre 0,5 y 6 mm. y contiene vasos sanguíneos y linfáticos, terminales nerviosos libres, corpúsculos de ruffini y glándulas sebáceas. La hipodermis es la capa más interna y se encarga de sujetar la piel a huesos y músculos. También en esta capa hay vasos sanguíneos y linfáticos, así como los corpúsculos de Pacini y los folículos capilares. La hipodermis contiene las porciones secretoras de las glándulas sudoríparas ecrinas.

Las variaciones de conductancia de la piel -capacidad de una sustancia de conducir la corriente eléctrica- se deben fundamentalmente (Buena-casal y Sierra 1997) a las secreciones de las glándulas sudoríparas, distribuidas en la subdermis, principalmente en las palmas de las manos y en las plantas de los pies. Las glándulas sudoríparas actúan como resistencias eléctricas, de manera que al impregnarse de sudor, su resistencia disminuye -la conductividad aumenta-. La amplitud de la respuesta eléctrica depende de la cantidad de secreción y de la cantidad de glándulas sudoríparas activadas.

La producción de sudor y por tanto la activación de las glándulas sudoríparas, depende del Sistema Nervioso Autónomo -SNA-, siendo su neurotransmisor la acetilcolina.

Las respuestas electrodérmicas son cambios que se presentan en las propiedades eléctricas de la piel humana, generadas por las interacciones entre eventos ambientales y los estados psicológicos de la persona. Las emociones y los sentimientos implicados en la activación de SNA son, principalmente, los que disponen al organismo para el ataque o la defensa, tales como el temor, la ansiedad, el estrés o la alegría. Sin embargo, también están en relación con estímulos novedosos, intensos, de alto contenido emocional o significativos para el ser humano.

Según Han Selye el estrés es un síndrome general de adaptación, algunos autores, consideran que el estrés es siempre un estado psicopatológico del individuo, otros simplemente lo conciben en términos de impulso o activación, e incluso hay quienes consideran que el estrés es un rasgo de personalidad (Conard y Matthews 2005). Lo cierto es que el estrés es una reacción que se produce ante determinados estímulos, que pueden o no, ser adversos y que por lo general actúa de una forma adaptativa. El estrés no siempre actúa de una forma adaptativa, de modo que cuando estas medidas se mantienen elevadas por tiempos muy prolongados, o cuando estos incrementos se dan con una cierta frecuencia, es cuando puede aparecer el riesgo de desarrollar determinadas enfermedades psicosomáticas. El estrés puede llegar a ser nocivo para las personas, no sólo por su intensidad o su frecuencia, sino también por su ausencia o disminución, ya que un cierto grado de activación es imprescindible para mantener nuestro organismo en estado de alerta. Este tipo de estrés a veces se presenta como una merma en las facultades físicas e intelectuales, fatiga, etc. Las alteraciones fisiológicas asociadas al estrés se dividen en 3 grupos: cambios endocrinos, inmunológicos y viscerales. En la Fig. 1 se presentan las reacciones del cuerpo humano -resistencia galvánica de la piel- según Hans Selye cuando este reacciona ante lo que identifica como una agresión o una presión.



Figura 1: Fases del estrés

3. SOLUCIÓN PROPUESTA

El objetivo del artículo es presentar el diseño y la experimentación de un medidor biológico de estrés para el

control del mismo. El sistema, diseñado y desarrollado en el Instituto Tecnológico de Castilla y León (ITCL) y probado por la Universidad de Burgos (UBU), es un dispositivo de pequeño tamaño que permite ser colocado de forma ergonómica en la muñeca, de forma que a posteriori, éste puede ser usado en el ámbito laboral o personal, de forma que pueda prevenir la aparición de enfermedades psicosomáticas, cada vez más frecuentes y aceptadas.

Nuestra propuesta de diseño está orientada a disponer de un dispositivo de pequeño volumen, con comunicación inalámbrica, de forma que permita la adquisición de señales: conductividad y temperatura en piel. El conjunto de datos -data set- deberá ser acondicionado, preprocesado -filtrado- y presentado -visualización- para ser analizado por un facultativo. La validación se ha realizado sobre candidatos, -individuos sometidos a diferentes índices de estrés-, de modo que pueda comprobarse una clasificación de estos estados. En la Fig. 2 se muestra la idea global de la propuesta, el dispositivo diseñado y la aplicación donde se analizan las medidas con el objeto de clasificar los índices y establecer diferentes niveles sobre ellos.

Existen dos posibles métodos de medida de la variable electrodérmica: el método de la corriente constante y el método del voltaje constante. En el primer método y siguiendo la ley de Ohm $-V=IR-$, se mantiene constante la intensidad de la corriente $-I-$ y se registra el voltaje que pasa a través del organismo que funciona como una resistencia. Utilizando este método, la medida que se obtiene es la resistencia de la piel. En el segundo método, el voltaje se mantiene constante, registrándose la corriente que fluye a través de la resistencia $-I=V/R-$. Este segundo método es el elegido para obtener la medida de la conductancia de la piel, (Carrobbles 1987), ya que ofrece las ventajas de proporcionar una medida lineal y directa de la actividad de las glándulas sudoríparas y una representación visual apropiada en el registro poligráfico.

4. DESCRIPCIÓN DE LA APLICACIÓN INFORMÁTICA

Las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) (Sedano et al. 2010a, Chica 2005) junto con la incorporación de técnicas de soft computing y sistemas híbridos multiagente (Sedano et al. 2010b, Villar et al. 2009), permiten el desarrollo de aplicaciones capaces de analizar, procesar y guardar la información, así como automatizar en ellas diferentes algoritmos en forma de conocimiento.

La aplicación que se presenta es novedosa, dado que permite registrar, analizar y visualizar los datos de un dispositivo de medición de estrés portable que se sitúa en la muñeca. La solución propuesta incluye comunicación inalámbrica, de tipo Zig-bee, entre el dispositivo y la aplicación informática, instalada en PC, con lo que se consigue plena libertad en actuaciones y mediciones de las conductas de estrés. La aplicación usará un puerto COM virtual, que será seleccionado y abierto desde la interface de la aplicación. Todos los datos recogidos por esta interface

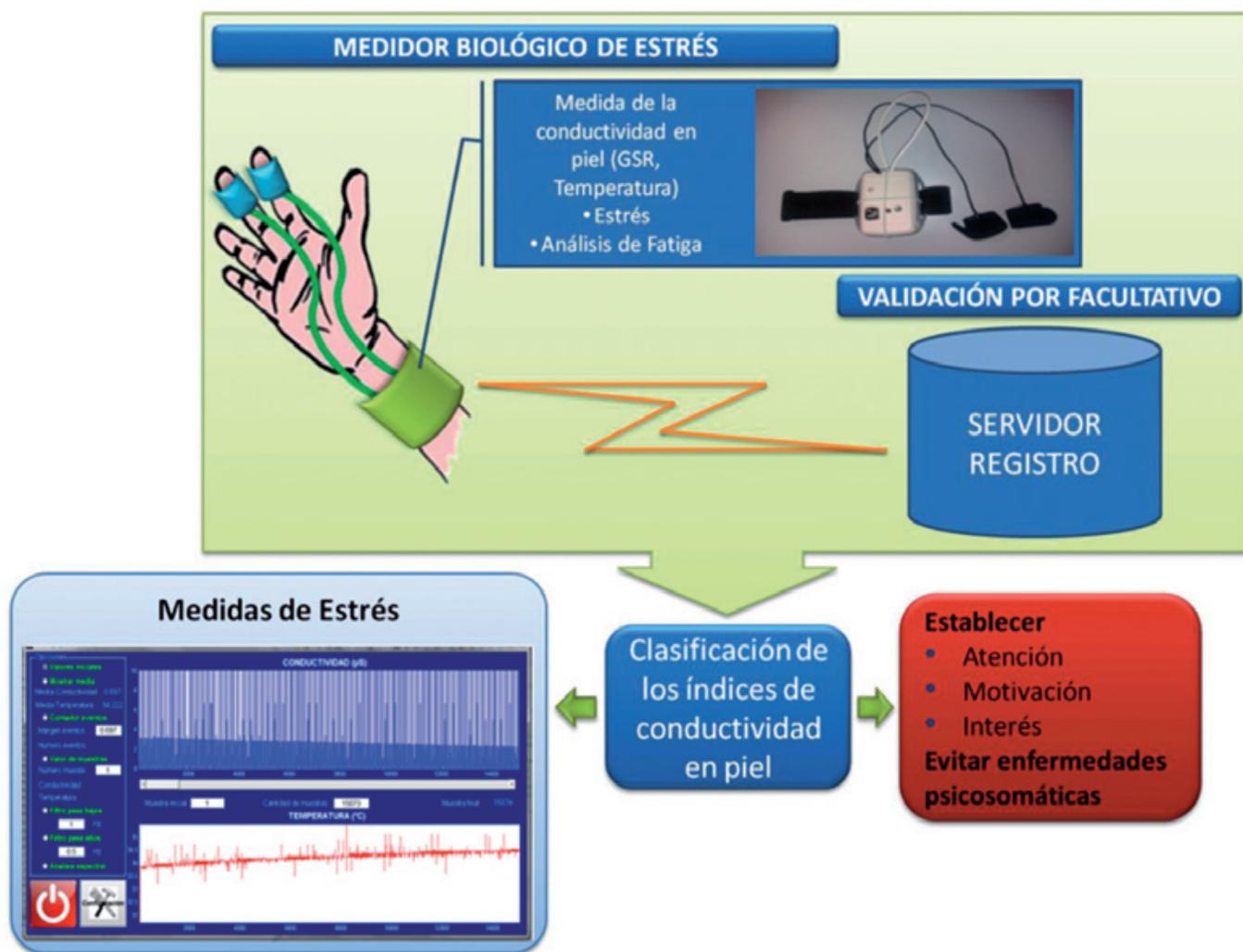


Figura 2: Esquema de la solución propuesta, para la realización de un medidor biológico del estrés.

serán guardados en formato Excel para facilitar posteriores análisis y tratamientos de los datos. La aplicación incorpora un módulo de preprocesado en el data set para eliminar posibles perturbaciones externas. La secuencia en el tratamiento es la siguiente, primero es usado un filtro pasa bajos para obtener el nivel tónico - que es el nivel de estrés medio de la persona- y después un filtro pasa altos para obtener el nivel fásico de la señal - con el cual medimos niveles de estrés puntual -. La aplicación ha sido desarrollada en *Matlab* (The Math Works 2011a, The Math Works 2011b).

La aplicación consta de varias interfaces, entre las que se encuentra la interface de configuración, que gestiona las comunicaciones y el estado de los periféricos y la interface de muestreo, que se encarga de la gestión y almacenado de la prueba.

En la Figura 5 se muestra la ventana de análisis de datos donde se realiza el análisis de los medidas adquiridas en tiempo real, o almacenados anteriormente. La figura presenta en la parte superior la medida de la conductividad;

la zona más oscura representa el nivel tónico, la zona más clara representa el nivel fásico. En la parte inferior de la figura se muestran los cambios de temperatura durante la prueba. En la parte izquierda se encuentra la configuración, donde se pueden configurar diferentes valores en la prueba, como mostrar la medida, el contador de eventos y las parametrizaciones en los filtrados y análisis espectral.

5. DISPOSITIVO ELECTRÓNICO

El dispositivo electrónico se encarga de recoger información de las variaciones de la conductividad de la piel y la temperatura. Éste engloba las siguientes funciones: medición de la conductividad cutánea, medición de la temperatura cutánea, sistema de carga y supervisión de baterías; regulador de tensión, sistema de comunicación y sistema microprocesador de control, que son desarrollados a continuación.

5.1 MEDIDA DE LA CONDUCTIVIDAD Y LA TEMPERATURA CUTÁNEA

Este apartado tendrá como objetivo obtener la medida de conductividad eléctrica de la piel; para ello serán incorporados sensores y acondicionadores en el circuito de medida.

Existen diferentes electrodos para la medida GSR – *galvanic skin response*- (Biopac, Biomedical). En el estudio se han utilizado electrodos de Ag-AgCl, no-polarizables de 6 mm de diámetro. Existen diferentes sensores para medidas de temperatura del cuerpo humano, a saber: los PTC, los NTC, los termoscans y algunos termocoplas. En el dispositivo se incorpora un NTC con resistencia nominal a 25°C. de 2252Ω., una temperatura operativa máxima de 60°C. y una precisión y sensibilidad de $\pm 0,2^\circ\text{C}$.

La conductividad eléctrica de la piel, puede variar entre 200μS. y 2μS. -de 5kΩ. a 500kΩ.-; nuestra propuesta incorpora un amplificador de ganancia variable capaz de adecuar el valor al mayor rango posible, junto a la máxima resolución. Mediante un divisor de tensión entre una resistencia y los electrodos -resistencia cutánea- puede ser medida la caída de tensión en la resistencia de valor constante y medir la resistencia de la piel.

El amplificador usado es el ADS1100 (ADS1100), de ganancia programable, con alimentación positiva y de pequeño valor -entre 2,7V. y 5V.-. El ADS1100, es un convertor analógico-digital de 16bits, que puede comunicarse con el microprocesador mediante protocolo I2C, usando dos líneas: SDA línea de datos y SCK línea de reloj. El acondicionamiento de la temperatura se realiza mediante un divisor de tensión entre el NTC y una resistencia, convertida a variable digital en un canal del microprocesador.

5.2 SISTEMA DE CARGA Y SUPERVISIÓN DE BATERÍAS

Este apartado tendrá como objetivo proponer un circuito para llevar a cabo la recarga de la batería de Polímero de litio (Li-Po) de una sola celda a 3,7V y un sistema para que el dispositivo pueda funcionar mientras se realiza la carga. La solución propuesta de recarga incorpora el integrado MAX1555 (MAX1555). El integrado dispone de dos entradas, una para USB de hasta 6V., que limita la corriente de salida a 100mA. y otra con un adaptador de corriente hasta 7V. con corriente de hasta 340mA.

Para conseguir que el prototipo pueda cargarse y funcionar al mismo tiempo, se implementa un diodo *Schottky* doble con cátodo común; el propuesto es el BAT754C (BAT754C). De igual forma, en el dispositivo se ha incluido un integrado supervisor de batería STC3100 (STC3100), con el objetivo de conocer la energía disponible. Las características de este integrado, es que permite comunicación I2C con el microprocesador, siendo capaz de supervisar la capacidad de la batería, la corriente, el voltaje y la temperatura.

5.3 REGULADOR DE TENSIÓN

Este apartado tiene por objeto exponer la propuesta para

estabilizar la tensión de entrada en el sistema, dado que el dispositivo se alimenta a través de una batería y es necesario estabilizar la tensión como medida de calidad de la medida. El integrado MIC5205-3.3YM5 (MIC5205-3.3YM5) presenta unas características de tensión fija de 3,3V. y una caída en conducción -que es la disminución de la tensión cuando el dispositivo funciona-, de 165mV. cuando la corriente es próxima a 150mA.

5.4 SISTEMA DE COMUNICACIÓN Y CONTROL

Este apartado tiene como objeto fijar la propuesta en relación al sistema de control basado en microprocesador y al sistema de comunicación empleado en la transmisión de la información al PC. La propuesta, en este caso, se realiza en base a cumplir los requisitos impuestos en relación al dispositivo global, y que son expuestos a continuación: Módulo de comunicación I2C, que debe usarse en los integrados: ADS1100 y STC3100; módulo de comunicación USART -el módulo USART o UART servirá para poder enviar y recibir tramas de datos con el módulo ZigBee inalámbrico-; convertor A/D -usado como convertor en el sensor de temperatura- tensión de alimentación de 3,3V. y reducido tamaño.

El microprocesador propuesto es el PIC16F690 (PIC16F690), con encapsulado pequeño SSOP y con las siguientes características: 4096 Bytes de memoria flash, 256 Bytes de memoria EEPROM, 256 Bytes de memoria RAM, 1 puerto UART, 1 puerto SPI, 1 puerto I2C, tensión de alimentación entre 1,8V. a 5V. y un consumo mínimo de 20nA., en *standby*.

La tecnología de transmisión inalámbrica seleccionada es *Zigbee*, diferentes dispositivos que cumplen este protocolo se encuentran en el mercado (ZIGBEE), siendo nuestra propuesta el de serie1. Sus características principales son expuestas a continuación: hasta 30m. en interior y 100m. en exterior, 1mW. de potencia. 3.3V. de tensión de alimentación y 50mA. de corriente de transmisión-recepción.

5.5 CALIBRADO Y ACONDICIONAMIENTO

La calibración del convertor ADS1100 es necesaria para lograr la precisión requerida por el dispositivo. Ésta se realiza mediante una fuente de tensión ajustable -como mínimo hasta 3,3V.-. La fuente de tensión se conecta a la entrada del convertor y éste se comunica con un micro procesador PIC mediante el protocolo de comunicación I2C, utilizando las dos líneas SCL y SDA. Finalmente, los datos son registrados en el PC, para realizar la calibración. La calibración se realiza a partir de 4 rangos de ganancia desde 1 a 8 y de 4 rangos de tensión desde 0 a 3,3V. Siendo obtenidas 4 ecuaciones de ajuste de la tensión de entrada en función de la ganancia. Estas ecuaciones son aplicadas a la medida del convertor para extraer con precisión el valor de la conductividad. Para acondicionar el sensor GSR se utiliza un divisor de tensión entre una resistencia y los electrodos -la resistencia cutánea-, para así poder medir la tensión de caída en resistencia fija y poder obtener su valor. De esta

manera puede calcularse la resistencia del sensor GSR en función de la tensión que le llegue al conversor ADS1100.

5.6 DISPOSITIVO FINAL

El dispositivo final se encuentra formado por un medio adaptado a la muñeca, la cual alberga toda la electrónica, siendo ésta la encargada de adecuar la señal de los sensores, preprocesar la información, y enviarla inalámbricamente al PC; también se realiza la supervisión, gestión y carga de la batería. En la Fig. 3 se presenta la imagen del dispositivo final.

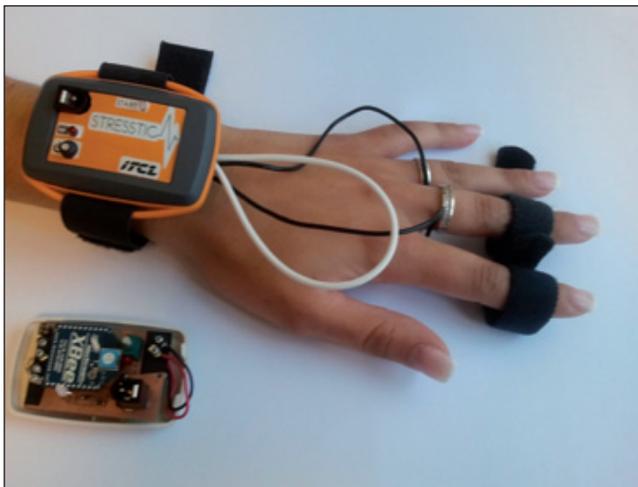


Figura 3: Dispositivo prototipo de medición

En la Figura 4 se presenta un diagrama de bloques del dispositivo final. En éste se presentan las conexiones esquemáticas entre los distintos dispositivos que conforman el diseño. En la parte superior izquierda se presenta la sensorica, su acondicionamiento y la conversión analógico-digital con el envío de la información al microcontrolador. En la parte inferior izquierda se muestra el sistema de carga, la supervisión y la medición de la batería.

6. EXPERIMENTACIÓN

Para comprobar el correcto funcionamiento y las funcionalidades del dispositivo *Strestic*, se han realizado las pruebas y ensayos en un contexto de experimentación real. El experimento se ha llevado a cabo sobre una muestra de estudiantes de Terapia Ocupacional de la Universidad de Burgos.

En cada persona existen dos tipos de estrés, uno crónico y otro agudo (García de la Banda et al. 2004). Con nuestro dispositivo hemos medido ambos tipos de estrés de forma longitudinal, es decir, en las mismas personas en diferentes situaciones; para ello hemos seleccionado una situación basal del usuario y otra considerada estresante.

A la hora de seleccionar un estímulo estresante, hemos considerado que los exámenes son la fuente de estrés más común en la vida académica de los estudiantes universitarios (Pellicer et al. 2002, Spangler 1997).

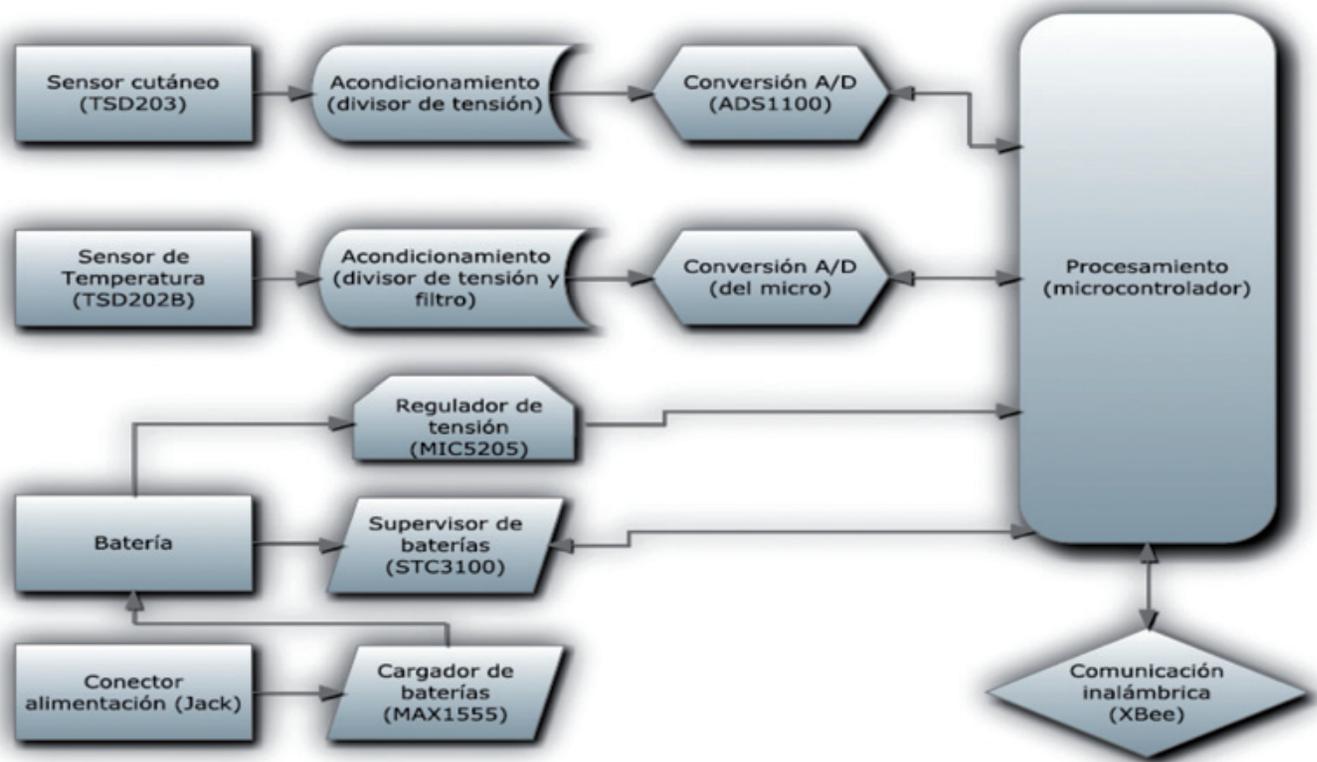


Figura 4: Diagrama de bloques del dispositivo final

La experimentación se ha realizado sobre un total de 20 candidatos, durante un período de 100 s. El experimento

trata de verificar el correcto funcionamiento del dispositivo a través de las evoluciones de conductividad en la piel sobre el

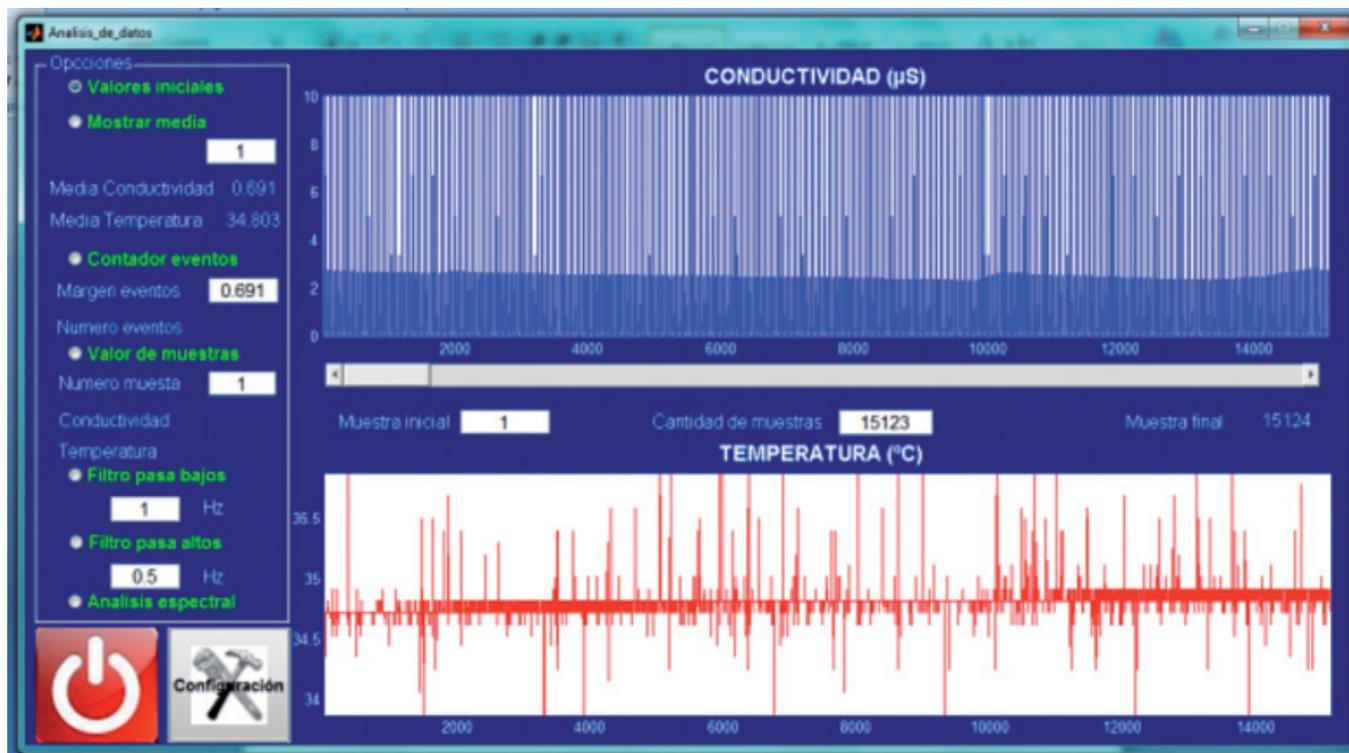


Figura 5: Pantalla de visualización de la prueba, medidas de conductividad, temperatura y selección de características del ensayo. Medida de conductividad en piel es situación basal.

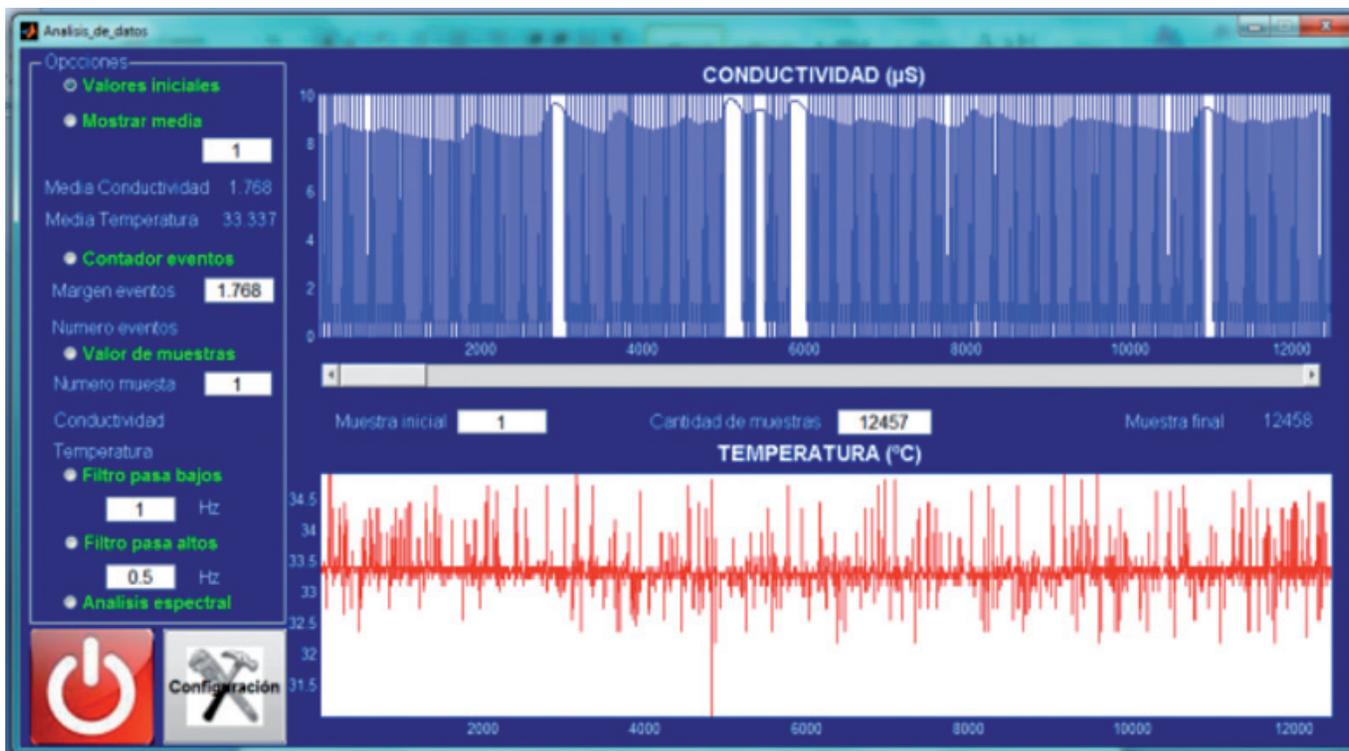


Figura 6: Medida de conductividad en piel es situación estresante, antes del inicio del examen

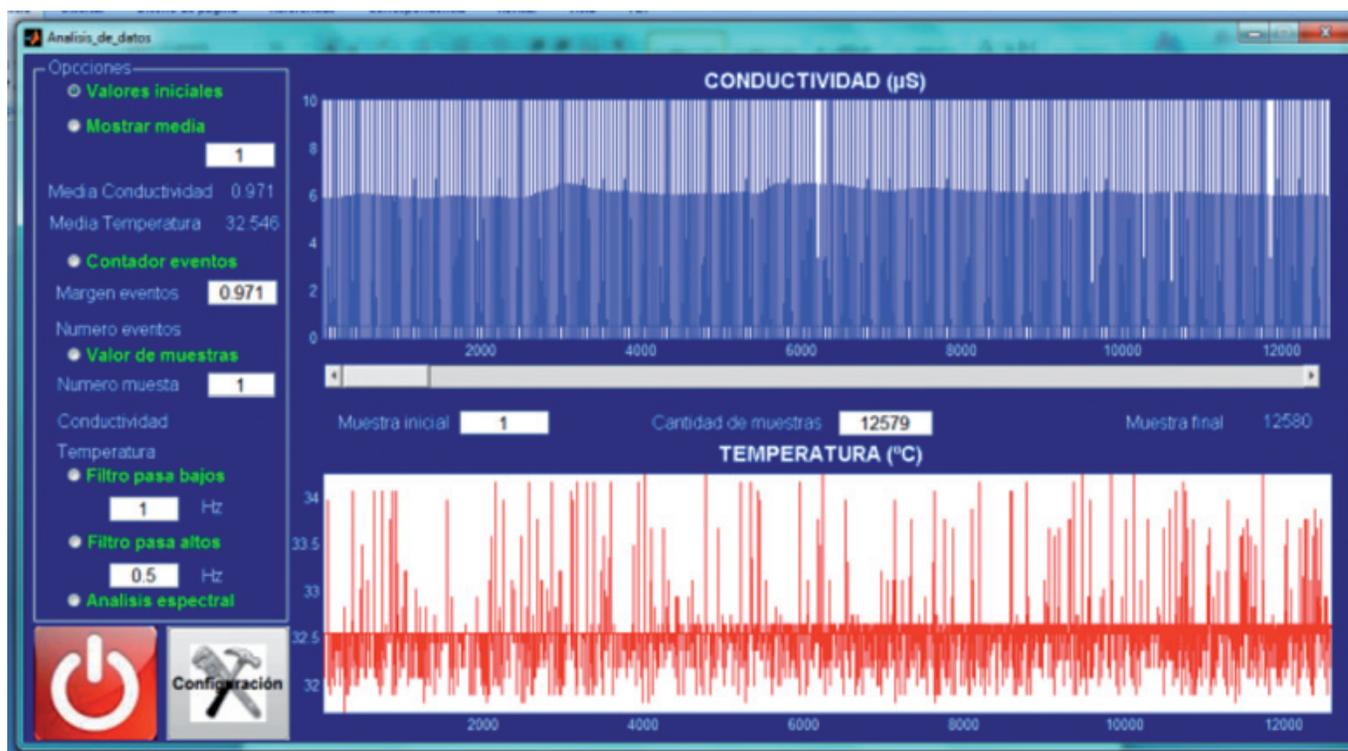


Figura 7: Medida de conductividad en piel en situación estresante, al finalizar el examen

mismo candidato. Ésta se realiza en tres instantes de tiempo, uno basal, situación neutra y dos situaciones estresantes o agudas.

En la Fig. 5 se muestra el análisis de la conductividad sobre un candidato en situación basal; en las Figs. 6 y 7, sobre el mismo candidato en dos situaciones estresantes diferentes. En la parte superior de las figuras se muestra la gráfica de conductividad, donde el eje x representa las muestras capturadas, mientras que en el eje y se representa la conductividad en microSiemens μS -. La zona más opaca representa la evolución de la conductividad en el tiempo. En la parte inferior se presenta la gráfica de temperatura, donde el eje x, son el número de muestras y el eje y es la temperatura en grados centígrados. El período de muestreo del dispositivo es de 100 Hz.

De la Fig. 5, puede observarse que la medida de conducción en piel de un candidato cuando este análisis se realiza en situación basal o no estresante alcanza un valor tónico próximo a 3 μS . y una temperatura entre 34 y 35 °C. Cuando la situación es de máximo estrés, el mismo candidato evoluciona su nivel de conductividad en piel. Desde la figura 6 y figura 7, pueden analizarse los resultados en estas situaciones agudas de estrés -principio y final del examen-, las cuales pasan desde un valor tónico máximo, cercano a 9 μS . hasta un valor de 6 μS ., respectivamente.

7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El artículo presenta un tutorial para la medición de conductividad en la piel y la temperatura, que logra de forma sencilla identificar el grado de estrés del sujeto y que puede ser usado de forma personal para el autocontrol del mismo. El dispositivo ha sido probado en un grupo de 20 candidatos. El dispositivo discrimina entre diferentes situaciones y manifiesta variaciones en la situación estresante, pudiendo medir el nivel de estrés agudo, es decir, existe una discriminación intersujetos e intrasujetos.

Como trabajos futuros se establece la necesidad de aumentar el procesamiento de las medidas realizadas sobre el candidato, así se procesará la evolución de la media y la varianza, introduciendo marcadores para establecer tiempos de preguntas con el objeto de mejorar el análisis.

El proceso de contraste y evolución deberá de ser mejorado a partir de un mayor número de mediciones sobre más candidatos y la inclusión de otras investigaciones que relacionan el estrés y la respuesta psicogalvánica con los trastornos de personalidad (Inda-Caro et al. 2006). Para ello se llevará a cabo la medición en una muestra significativa de la población burgalesa y por ende, española, donde se buscará la correlación de la medida de conductividad con la medida de cortisol en saliva o en orina, y también con algún test psicológico auto-administrado.

Finalmente, será integrado en el dispositivo un medidor de pulsaciones y un clasificador, mediante inteligencia artificial,

de las condiciones de estrés a partir de las mediciones en el candidato. Ésto permitirá discriminar el grado o el índice de afectación sobre los parámetros valorados.

8. AGRADECIMIENTOS

Esta investigación ha sido parcialmente soportada a través del proyecto del Ministerio de Ciencia e Innovación PID 560300-2009-11 y de la Junta de Castilla y León CCTT/10/BU/0002.

9. BIBLIOGRAFÍA

- ITCL-Instituto Tecnológico de Castilla y León. <http://www.itcl.es/> 18.08.2011.
- UBU- Universidad de Burgos. <http://www.ubu.es/es> 18.08.2011.
- Pickering T. G. "Job stress, control, and chronic disease: moving to the next level of evidence". *Psychosomatic Medicine*. 2001, 63, p.734-736.
- Manassero MA, Vazquez A, Ferrer VA, et al. "Estrés y burnout en la enseñanza". Palma de Mallorca: Edicions UIB. 2003.
- Levi L. "Worker and wellbeing: An overview". *Work & Stress*. 1994, 8, p.79-83.
- Cartwright S, Cooper GL. "Managing mergers, acquisitions and strategic alliances: Integrating people and cultures". Oxford: Butterworth- Heineman. 1996.
- Di Nuovo S, Rispoli L, Genita E. "Misurare lo Stress. Il test MSP e altri strument per una valutazione integrata". Ed. Franco Angeli/Linea Test. 2000.
- Almirall Hernández Pedro. "Análisis Psicológico del Trabajo". Instituto de Medicina del Trabajo de Cuba. 1996, p. 2-57.
- Gualberto Buena-Casal, Sierra JC. "Manual de evaluación psicológica: Fundamentos, técnicas y aplicaciones". Siglo Veintiuno de España Editores. 1997.
- Conard y Matthews. They's "doing too much" they are neurotic: Personality, cognitions, workload and stress in college students. 2005.
- Carroble JA. "Registros fisiológicos". R. Fernández-Ballesteros y J.A. Carroble (dirs.). Evaluación conductual. 1987.
- Sedano J, López A, Berzosa A. IT and the carpooling habits. *Dyna* (Bilbao). 2010, 85(7), p. 14-16.
- Chica JA. "STEEL: Tecnologías de la información para facilitar la adaptación a los Eurocódigos estructurales de acero". *Dyna* (Bilbao). 2005, 80(7), p. 14-16.
- Sedano J, Curiel L, Corchado E, et al. "A soft computing knowledge identification framework for detecting thermal insulation failures in Buildings". *Integrated Computer Aided Engineering*. 2010, 17(2), p. 103-115.
- Villar JR, De La Cal E, Sedano J. "A fuzzy logic based efficient energy saving approach for domestic heating systems". *Integrated Computer-Aided Engineering*. 2009, 16(2), p.151-163.
- The Math Works. Signal Processing Toolbox. The MathWorks, Inc., 2011.
- The Math Works. Data Acquisition Toolbox. The MathWorks, Inc., 2011.
- BIOPAC. <http://www.biopac.com> 10.07.2011.
- BIOMEDICAL. <http://bio-medical.com/> 10.07.2011.
- ADS1100. <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/ads1100.pdf> 10.07.2011.
- MAX1555 <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/maxim/MAX1551-MAX1555.pdf> 10.07.2011.
- BAT754C. http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/philips/BAT754_SERIES_1.pdf 10.07.2011.
- STC3100. http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00219947.pdf 10.07.2011.
- MIC5205-3.3YM5. http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/105/187365_DS.pdf 10.07.2011.
- PIC16F690. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/41262C.pdf> 10.07.2011.
- ZIGBEE. <http://www.digi.com/technology/rf-articles/wireless-zigbee.jsp> 10.07.2011.
- García de la Banda G, Martínez-Abascal MA, Riesco M et al. "La respuesta de cortisol ante un examen y su relación con otros acontecimientos estresantes y con algunas características de personalidad". 2004, 16(2), p. 294-298.
- Pellicer O, Salvador A y Benet I. "Efectos de un estresor académico sobre las repuestas psicológicas e inmune en jóvenes". *Psicothema*. 2002, 14(2), p.317-322.
- Spangler G. "Psychological and Physiological responses during an exam and their relation to personality characteristics" *Perceptual and Motor Skills*. 1997.