Diseño y desarrollo de un sistema portable para el diagnóstico del estrés a través de la tensión muscular

Isabel Margarita Vega Rodríguez

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas, Departamento de Energía Eléctrica y Automática

Medellín, Colombia

2017

Diseño y desarrollo de un sistema portable para el diagnóstico del estrés a través de la tensión muscular

Isabel Margarita Vega Rodríguez

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ingeniería- Automatización Industrial

Director (a):

Ph.D. Mónica Aydé Vallejo Velásquez

Codirector (a):

Ph.D. Freddy Bolaños Martínez

Línea de Investigación:

Procesamiento de Señales e Inteligencia Computacional

Grupo de Investigación:

Grupo de Automática de la Universidad Nacional (GAUNAL)

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas, Departamento de Energía Eléctrica y Automática

Medellín, Colombia

2017

A mis padres, Rolando y Maritza.

Agradecimientos

A mis directores de tesis Mónica Aydé Vallejo Velásquez y Freddy Bolaños Martínez por confiar en mí, por la paciencia, asesoría y sobre todo por contribuir con mi crecimiento personal y académico.

A Gabriel Andrés Bedoya Ballesteros por la motivación y el impulso para cumplir mis propósitos, por el apoyo y por acompañarme incondicionalmente en este proceso de forma activa.

Al profesor Nerio Andrés Montoya por sus valiosos aportes y consejos oportunos.

A Marina Grisales Valencia por la disponibilidad para facilitarme todo lo requerido en el transcurso de la maestría, convirtiéndose en un ángel custodio.

A la Escuela de física por facilitarme el espacio y la instrumentación de sus laboratorios para realizar algunas pruebas del prototipo.

Al departamento de Ingeniería de la Organización por prestarme el aula para realizar las pruebas experimentales o campañas de medidas.

A todas las personas que participaron en las campañas de medida de manera voluntaria y sin recibir ningún tipo de retribución o contraprestación.

A la Universidad Nacional de Colombia (sede Medellín) y a Colciencias por financiar este trabajo a través del programa Jóvenes Investigadores e Innovadores mediante la convocatoria N° 706 de 2015.

Resumen

El estrés es un fenómeno cada vez más frecuente en la sociedad moderna, actualmente es considerado como un factor de riesgo para la salud que adicionalmente conlleva a pérdidas en términos de absentismo, disminución de la productividad y gastos de atención sanitaria.

Para el caso de Colombia no se conocen estadísticas que indiquen la magnitud de los problemas y costos asociados al estrés, sin embargo, el Ministerio de Protección Social en la Resolución 002646 del 17 de julio de 2008, establece lineamientos para la identificación, evaluación e intervención de los factores de riesgo psicosocial y para la determinación del origen de las patologías causadas por el estrés ocupacional, lo cual deja entrever, que Colombia no es ajena a esta cuestión. Por otra parte, los Ministerios colombianos de Salud y Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, a través de la iniciativa de Investigación, Desarrollo e Innovación promueven los Nodos de Innovación. El nodo de salud es un espacio donde se fomenta la creación de productos, servicios y soluciones para el sector salud, con el fin de minimizar y contribuir al cierre de la brecha de las inequidades en salud, a partir de uso y apropiación de las TIC. Teniendo en cuenta el panorama presentado previamente, se ha detectado que hay un contexto ideal y una oportunidad de innovación tecnológica en el campo de los sistemas portables (tipo *wearable*) conjugados con tecnologías IoT (Internet de las cosas) que aporten soluciones para mejorar la calidad de vida de las personas.

El estrés puede ser detectado a partir del análisis de las características de diferentes señales fisiológicas, tales como: electroencefalograma (EEG), electromiograma (EMG), Electrocardiograma (ECG), temperatura de la piel (SK), Fotopletismografía (PPG).

El interés en el estudio de las señales EMG ha aumentado considerablemente en los últimos años como consecuencia del avance de las nuevas tecnologías de procesamiento, de la información y la comunicación. Estas tecnologías han posibilitado el uso de sistemas cada vez más fiables y potentes para captar, representar, almacenar, analizar y clasificar las señales mioeléctricas. El desarrollo de técnicas y herramientas en el procesamiento de señales permite tener acceso a la información contenida en la señal EMG y utilizarla en diferentes aplicaciones entre las que se destaca la identificación de la tensión muscular asociada con la carga de trabajo y el estrés mental.

Una señal electromiográfica o señal EMG, es una representación del potencial eléctrico producido en los músculos durante su contracción/relajación, las cuales son acciones representadas por actividades neuromusculares. La señal puede ser detectada de forma no-invasiva a partir de la técnica electromiografía superficial (sEMG) garantizando comodidad, bienestar y libertad a las personas al realizar tareas cotidianas. Lo anterior, junto con los beneficios que puede aportar el registro de la señal EMG en la prevención de trastornos músculo esquelético, la convierte en una buena opción para estimar el estrés. Los resultados de algunas investigaciones han arrojado un incremento de la actividad electromiográfica de los músculos del trapecio en situaciones estresantes. En la mayoría de los estudios, para estimar el estrés a partir de sEMG se utiliza un enfoque multi-modal que involucra la combinación de biomarcadores de estrés adicionales a la actividad EMG, mientras que otros tratan de probar que la sEMG puede contribuir de forma independiente, al medir el estrés sin utilizar el enfoque multimodal. Esto indica que las investigaciones apuntan a reducir el número de variables involucradas para medir el estrés.

El objetivo general del trabajo es “Diseñar y construir un sistema portable que permita la identificación y el diagnóstico del estrés por medio de la evaluación y medición de la tensión muscular a través del método de Electromiografía de superficie (sEMG)”. Se propone un protocolo experimental para el registro de la actividad EMG superficial del músculo del trapecio superior asociada al estrés inducido y se desarrolla una caracterización experimental de la señal sEMG como único indicador fisiológico para medir el estrés. Finalmente, a través de una validación estadística de los datos experimentales se logra establecer que la actividad muscular se encuentra influenciada por el estrés. Estos logros abren múltiples posibilidades relacionadas con la integración a sistemas de telemedicina basados en nodos de sensores biomédicos vestibles y tecnologías de computación en la nube.

Palabras clave: Electromiografía superficial (sEMG); Estrés; Músculo trapecio*; Wearable*.

Tabla de Contenido

Pág.
Agradecimientos I
Resumen II
1. Introducción 1
1.1. Objetivos 3
1.2. Productos relacionados 3
1.3. Estructura del Trabajo 4
Referencias 5
2. Estrés y actividad muscular: Una revisión de literatura 6
2.1. Introducción 6
2.2. Electromiografía 9
2.3. Análisis de señal electromiográfica 10
2.3.1. Adquisición de datos EMG 10
2.3.2. Pre-procesamiento 11
2.3.3. Extracción de características 11
2.3.4. Clasificación 12
2.4. Metodologías más usadas para inducir el estrés 12
2.5. Actividad muscular y estrés bajo un enfoque multimodal 16
2.5.1. Sujetos no patológicos 16
2.5.2. Sujetos patológicos 20
2.6. Actividad muscular y estrés bajo un enfoque unimodal 22
2.7. Conclusiones 25
Referencias 26
3. Protocolo experimental para el registro de la actividad EMG superficial del músculo del trapecio superior asociada al estrés inducido 31
3.1. Introducción 31
3.2. Prueba experimental 33
3.2.1. Alcance 33
3.2.2. Instrumentación 33
3.2.3. Metodología 33
3.2.3.1. Diseño experimental 33

3.2.3.2. Procedimiento para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio 35
3.2.3.3. Procedimiento de normalización 37
3.2.3.4. Inducción del estrés 39
3.2.4. Entorno de prueba 41
3.2.4.1. Área de recepción y explicación 42
3.2.4.2. Área de preparación del sujeto de prueba 42
3.2.4.3. Área de registro de la señal EMG 43
Referencias 44
4. Actividad muscular como único indicador fisiológico para estimar el estrés 45
4.1. Introducción 45
4.2. Materiales y métodos 46
4.2.1. Prototipo hardware- software del sistema 46
4.2.2. Métodos de procesamiento de señales sEMG 48
4.3. Implementación y aplicación de protocolo en escenario experimental 49
4.3.1. Declaración de ética 49
4.3.2. Sujetos 50
4.3.3. Protocolo de adquisición de datos 50
4.3.4. Registro de la señal EMG 50
4.3.5. Procesamiento off-line 52
4.4. Análisis estadístico 54
4.4.1. Análisis descriptivo de variables y datos 54
4.5. Resultados 59
4.6. Conclusiones 59
Referencias 61
Anexos 63
Anexo 1. Consentimiento informado 63
Anexo 2. Cuestionario general 65
Anexo 3. Escala de estrés percibido (EEP-10) 66
Anexo 4. Cuestionario de estilos de afrontamiento 67
Anexo 5. Maniquí de autoevaluación (SAM) 68

1. Introducción

El desarrollo de sistemas *wearable* o también conocido como Tecnología Vestible (dispositivos electrónicos que se incorporan a las prendas de vestir o como complemento de estas, para realizar una función concreta), ha posibilitado a las personas monitorear de forma continua y en tiempo real variables vitales de interés médico, deportivo o lúdico con el propósito de satisfacer necesidades y mejorar la calidad de vida. El mercado de este tipo de dispositivos está en continuo crecimiento, de acuerdo con el informe presentado en [1], se prevé que para el 2020, los dispositivos *wearable* representarán un mercado de $ 40 billones, con más de 240 millones de envíos de unidades anuales. Variables tales como: la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la profundidad de respiración, la intensidad de movimiento, la producción de energía, el número de pasos y calorías quemadas, entre otras, son algunos de los parámetros biológicos de mayor interés en relación al diseño de este tipo de dispositivos.

El estrés es un fenómeno cada vez más frecuente en la sociedad moderna, que se suma a las variables de interés para monitorear usando dispositivos *wearable*; esto debido a que actualmente es considerado como un factor de riesgo para la salud y que adicionalmente conlleva a pérdidas en términos de absentismo, disminución de la productividad y gastos de atención sanitaria. De acuerdo con [2], el estrés laboral, es uno de los principales problemas a los que se enfrentan en el mundo casi un 35% de los trabajadores, los estudios indican que entre 50% y 60% de las bajas laborales están relacionadas con el mismo.

En el informe de 2010 presentado por la Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo, se resumen los resultados de una revisión bibliográfica centrada en los costos

del estrés laboral y otros riesgos psicosociales. De acuerdo a este informe, en Canadá el estimado del costo total del estrés relacionado con el trabajo en 2008, fue entre 2.900 y 11.000 millones de dólares canadienses; para 2009 se estimó que el estrés relacionado con el trabajo cuesta a la industria estadounidense más de US$ 200 mil millones anuales y para España, el costo directo de salud de los trastornos mentales y del comportamiento atribuible al estrés laboral se estimó entre 150 y 372 millones de euros en 2010 [3]. Para el caso de Gran Bretaña, Según los últimos estudios, se concluye que el estrés relacionado con el trabajo representa el 37% de los problemas de salud relacionada con el trabajo y el 45% de los días perdidos, en el periodo de 2015/16 [4].

En Colombia, según los resultados de una de las encuestas nacionales de condiciones de salud y trabajo, revelados por el Ministerio de Trabajo, 2 de 3 trabajadores manifestaron estar expuestos a factores psicosociales en su jornada laboral y entre un 20% y un 33% sintieron altos niveles de estrés [5]. Sin embargo, en Colombia no se conocen estadísticas que cuantifiquen los costos asociados a esta patología.

Por otra parte, Los Ministerios colombianos de Salud y Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, a través de la iniciativa de Investigación, Desarrollo e Innovación promueve los Nodos de Innovación. El nodo de salud es un espacio donde se fomenta la creación de productos, servicios y soluciones para el sector salud, con el fin de minimizar y contribuir al cierre de la brecha de las inequidades en salud, a partir de uso y apropiación de las TIC [6].

Teniendo en cuenta el panorama presentado previamente, se ha detectado que hay un contexto ideal y una oportunidad de innovación tecnológica en el campo de los sistemas portables (tipo *wearable*) conjugados con tecnologías IoT (Internet de las cosas) que aporten soluciones para mejorar la calidad de vida de las personas.

1.1. Objetivos

Nuestro objetivo general es diseñar y construir un sistema portable que permita la identificación y el diagnóstico del estrés por medio de la evaluación y medición de la tensión muscular a través del método de Electromiografía de superficie (sEMG).

En esta tesis se abordan los siguientes objetivos:

- Seleccionar un protocolo experimental apropiado para la recolección, evaluación y validación de los datos relacionados con tensión muscular y su asociación con el estrés.
- Construir un prototipo y/o metodología Hardware/Software del sistema.
- Proponer una metodología para la caracterización y la clasificación de la tensión muscular en función de los niveles de estrés.

1.2. Productos relacionados

En el marco del desarrollo de este trabajo se han obtenidos los siguientes productos:

- Publicación en Revista de divulgación: Santiago Gil Arboleda, Juan David Hoyos Giraldo, Isabel Margarita Vega, Mónica Ayde Vallejo, "Procesamiento y reconocimiento de señales electromiográficas superficiales en el brazo" En Revista Avances en Ingeniería de Control, pp 6 - 10. 2017.
- Estrés y actividad muscular: Una revisión de literatura. Vega Rodríguez, Isabel M; Vallejo Velásquez, Mónica A y Bolaños Martínez, Freddy. Revista de Ciencia y Tecnología (RECyT), ISSN: 1851-7587. En revisión a la fecha.
- Proyecto “Construcción de prototipo portable para monitoreo, identificación y diagnóstico del estrés” Código: 37029 aprobado en la convocatoria: "UN INNOVA": Convocatoria de proyectos para el fortalecimiento de la innovación en la

Universidad Nacional de Colombia a partir del desarrollo de prototipos y experiencias piloto 2016-2018.

1.3. Estructura del Trabajo

La presente Tesis está estructurada en cuatro capítulos. Los capítulos 2,3 y 4 corresponden a artículos.

El capítulo 2 corresponde al artículo titulado: “Estrés y actividad muscular: Una revisión de literatura” donde se presenta un estudio de diferentes investigaciones realizadas sobre la relación entre estrés y actividad eléctrica del músculo trapecio, bajo dos enfoques: multimodal y unimodal.

En el capítulo 3 titulado: “Protocolo experimental para el registro de la actividad EMG superficial del músculo del trapecio superior asociada al estrés inducido” se describe la metodología y equipos empleados.

Finalmente el capítulo 4 corresponde al artículo titulado: “Actividad muscular como único indicador fisiológico para estimar el estrés”. En este, se muestran los resultados obtenidos en un escenario experimental en donde se induce el estrés.

Referencias

[1] Business Wire, “Business Wire,” *The Wearable Technology Ecosystem: 2016-2030 - Opportunities, Challenges, Strategies, Industry Verticals and Forecasts for the $40 Billion Market - Research and Markets*, 2016. [Online]. Available: http://www.businesswire.com/news/home/20160504005813/en/Wearable-Technology-Ecosystem-2016-2030---Opportunities-Challenges. [Accessed: 28-Nov-2016].

[2] E. J. Posada Pérez, “La relación trabajo-estrés laboral en los Colombianos,” *Rev. CES Salud Pública*, vol. 2, no. 1, pp. 66–73, 2011.

[3] EU-OSHA, *Calculating the cost of work-related stress and psychosocial risks*. 2014.

[4] P. Buckley, “Work related Stress, Anxiety and Depression Statistics in Great Britain 2016,” *Heal. Saf. Exec.*, pp. 1–9, 2016.

[5] Ministerio de Trabajo, “Ministerio de Trabajo,” *La salud mental de los trabajadores, prioridad del Ministerio del Trabajo*, 2015. [Online]. Available: http://www.mintrabajo.gov.co/octubre-2015/4953-la-salud-mental-de-los-trabajadores-prioridad-del-ministerio-del-trabajo-.html. [Accessed: 28-Nov-2016].

[6] Ministerio de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones, “Ministerio de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones,” *Salud*, 2016. [Online]. Available: http://www.mintic.gov.co/portal/604/w3-article-6118.html. [Accessed: 28-Nov-2016].

2. Estrés y actividad muscular: Una revisión de literatura

Nota: Este capítulo corresponde a un artículo que se sometió a La Revista de Ciencia y Tecnología (RECyT), ISSN: 1851-7587.

Resumen

La electromiografía (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica de los músculos-esqueléticos. La EMG superficial (sEMG) puede ser detectada por electrodos superficiales en la piel, y representa la suma o mezcla de las contribuciones eléctricas generadas por las unidades motoras de los músculos. Se han reportado estudios en los que se usa la sEMG del músculo trapecio para estimar niveles de estrés. En este artículo se presenta una revisión de diferentes investigaciones realizadas sobre la relación entre estrés y actividad eléctrica del músculo trapecio, bajo dos enfoques: multimodal y unimodal, considerando la actividad eléctrica muscular como único indicador fisiológico para estimar el estrés.

Palabras clave: Electromiografía superficial (sEMG); Estrés; Músculo trapecio; *Wearable.*

2.1. Introducción

El estrés puede definirse como una “experiencia emocional negativa acompañada de cambios bioquímicos, fisiológicos y conductuales predecibles, dirigidos hacia la adaptación ya sea manipulando la situación para alterar el estímulo que causa el estrés o acomodando sus efectos” [1]. Un enfoque para detectar el estrés es a través de la medición de parámetros fisiológicos. La respuesta al estrés en el cuerpo humano está regulada esencialmente por dos ejes neuroendocrinos: el sistema simpático adrenal medular (SAM) con la secreción de las dos catecolaminas (epinefrina y norepinefrina) y el

sistema hipotálamo pituitario adrenocortical (HPA) con secreción de cortisol [2]–[7]. Estos sistemas interactúan mediante la liberación de hormonas y causan cambios fisiológicos que incluyen tonos vaso-motores, variabilidad de la frecuencia cardíaca y presión arterial, producción de sudor en periféricos del cuerpo y activación muscular. Además del uso de marcadores neuroendocrinos, el estrés puede ser detectado a partir del análisis de las características de las señales fisiológicas tales como Electroencefalograma (EEG), Electromiograma (EMG), Electrocardiograma (ECG), temperatura de la piel (SK), Photopletysmography (PPG), etc.

Una de las señales fisiológicas más usadas para estimar el estrés es la señal EMG. El registro de esta señal no solo permite estimar niveles de estrés, también puede traer beneficios en la prevención de trastornos músculo esqueléticos.

En la mayoría de los estudios, para estimar el estrés a partir de EMG superficial (sEMG) se utiliza un enfoque multi-modal, en el cual se mide el estrés percibido y la tensión muscular (junto a los bio-marcadores de estrés más usuales como presión arterial, frecuencia cardíaca, secreción de catecolaminas y cortisol), bajo situaciones que corresponden a trabajos estresantes y/o tareas diseñadas para inducir el estrés, e incluso se comparan las respuestas de los diferentes indicadores fisiológicos durante estrés físico y mental. En adición, estos estudios describen el estrés y su rol en el desarrollo de trastornos músculo-esquelético en sujetos asintomáticos [8]–[15] y en sujetos que presentan síntomas músculo-esqueléticos [16]–[20].

Si bien, los resultados de algunas investigaciones han arrojado un incremento de la actividad electromiográfica de los músculos del trapecio en situaciones estresantes (durante carga física y mental e incluso solo durante carga mental) tanto en sujetos patológicos y no patológicos, otros estudios no reportan la relación entre actividad sEMG

y estrés [21]–[23]. Esto ha generado controversia ya que no se conoce un consenso en los resultados y hallazgos reportados en la literatura. La falta de resultados consistentes puede ser explicada a partir de la variabilidad de los factores metodológicos introducida, al no existir una estandarización en relación al diseño experimental y la toma de datos. En contraste, estudios recientes analizan el estrés usando solo señales sEMG y ECG, donde la actividad sEMG es corregida por la actividad ECG [24] [25], mientras que otros tratan de probar que la sEMG puede contribuir de forma independiente, al medir el estrés sin utilizar el enfoque multimodal [26]. Esto indica que las investigaciones apuntan a reducir el número de variables involucradas para medir el estrés y presentar la señal EMG como único indicador para estimar niveles de estrés.

El objetivo de este artículo es estudiar y compendiar la actividad sEMG y su relación con el estrés a partir de la revisión de diferentes investigaciones. Las principales contribuciones de este trabajo son los siguientes: (i) Exponer la relación entre actividad EMG y estrés bajo un enfoque multi-modal en sujetos no patológicos y patológicos; (ii) presentar las metodologías más utilizadas para inducir el estrés; y (iii) validar el uso de la señal EMG en la identificación de estrés. Una de las posibles utilidades de la revisión que se presenta en este trabajo, es la de ofrecer un conjunto de técnicas que permitan detectar el estrés, con el propósito de diseñar sistemas embebidos y prototipos orientados a mitigarlo. Dichos sistemas embebidos son conocidos como *vestibles* (traducción libre del inglés *wearable*), los cuales no solo tienen el potencial de disminuir costos en el tratamiento del estrés, sino que pueden ayudar a detectar trastornos músculo-esqueléticos.

2.2. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. Existen dos tipos: EMG intramuscular (iEMG por sus siglas en inglés) y EMG superficial (sEMG por sus siglas en inglés). La técnica iEMG requiere electrodos insertados en el tejido muscular y proporciona información del comportamiento local de una fibra muscular, mientras que sEMG utiliza electrodos que se colocan en contacto con la piel y otorga un panorama general del estado instantáneo de los músculos debajo de los electrodos [27].

La información proporcionada por las señales EMG es utilizada en aplicaciones como: (1) la prevención y diagnóstico de trastornos músculo-esqueléticos; (2) el campo de la medicina deportiva; (3) en el ámbito laboral y de la ergonomía; (4) el control de prótesis y dispositivos de asistencia en procesos de rehabilitación; (5) el estudio funcional, diagnóstico, terapia protésica y de ortodoncia; (6) identificación de la tensión muscular asociada con la carga de trabajo y el estrés mental. Con respecto al tema del estrés, la sEMG es considerada una técnica adecuada para reconocer el estrés mental, porque garantiza comodidad, bienestar y libertad al realizar tareas, siendo no invasiva [28].

Un electromiograma de superficie representa la suma de las contribuciones eléctricas generadas por unidades motoras de los músculos, detectadas por electrodos ubicados en la superficie de la piel. Estas señales eléctricas son no-estacionarias y son analizadas frecuentemente en términos de amplitud y contenido de frecuencia [29]. Sin embargo, Almanji y Chang [30] incluyen otro parámetro que permite analizar la señal, el cual es la información de fase relativa para la señal de referencia.

Merletti [31], establece que el rango de frecuencia de las señales sEMG está entre 5 Hz y 500 Hz, en relación a la banda de frecuencias típica de este tipo de señales. Por su parte

De Luca *et al*. [32] se refieren a un rango de amplitud de las señales sEMG que va de μV a mV con la mayor parte de su energía situada entre 10 Hz y 450 Hz. Sarda [33] en su investigación expone que las frecuencias de interés para una señal EMG están entre 20 y 200 Hz, aunque pueden ser observadas frecuencias tan bajas como 1 Hz y hasta 1000 Hz; la amplitud generalmente va desde 1μV a 50 mV, sin embargo, dependiendo del tamaño del músculo y del grado de contracción de las fibras, las amplitudes pueden ser tan altas como 1000μV. Por lo anterior, los rangos de interés pueden variar debido a que la amplitud de una señal sEMG depende del número, tamaño y tasa de disparo de las unidades motoras activas y el contenido de frecuencia depende de las características de las fibras musculares activas (tamaño, velocidad de conducción y tasa de disparo) [29].

La actividad electromiográfica superficial del músculo del trapecio es el objeto de estudio en este artículo de revisión, debido a que esta región muscular se ve muy afectada durante condiciones de estrés [17] [20] [24] [26] [34].

2.3. Análisis de señal electromiográfica

El análisis de señales EMG se basa en cuatro etapas: adquisición de datos EMG, pre-procesamiento, extracción de características y clasificación [35].

2.3.1. Adquisición de datos EMG

La señal EMG se adquiere del músculo a través de un dispositivo de electromiografía. La señal EMG se encuentra afectada principalmente por tres factores: (1) factores causales (estructura y ubicación del electrodo, factores fisiológicos, anatómicos y bioquímicos); (2) factores intermedios (fenómenos físicos y fisiológicos influenciados por uno o más factores causales); (3) factores deterministas (número de unidades motoras activas, velocidad de disparo de unidades motor, interacción mecánica entre las fibras musculares, amplitud,

duración y forma del potencial de acción de la unidad motora). Esta dependencia genera problemas al caracterizar y analizar la señal, debido a que la señal adquiere ruido mientras viaja a través de los tejidos y existe la posibilidad de registrar señales procedentes de diferentes unidades motoras impidiendo tener una señal pura o precisa. Por lo anterior, al detectar y registrar la señal, la relación señal/ ruido y la distorsión de la señal son dos temas de interés porque influyen en la fidelidad de la señal [36].

2.3.2. Pre-procesamiento

Existen muchas maneras de agregar ruido a la señal EMG, por la piel, fallas en los electrodos, movimientos o actividades involuntarias e incluso interferencia por la fuente alimentación. Por lo anterior, en esta etapa se elimina el ruido no deseado usando técnicas de filtrado [37] y se normaliza la señal para tener un formato estándar. La actividad EMG normalizada permite comparar los niveles de actividad entre sujetos y ejercicios e indica como los músculos se activan en relación a sus capacidades máximas [38] [39].

2.3.3. Extracción de características

En esta etapa se evidencia la información más importante de la señal pura. Típicamente se usan métodos como el Análisis de Componentes Principales (PCA) [40], Análisis de Componentes Independientes (ICA) y Patrón Espacial Común (CSP); y para el análisis de los datos en tiempo-frecuencia, se usan métodos como la Transformada de Fourier por intervalos (STFT), Transformada Wavelet (WT), Modelos autorregresivos (AR) y Filtro Adaptado (MF) con el mismo objetivo. Adicionalmente también se extraen las características de la señal utilizando *Root*

Mean Square (RMS), *Logarithm of Root Mean Square* (logRMS), *Centroid of Frequency* y métodos de desviación estándar [41].

En algunos trabajos extraen algunas características del dominio del tiempo: *Simple Square Integral* (SSI), *Integrated* EMG (IEMG), *Waveform Length* (WL) y *Difference of Absolute Standard Deviation Value* (DASDV) [26]. Sin embargo, aún es necesario solucionar diversos problemas de estos métodos, por lo que se requieren nuevas soluciones [42] [43] [44]. H. Parsaei, M. Gangeh, D. Stashuk *et al.* utilizaron dos métodos supervisados de extracción de características, el análisis discriminante de Fisher (FDA) y el análisis de componente principal supervisado (SPCA). Demostraron que esto puede mejorar los resultados de descomposición [45].

2.3.4. Clasificación

Finalmente, la clasificación permite predecir la señal basada en características extraídas. Algunos de los algoritmos de clasificación de patrones de señales electromiográficas más utilizados son: la Red Neuronal Artificial (ANN), los clasificadores difusos, el análisis discriminante lineal (LDA), Los mapas autoorganizados (*Self-Organizing Map*, SOM) y las Máquinas de Soporte Vectorial (SVM).

A pesar de que se tienen estudios en donde se exploraran y comparan algunas metodologías para el análisis de señales EMG, incluso en términos de su rendimiento, es trabajo de los investigadores encontrar el método adecuado [46].

2.4. Metodologías más usadas para inducir el estrés

Generalmente en las investigaciones se contemplan factores de estrés físico y mental. Los factores de estrés físico se caracterizan por ser series de contracciones estandarizadas. Por otro lado, los factores de estrés mental o cognitivos más destacados

son: Resolución de tareas de cálculo mental, donde el sujeto debe sumar y restar de acuerdo a ciertas reglas y mostrar el resultado final; Prueba de *stroop*, consiste en que el sujeto debe indicar el color de la tinta con la que está escrita una palabra que no coincide con su significado y en ciertos casos, esta prueba incluye una voz que nombra un tercer color y otra voz nombrando un número. Adicionalmente se tiene la prueba de frío que consiste en sumergir la mano hasta la muñeca en agua fría (4°C) por un minuto aproximadamente. Esta prueba implica estimulación física (frío) y mental (dolor).

En algunos casos, además de inducir el estrés a partir factores físicos y mentales por separado, combinan estos factores, lo cual ha permitido identificar que el estrés mental inducido influye en el aumento de la actividad del músculo [8] [11]. Siendo consecuente con esto, Lundberg *et al.* [16] destacan que no solo las condiciones de trabajo físico sino también las condiciones psico-sociales inducen estrés fisiológico y aumentan la actividad EMG del músculo del trapecio [18]. Otras investigaciones, presentan pruebas mentales y estimulación combinada (física y mental) como el estudio de Krantz *et al.* [12], mientras que otros autores combinan directamente carga física y mental [9]. En otros casos, los sujetos se caracterizan por realizar trabajos u oficios que inducen estrés [16] [17] [19]. En ocasiones las pruebas son realizadas en un ambiente de trabajo estresante o se simula un contexto específico. Por ejemplo McLean & Urquhart [10] inducen estrés por ritmo de trabajo mientras se realizan tareas de mecanografía, Larsman *et al.* [13] inducen el estrés a partir de la simulación estandarizada del trabajo en computadoras, esto incluye mecanografía, edición, precisión y prueba de *stroop*. Por otro lado el trabajo experimental de Flodgren *et al.* contempla trabajo repetitivo de carga baja y la superposición de la carga mental (prueba de *stroop* y test de cálculo mental) sobre dicho trabajo [14].

Otros autores inducen el estrés a través de pruebas no convencionales. Westgaard *et al.* [20] presenta una prueba que contiene contracciones máximas voluntarias, pruebas para

el movimiento controlado del brazo, relajación, estrés mental (Prueba de *stroop* y prueba aritmética) y activación del sistema simpático. En cambio Shahidi *et al.* [15] simula factores de estrés común encontrados en el lugar de trabajo. Para ello combinaron la concentración mental con un factor de estrés psicosocial, contemplaron una tarea psicomotora (*Operation Span* (OpSpan) test) en condiciones de estrés alto y bajo.

Otros investigadores, consideran que el estrés emocional se puede inducir a partir de la exposición continua de vídeo clips con emociones positivas y negativas [26]. Esta investigación utiliza un protocolo propuesto por Zheng *et al.* [47] para inducir el estrés a través de estímulos audiovisuales, donde la precisión en los resultados de clasificación permitió determinar que el protocolo es confiable en la inducción de estrés emocional.

Es claro que existen muchas maneras de inducir el estrés, pero no está definido el método más apropiado o la manera correcta de hacerlo. En los resultados obtenidos por Choi *et al.*, se evidencia la dificultad en términos de diseño de protocolos de inducción de estrés y de relajación [48]. Bajo este contexto, Karthikeyan *et al.* [34] consideraron que existen limitaciones para medir el estrés en tiempo real entre las que se destacan la dificultad para recoger los datos fisiológicos en un ambiente estresante, variación entre los sujetos sobre el estrés y la dificultad para estimar niveles de estrés. Los autores realizaron una revisión sobre la medición del estrés en un laboratorio, con el objetivo de encontrar los estímulos más apropiados para inducir el estrés, las señales fisiológicas y el método estadístico para evaluar eficazmente el estrés humano. Como conclusión, la prueba de *stroop* y la tarea aritmética mental son considerados los métodos más potentes, además son simples y fáciles de implementar. A pesar de esto, no existe un método absoluto debido a que inducir el estrés depende de varios factores como la edad, sexo, condiciones de vida, la cultura, la experiencia subjetiva, capacidad mental individual etc.

Por su parte Luijcks *et al.* [24] contemplan que el estrés posee tres dimensiones: biológica, psicológica y social. Para incluir estas dimensiones en la medida del estrés consideran que se deben incorporar medidas subjetivas (cuestionarios de auto-informes) y medidas psicofisiológicas. Los autores identificaron que en la mayoría de las investigaciones el procedimiento para inducir el estrés no está bajo un control experimental adecuado, debido a que existen muchas posibilidades para inducir el estrés y esto puede influir en que algunos estudios reporten la relación entre el estrés y la tensión muscular, mientras otros no. Además, la mayoría de paradigmas contemplan un factor de estrés físico o cognitivo y muy pocas investigaciones presentan los dos tipos de factores estresantes. Por lo anterior, el objetivo de los autores fue desarrollar y validar un paradigma experimental de estrés, según los siguientes principios: (1) El paradigma debe presentar un factor de estrés físico y cognitivo distinto; (2) Debe incluir elementos de incontrolabilidad e imprevisibilidad; (3) Deben ser fáciles de administrar. Para desarrollar este paradigma se incorpora la inducción del estrés de forma dual en donde se incluye el anuncio de una descarga eléctrica incontrolable e impredecible (induce fase de estrés anticipatoria cognitiva) y un estímulo nociceptivo. Los resultados sugieren que el paradigma propuesto es una prueba válida para cuantificar las diferencias individuales en susceptibilidades al estrés. Los autores consideran que se requieren estudios adicionales con este paradigma para demostrar su uso potencial en estudios clínicos mecanicistas.

Por otra parte, Wijsman *et al.* [25] proponen un protocolo para inducir el estrés debido a que las pruebas más comunes como la prueba de *stroop* y otras de cálculo mental son estresantes pero no simulan situaciones que se encuentran en la vida real. Las personas fueron expuestas a 3 situaciones de estrés (prueba Norinder, tareas mentales desafiantes y tarea de memoria). Dicho protocolo mostró incrementos estadísticamente significativos en los niveles de estrés.

A partir de la revisión anterior, se considera que los métodos para inducir el estrés varían de acuerdo a los objetivos de los investigadores. Sin embargo, para inducir el estrés se sugiere presentar un factor de estrés cognitivo, debido a que algunas investigaciones anteriormente citadas demuestran que la actividad muscular aumenta bajo factores de estrés mental. Adicionalmente se propone incluir elementos no controlables e imprevisibles, fáciles de administrar, no invasivas y que no causen dolor. La inducción del estrés a partir de estímulos audiovisuales contempla los aspectos señalados anteriormente, por tal motivo es una alternativa apropiada para inducir el estrés.

2.5. Actividad muscular y estrés bajo un enfoque multimodal

En la mayoría de los estudios, para estimar el estrés a partir de EMG superficial (sEMG) se utiliza un enfoque multi-modal, donde se mide la tensión muscular junto a los bio-marcadores de estrés más usuales como presión arterial, frecuencia cardíaca, secreción de catecolaminas y cortisol. Además, en ocasiones se incluye la medida del estrés percibido a través de auto-reportes.

2.5.1. Sujetos no patológicos

En relación a la respuesta de la actividad EMG asociada al estrés en sujetos sanos, Lundberg *et al.* [8] consideran que aunque se asume que el estrés induce tensión muscular, los datos experimentales de su investigación, no han sido concluyentes. Argumentan que esta situación es debido a muestras muy pequeñas de sujetos en los experimentos, la utilización de un solo tipo de estimulación y la falta de mediciones objetivas (fisiológicas) documentando las propiedades inductoras del estrés. Los autores investigaron los efectos del estrés mental y la carga física en las respuestas de estrés fisiológico y la tensión muscular en la porción superior del trapecio. La sesión de estrés contempla pruebas con factores estresantes mentales

(cálculo mental, *Stroop Color Word Test* (CWT)), cargas físicas estandarizadas (prueba de contracciones (TCs)) y la combinación del componente mental con el componente físico (prueba de frio, CWT se combina con una TC), las cuales fueron aplicadas individualmente a 62 mujeres (42 trabajan como operadoras de cajas registradoras y 20 estudiantes). En este trabajo, la actividad sEMG junto a la presión arterial sistólica y diastólica, la frecuencia cardíaca, la catecolaminas urinarias, el cortisol salival y *self-reported stress*, aumentaron significativamente después de ser inducido el estrés. Los resultados permitieron demostrar que la combinación de estrés mental y carga física incrementa la actividad sEMG. El aspecto a resaltar en este trabajo es al aumento representativo de la tensión del músculo del trapecio a partir de la inducción de estrés mental. Esto es congruente con la hipótesis de que el estrés mental aumenta la tensión muscular en situaciones de trabajo de carga baja y en ausencia de carga física.

De forma similar, Krantz *et al*. [12] compararon las respuestas de estrés fisiológicas (presión arterial, frecuencia cardíaca, secreción de catecolaminas y cortisol) y la actividad del músculo del trapecio de 10 hombres y 11 mujeres, todos universitarios, durante la exposición a estrés físico y mental. La prueba experimental contempló mediciones de exposición (factores estresantes mentales y prueba física) y mediciones de línea de base (nivel de reposo). Como factores estresantes mentales se utilizó la prueba de *stroop* y pruebas de cálculo mental (prueba de *Norinder* y contar hacia atrás). Adicionalmente se realizó la prueba de frío por un minuto. De los resultados se obtuvo un aumento significativo en la activación simpática y la actividad muscular, excepto para el cortisol cuyo aumento no fue significativo, lo que implica que la actividad simpática es más sensible a la exposición de estrés de intensidad moderada que la actividad adrenocortical pituitaria (cortisol). Por otro

lado, los hombres responden al estrés con mayor salida de epinefrina que las mujeres. Con respecto a las correlaciones entre los indicadores de activación simpática se hacen necesarias varias mediciones fisiológicas con el fin de obtener una medida fiable de dicha actividad, debido a que las correlaciones a pesar de ser altas, presentan considerables diferencias inter e intra individual en los patrones de respuesta y diferentes marcos de tiempo. En este estudio no se realizó ninguna medida de la percepción del estrés.

Por su parte, Flodgren *et al.* [14] investigaron los efectos del trabajo repetitivo de carga baja (solo y con una carga mental) en la concentración de la noradrenalina intersticial, la actividad muscular y la oxigenación, teniendo como objeto de estudio el trapecio de 15 mujeres sanas sin trastornos músculo-esqueléticos. El diseño experimental contempla períodos de estabilización, línea de base, trabajo repetitivo y recuperación. Se utilizó la prueba de *stroop* y test de cálculo mental como carga mental. Durante la prueba, adicionalmente se midió la presión arterial, la frecuencia cardíaca y se realizaron valoraciones subjetivas. De los resultados se encontró que la concentración de noradrenalina aumentó significativamente junto a la actividad muscular durante el trabajo repetitivo, pero no aumentó aún más con el trabajo repetitivo con carga mental. La oxigenación disminuyó significativamente durante el trabajo sin importar las condiciones. En general la carga mental superpuesta (en periodos de tiempo corto) no provoca aumentos adicionales ni tampoco influyeron en la concentración de la noradrenalina ni en la actividad muscular ni en la oxigenación.

Por otro lado, Larsson *et al.* [9] estudiaron los efectos del estrés psicofisiológico en el flujo sanguíneo muscular y en la EMG en la parte superior del trapecio. El estrés fue inducido a partir de contracciones estáticas fatigantes la prueba de *stroop* a un

grupo de 20 mujeres sanas. Adicionalmente utilizaron el flujo sanguíneo de la piel a partir de Flujometría Láser Doppler (LDF) y el ritmo cardíaco como indicadores de estrés. Los resultados demuestran que el flujo sanguíneo muscular y la tensión en el músculo del trapecio durante un trabajo isométrico aumentan tras la exposición de estrés mental.

En tanto que McLean y Urquhart [10], investigaron cómo el estrés psicológico afecta la actividad muscular del trapecio y el elevador escápula, en tareas de mecanografía. 10 voluntarios sanos (6 mujeres y 4 hombres) fueron expuestos a 3 tipos de situaciones, las cuales contemplan no estrés, estrés inducido por un ritmo de trabajo recompensado y estrés inducido por un ritmo de trabajo recompensado que incluye irritación y distracción. El análisis de los resultados revela que la amplitud de la señal asociada a la actividad muscular es capaz de detectar cambios de activación debido al estrés por distracción.

Mientra que Shahidi *et al*. [15] tienen como objetivo comparar la actividad muscular cervical y la postura de 70 trabajadores de oficina asintomáticos al realizar una tarea de concentración mental (con o sin un factor de estrés psicosocial). La tarea psico-motora corresponde a una versión computarizada de la prueba *Operation Span* (OpSpan). Esta tarea se realizó bajo condiciones de estrés bajo y alto, separadas por un descanso de 15 minutos. Se realizó un registro sEMG del trapecio alto, el extensor cervical y el esternocleidomastoideo. Adicionalmente se midió la presión arterial, la frecuencia cardíaca y la ansiedad percibida. De los resultados se tiene que la actividad del músculo del trapecio aumenta al combinarse una tarea de concentración mental con un factor de estrés psico-social. Este estudio revela que la activación selectiva del trapecio en condiciones de estrés no depende de cambios en la concentración o la postura.

Por otra parte Larsman *et al*. [13], investigaron la relación entre la percepción de estrés asociado al trabajo y la sEMG en el trapecio en mujeres sanas mayores de 45 años a partir de la simulación estandarizada del trabajo en computadoras. Los resultados muestran relaciones entre el estrés, la actividad y el descanso del músculo sobretodo en mujeres que informaron síntomas en cuello y hombro.

2.5.2. Sujetos patológicos

Se han llevado a cabo estudios con el fin de explorar la asociación entre tensión muscular, estrés y trastornos músculo-esqueléticos. En algunos casos se comparan sujetos no patológicos y patológicos.

El objetivo del trabajo de Lundberg *et al.* [16] fue relacionar el estrés psicofisiológico, la tensión muscular y los síntomas músculo-esqueléticos. Se realizó inicialmente un examen a 72 mujeres cajeras de supermercados para determinar problemas de mialgia en el trapecio. Para medir la respuesta del estrés se hicieron mediciones psico-fisiológicas en períodos de trabajo y de descanso en el lugar de trabajo, con el fin de proporcionar datos de referencia fisiológica para cada individuo. Además se realizaron mediciones en el hogar de cada mujer, después de la jornada de trabajo y en un día libre, para evaluar el tiempo que se tarda en relajarse después del trabajo y los niveles de estrés normales un día no laborable. Al comparar los grupos de mujeres con y sin síntomas se evidencia que la actividad sEMG de las mujeres con síntomas en cuello y hombro fue mayor que en las mujeres sin síntomas y no se encontraron diferencias en términos de carga de trabajo. Adicionalmente, se encontró que la respuesta al estrés es elevado en condiciones de trabajo, en comparación con el tiempo de descanso. En conclusión, se identificó que posiblemente el aumento de la actividad sEMG de las mujeres con síntomas

depende del estrés psicofisiológico del trabajo, la personalidad y la técnica de trabajo y no de la carga física de trabajo.

Igualmente, Westgaard *et al*. [20] compararon la actividad del trapecio superior entre 26 mujeres con fibromialgia y 25 sanas, con el fin de comprobar que la actividad en pacientes con fibromialgia aumenta en situaciones de estrés y que dicho aumento depende de los diferentes modos y niveles de estrés inducidos. Se registró la señal sEMG en trapecio, deltoides medio y bíceps branquial, frecuencia cardíaca y del sueño y se realizó un análisis de catecolaminas y cortisol. Adicionalmente se administraron cuestionarios subjetivos acerca de problemas de salud y rasgos de personalidad. La prueba contiene contracciones máximas voluntarias, prueba para el movimiento controlado del brazo, relajación, estrés mental (Prueba de *stroop* y prueba aritmética) y activación del sistema simpático. Los resultados muestran que durante actividades libres de la vida diaria, la actividad sEMG del trapecio superior en pacientes con fibromialgia es similar a la de los pacientes sanos, pero aumenta en situaciones de estrés.

También se han realizado estudios en personas donde la prevalencia de trastornos músculo-esqueléticos es alta. Rissén *et al.* [17], realizaron su estudio en 31 mujeres cajeras de supermercado (donde la prevalencia de trastornos de cuello y hombro es alta (60 ± 70%)). De acuerdo a la anamnesis (información suministrada por los pacientes y por otros testimonios para confeccionar un historial médico) y a un examen clínico, 22 mujeres tenían dolor en la región de cuello y hombro, 9 restantes no presentaban dolor. Se examina la actividad sEMG del trapecio, el ritmo cardíaco, la presión sanguínea, los niveles de catecolaminas urinarias y cortisol saliva, junto a un auto-informe y una evaluación del dolor. Al observar los resultados se encontró una correlación entre los auto-informes que indican estrés negativo y la actividad

sEMG durante el trabajo. No se encontraron correlaciones entre el dolor y la actividad sEMG o entre el dolor y el estrés negativo. Por otro lado, la carga de trabajo y la respuesta al estrés fisiológico no se relacionaron significativamente con la actividad EMG. En general los resultados apuntan a que el estrés negativo puede influir en la actividad muscular.

Por otro lado, Lundberg [18], presenta un modelo que sintetiza los efectos del estrés físico y mental en el desarrollo de desórdenes músculo-esqueléticos de las extremidades superiores relacionados con el trabajo (WRUEDs por sus siglas en inglés). En conclusión, no solo las condiciones de trabajo físico sino también las condiciones psico-sociales inducen estrés fisiológico y aumentan la actividad EMG del músculo del trapecio, en consecuencia pueden contribuir a WRUEDs. Los autores resaltan que las medidas de percepción del estrés, el sistema simpático medular adrenal (SAM) con la secreción de catecolaminas, el sistema hipotálamo pituitaria adrenocortical (HPA) con la secreción de cortisol, la presión sanguínea y la frecuencia cardíaca son indicadores de estrés. Los autores consideran que a pesar de que muchos estudios soportan la relación entre estrés psicosocial y trastornos músculo-esqueléticos, los resultados en ocasiones no son concluyentes, porque posiblemente se han implementado diferentes metodologías. Adicionalmente resaltan que el modo en que se da esta relación aún no es claro. Sin embargo, en trabajos repetitivos es más común WRUEDs en mujeres, siendo la excitación psico-fisiológicas alta.

2.6. Actividad muscular y estrés bajo un enfoque unimodal

Algunos autores consideran que la información de la señal sEMG es útil para determinar y /o estimar niveles de estrés. Sin embargo varios estudios a pesar de utilizar sEMG como

única variable fisiológica para medir el estrés, emplean medidas confirmatorias o de corrección, valiéndose de otras variables.

Schleifer *et al.* [49] examinaron la influencia del estrés mental sobre la actividad muscular empleando medidas de estrés psicofisiológicas confirmatorias. 23 participantes sanos con experiencia en mecanografía (18 mujeres y 5 hombres) fueron expuestos individualmente a una tarea de entrada de datos por 18 minutos bajo una carga de trabajo mental alta y baja. En este trabajo se registró la actividad EMG en el lado izquierdo y derecho del músculo del trapecio superior, la actividad electrocardiográficas, End-tidal CO2 y medidas de auto-reporte con el fin de evaluar el estado de ánimo, las molestias músculo esqueléticas y la carga mental. La señal EMG estaba contaminada con la actividad eléctrica del corazón (ECG artefacto), pero esto fue removido con un algoritmo sin pérdida de datos. Como resultado, se evidenció un aumento en la actividad EMG.

De forma similar Roman-Liu *et al.* [50], en su trabajo tienen como objetivo examinar las diferencias en tensión muscular y en medidas fisiológicas asociadas al tipo de tarea mental. Si bien, los autores consideran que las medidas se pueden utilizar como indicadores de carga mental, les parece interesante verificar si estas están en sintonía al indicar exigencias mentales.

Otros trabajos de investigación registran la señal EMG y la señal ECG (como medida confirmatoria o como señal de corrección para eliminar el ruido en la señal EMG que procede de la ECG). Wijsman *et al.* [25] tiene como objetivo obtener niveles de estrés de las señales EMG del músculo del trapecio superior. Colocaron electrodos superficiales para el registro EMG, un cinturón para electrocardiograma, motorización de la respiración, y un sensor de mano para medir la conductividad, pero solo se utiliza la señal ECG al lado de la EMG. Los componentes de las señales ECG fueron eliminados de la EMG. A partir

de los resultados se concluye que la EMG es un parámetro útil para detectar el estrés, sin embargo, los autores sugieren un mejor método de normalización, un análisis a nivel individual del sujeto y la combinación de EMG con otras señales para proporcionar una medida del estrés más fiable.

Luijcks *et al.* [24] realizaron un registro de la actividad sEMG y cardíaca (ECG). La varianza debido a la actividad ECG fue retirada de la variable sEMG sin corregir, mediante análisis de regresión, lo que indica que la ECG no fue usada como indicador de estrés si no como un elemento de corrección debido a la interferencia de esta señal con la sEMG.

Por su parte, otros autores tratan de probar que la señal sEMG puede contribuir de forma independiente al medir el estrés, sin necesidad de utilizar un análisis multimodal [26].

Siao Zheng *et al.* [26] utilizan sólo la señal electromiográfica (EMG) para medir el estrés y consideran que el estrés emocional se puede inducir a partir de la exposición continua de video clips con emociones positivas y negativas, obteniéndose simultáneamente la señal EMG del músculo del trapecio. Se basaron en el modelo de emoción de *Russell's Circumplex* con el fin de proponer un nuevo modelo que consta de una región de estrés emocional y una región de estrés no emocional. Las características de las señales EMG permitieron observar las diferencias.

Se aprecia que las investigaciones apuntan a reducir el número de variables fisiológicas involucradas en la medida del estrés, hasta el punto de no contemplar ninguna otra medida fisiológica confirmatoria. Esta información es útil en el diseño y desarrollo de sistemas embebidos. Es claro que los sensores que hacen parte de sistemas embebidos tipo *wearable* deben seleccionarse para medir la(s) variable(s) más importantes en el problema o contexto de desarrollo, sin interferir en las actividades del usuario. La disminución del número de variables supone la disminución del número de sensores, lo

que sería apropiado por razones estadísticas, de portabilidad [51], condiciones de usabilidad e incluso por economía. Un *wearable* para el monitoreo del estrés usando sólo sEMG puede ser una buena alternativa.

2.7. Conclusiones

La señal sEMG proporciona información útil en la estimación del estrés y el objeto de estudio es el músculo trapecio en todos los trabajos reportados en la literatura.

La medida del estrés a partir de señales EMG está influenciada por muchos factores como: causales, intermedios y deterministas que afectan la señal; la metodología o protocolo diseñado para inducir el estrés; edad y sexo; condiciones psico-sociales entre otras, por lo que no se puede considerar un problema trivial. Sin embargo, a partir de las conclusiones de varios trabajos, parece viable hacer una estimación del estado de estrés a partir de medidas EMG de las personas.

En el futuro, sería útil diseñar y desarrollar un sistema embebido tipo *wearable* para el registro y monitoreo de la señal EMG como único indicador fisiológico que arroje información para estimar o monitorear niveles de estrés con fines de bienestar.

Referencias

[1] A. Baum, “Stress, intrusive imagery, and chronic distress,” *Heal. Psychol.*, vol. 9, no. 6, pp. 653–675, 1990.

[2] J. P. Herman and W. E. Cullinan, “Neurocircuitry of stress: Central control of the hypothalamo- pituitary-adrenocortical axis,” *Trends Neurosci.*, vol. 20, no. 2, pp. 78–84, 1997.

[3] C. Tsigos and G. P. Chrousos, “Hypothalamic-pituitary-adrenal axis, neuroendocrine factors and stress,” *J. Psychosom. Res.*, vol. 53, no. 4, pp. 865–871, 2002.

[4] J. G. Tasker and J. P. Herman, “HHS Public Access,” *Stress*, vol. 14, no. 4, pp. 398–406, 2011.

[5] J. M. Koolhaas, A. Bartolomucci, B. Buwalda, S. F. de Boer, G. Flügge, S. M. Korte, P. Meerlo, R. Murison, B. Olivier, P. Palanza, G. Richter-Levin, A. Sgoifo, T. Steimer, O. Stiedl, G. van Dijk, M. Wöhr, and E. Fuchs, “Stress revisited: A critical evaluation of the stress concept,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 35, no. 5, pp. 1291–1301, 2011.

[6] Y. Maruyama, A. Kawano, S. Okamoto, T. Ando, Y. Ishitobi, Y. Tanaka, A. Inoue, J. Imanaga, M. Kanehisa, H. Higuma, T. Ninomiya, J. Tsuru, H. Hanada, and J. Akiyoshi, “Differences in salivary alpha-amylase and cortisol responsiveness following exposure to electrical stimulation versus the trier social stress tests,” *PLoS One*, vol. 7, no. 7, p. e39375, 2012.

[7] I. P. B. Watson, M. Brüne, and A. J. Bradley, “The evolution of the molecular response to stress and its relevance to trauma and stressor-related disorders,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 68, pp. 134–147, 2016.

[8] U. Lundberg, R. Kadefors, B. Melin, G. Palmerud, P. Hassmén, M. Engström, and I. E. Dohns, “Psychophysiological stress and EMG activity of the trapezius muscle.,” *Int. J. Behav. Med.*, vol. 1, no. 4, pp. 354–370, 1994.

[9] S. E. Larsson, R. Larsson, Q. Zhang, H. Cai, and P. A. Oberg, “Effects of psychophysiological stress on trapezius muscles blood flow and electromyography during static load,” *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 71, no. 6, pp. 493–498, 1995.

[10] L. McLean and N. Urquhart, “The influence of psychological stressors on myoelectrical signal activity in the shoulder region during a data entry task,” *Work Stress*, vol. 16, no. 2, pp. 138–153, 2002.

[11] U. Lundberg, M. Forsman, G. Zachau, M. Eklöf, G. Palmerud, B. Melin, and R. Kadefors, “Effects of experimentally induced mental and physical stress on motor unit recruitment in the trapezius muscle,” *Work Stress*, vol. 16, no. 2, pp. 166–178, 2002.

[12] G. Krantz, M. Forsman, and U. Lundberg, “Consistency in physiological stress responses and electromyographic activity during induced stress exposure in women and men,” *Integr Physiol Behav Sci*, vol. 39, no. 2, pp. 105–118, 2004.

[13] P. Larsman, S. Thorn, K. Søgaard, L. Sandsjo¨, G. Sjøgaard, and R. Kadefors, “Work related perceived stress and muscle activity during standardized computer work among female computer users,” *Work*, vol. 32, no. 2, pp. 189–199, 2009.

[14] G. M. Flodgren, A. G. Crenshaw, M. Gref, and M. Fahlström, “Changes in interstitial noradrenaline, trapezius muscle activity and oxygen saturation during low-load work and recovery,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 107, no. 1, pp. 31–42, 2009.

[15] B. Shahidi, A. Haight, and K. Maluf, “Differential effects of mental concentration and acute psychosocial stress on cervical muscle activity and posture,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 5, pp. 1082–1089, 2013.

[16] U. Lundberg, I. E. Dohns, B. Melin, L. Sandsjö, G. Palmerud, R. Kadefors, M. Ekström, and D. Parr, “Psychophysiological stress responses, muscle tension, and neck and shoulder pain among supermarket cashiers.,” *J. Occup. Health Psychol.*, vol. 4, no. 3, pp. 245–255, 1999.

[17] D. Rissén, B. Melin, L. Sandsjö, I. Dohns, and U. Lundberg, “Surface EMG and psychophysiological stress reactions in women during repetitive work,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 83, no. 2–3, pp. 215–222, 2000.

[18] U. Lundberg, “Psychophysiology of work: Stress, gender, endocrine response, and work-related upper extremity disorders,” *Am. J. Ind. Med.*, vol. 41, no. 5, pp. 383–392, 2002.

[19] D. Rissén, B. Melin, L. Sandsjö, I. Dohns, and U. Lundberg, “Psychophysiological stress reactions, trapezius muscle activity, and neck and shoulder pain among female cashiers before and after introduction of job rotation,” *Work Stress*, vol. 16, no. 2, pp. 127–137, 2002.

[20] R. H. Westgaard, P. J. Mork, H. W. Lorås, R. Riva, and U. Lundberg, “Trapezius activity of fibromyalgia patients is enhanced in stressful situations, but is similar to healthy controls in a quiet naturalistic setting: a case-control study.,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 14, p. 97, 2013.

[21] D. Bansevicius, R. H. Westgaard, and C. Jensen, “Mental stress of long duration: EMG activity, perceived tension, fatigue, and pain development in pain-free subjects,” *Headache*, vol. 37, no. 8, pp. 499–510, 1997.

[22] J. T. Noteboom, K. R. Barnholt, and R. M. Enoka, “Activation of the arousal response and impairment of performance increase with anxiety and stressor intensity,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 91, no. 5, pp. 2093–2101, 2001.

[23] A. K. Blangsted, K. Søgaard, H. Christensen, and G. Sjøgaard, “The effect of physical and psychosocial loads on the trapezius muscle activity during computer keying tasks and rest periods,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 91, no. 2–3, pp. 253–258,

2004.

[24] R. Luijcks, H. J. Hermens, L. Bodar, C. J. Vossen, J. Van Os, and R. Lousberg, “Experimentally induced stress validated by EMG activity,” *PLoS One*, vol. 9, no. 4, p. e95215, 2014.

[25] J. Wijsman, B. Grundlehner, J. Penders, and H. Hermens, “Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress,” in *ACM Transactions on Embedded Computing Systems*, 2010, vol. 12, no. 4, pp. 155–163.

[26] B. S. Zheng, M. Murugappan, S. Yaacob, and S. Murugappan, “Human emotional stress analysis through time domain electromyogram features,” in *2013 IEEE Symposium on Industrial Electronics & Applications*, 2013, pp. 172–177.

[27] R. G. Scalisi, M. Paleari, A. Favetto, M. Stoppa, P. Ariano, P. Pandolfi, and A. Chiolerio, “Inkjet printed flexible electrodes for surface electromyography,” *Org. Electron. physics, Mater. Appl.*, vol. 18, pp. 89–94, 2015.

[28] J. Choi, S. Member, and B. Ahmed, “Ambulatory Stress Monitoring with Minimally-Invasive Wearable Sensors,” in *Department of Computer Science and Engineering, Texas A&M University, Technical Report tamu-cs-tr-2011-11-1*, 2010, pp. 1–8.

[29] C. Kendell, E. D. Lemaire, Y. Losier, A. Wilson, A. Chan, and B. Hudgins, “A novel approach to surface electromyography: an exploratory study of electrode-pair selection based on signal characteristics,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 9, no. 1, p. 24, 2012.

[30] A. Almanji and J. Y. Chang, “Feature extraction of surface electromyography signals with continuous wavelet entropy transform,” *Microsyst. Technol.*, vol. 17, no. 5, pp. 1187–1196, 2011.

[31] R. Merletti, “Standards for reporting EMG data,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 9, no. 1, pp. 3–4, 1999.

[32] C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore, and S. H. Nawab, “Decomposition of surface EMG signals,” *J. Neurophysiol.*, vol. 96, no. 3, pp. 1646–1657, 2006.

[33] A. R. Sarda, “Computational Intelligence Techniques for Electro-Physiological Data Analysis,” Starlab Barcelona S.L. - Universitat de Barcelona, 2012.

[34] P. Karthikeyan, M. Murugappan, and S. Yaacob, “A review on stress inducement stimuli for assessing human stress using physiological signals,” in *Proceedings - 2011 IEEE 7th International Colloquium on Signal Processing and Its Applications, CSPA 2011*, 2011, pp. 420–425.

[35] P. Bhuvaneswari and J. S. Kumar, “Classification of Electromyography Signal using Wavelet Decomposition Method,” in *Computational Intelligence and Computing Research (ICCIC), 2014 IEEE International Conference on*, 2014, pp. 1–4.

[36] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction).,” *Biol.*

Proced. Online, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, 2006.

[37] C. J. De Luca, L. Donald Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy, “Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 8, pp. 1573–1579, 2010.

[38] S. Al-qaisi and F. Aghazadeh, “Electromyography analysis : Comparison of maximum voluntary contraction methods for anterior deltoid and trapezius muscles,” *Procedia Manuf.*, vol. 3, pp. 4578–4583, 2015.

[39] S. yeon Park and W. gyu Yoo, “Comparison of exercises inducing maximum voluntary isometric contraction for the latissimus dorsi using surface electromyography,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 5, pp. 1106–1110, 2013.

[40] G. R. Naik, S. E. Suviseshamuthu, M. Gobbo, A. Acharyya, and H. T. Nguyen, “Principal Component Analysis Applied to Surface Electromyography: A Comprehensive Review,” *IEEE Access*, vol. 4, no. c, pp. 1–17, 2016.

[41] K. Mahaphonchaikul, D. Sueaseenak, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, and S. Tungjitkusolmun, “EMG signal feature extraction based on wavelet transform,” in *Electrical Engineering/Electronics Computer Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 2010 International Conference on*, 2010, pp. 327–331.

[42] I. Gligorijević, J. P. Van Dijk, B. Mijović, S. Van Huffel, J. H. Blok, and M. De Vos, “A new and fast approach towards sEMG decomposition,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 51, no. 5, pp. 593–605, 2013.

[43] J. Akazawa and R. Okuno, “A method for quantitative SEMG decomposition and MUAP classification during voluntary isovelocity elbow flexion,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2013, pp. 6776–6779.

[44] H. Zhao and G. Xu, “The research on surface electromyography signal effective feature extraction,” in *Proceedings of the 6th International Forum on Strategic Technology, IFOST 2011*, 2011, vol. 2, pp. 1195–1198.

[45] H. Parsaei, M. J. Gangeh, D. W. Stashuk, and M. S. Kamel, “Augmenting the decomposition of EMG signals using supervised feature extraction techniques.,” in *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2012, vol. 2012, pp. 2615–2618.

[46] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. a a Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, “Surface electromyography signal processing and classification techniques.,” *Sensors (Basel).*, vol. 13, no. 9, pp. 12431–12466, 2013.

[47] B. S. Zheng, M. Murugappan, and S. Yaacob, “Human emotional stress assessment through Heart Rate Detection in a customized protocol experiment,” in *ISIEA 2012 - 2012 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications*, 2012, pp. 293–298.

[48] J. Choi, B. Ahmed, and R. Gutierrez-Osuna, “Development and evaluation of an ambulatory stress monitor based on wearable sensors BT - SPECIAL ISSUE OF EMERGING TECHNOLOGIES FOR PATIENT-SPECIFIC HEALTHCARE,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 2, pp. 279–286, 2012.

[49] L. M. Schleifer, T. W. Spalding, S. E. Kerick, J. R. Cram, R. Ley, and B. D. Hatfield, “Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: A focus on EMG gaps during computer work,” *Psychophysiology*, vol. 45, no. 3, pp. 356–365, 2008.

[50] D. Roman-Liu, I. Grabarek, P. Bartuzi, and W. Choromański, “The influence of mental load on muscle tension,” *Ergonomics*, vol. 56, no. 7, pp. 1125–33, 2013.

[51] F. Gemperle, C. Kasabach, J. Stivoric, M. Bauer, and R. Martin, “Design for wearability,” in *Digest of Papers. Second International Symposium on Wearable Computers (Cat. No.98EX215)*, 1998, pp. 116–122.

3. Protocolo experimental para el registro de la actividad EMG superficial del músculo del trapecio superior asociada al estrés inducido

Resumen

El análisis de la actividad electromiografica del músculo del trapecio proporciona información útil para estimar el estrés. La electromiografía superficial es una técnica usada para el registro de la señal muscular; esta técnica no está estandarizada debido a las diferentes metodologías utilizadas en los estudios. El SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle) presenta recomendaciones que sirven de referencia y permiten la implementación de la señal sEMG. Sin embargo, no se cuenta con un protocolo establecido para la toma de datos. Por lo anterior y teniendo en cuenta que estandarizar un proceso es fundamental y permite obtener resultados consistentes en las investigaciones, en esta artículo se presenta un protocolo para el registro de señales en un contexto donde se induce el estrés.

3.1. Introducción

La electromiografía (EMG) es una técnica que permite el registro y la evaluación de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. Existen dos tipos de EMG: EMG intramuscular (iEMG por sus siglas en inglés) y EMG superficial (sEMG por sus siglas en inglés). (iEMG) requiere electrodos insertados en el tejido muscular y proporciona información del comportamiento local de una fibra muscular, mientras que EMG superficial (sEMG) utiliza electrodos que se colocan en contacto con la piel y otorga un panorama general del estado instantáneo de los músculos debajo de los electrodos [1].

Tradicionalmente los fisiatras (en electrofisiología), centran su estudio en la electromiografía intramuscular porque proporciona las características del potencial de la unidad motora, de interés en el diagnóstico de la patología neuromuscular y otorga información del reclutamiento y del estado de la unidad motora. Olvidando que el campo de las aplicaciones de electromiografía superficial tiene un gran potencial, basándose en que la "sEMG es herramienta única para evaluación en línea de la activación muscular y las cargas internas en músculos, tendones y otros tejidos" [2], siendo un método fácil, seguro y no invasivo. Por este motivo el SENIAM propone recomendaciones que sirven de referencia y permiten la implementación de la sEMG pensando en el bienestar del paciente y la calidad de la señal obtenida.

La falta de un protocolo establecido para la toma de datos de sEMG crea la necesidad de proponer un protocolo experimental el cual será aplicado, evaluado y perfeccionado de acuerdo a las necesidades.

Teniendo en cuenta que el análisis de las características de la señal sEMG permite estimar el estrés. Se propone un protocolo experimental para la adquisición de datos personalizados a través del registro de la señal sEMG asociada al estrés inducido y medidas de auto-informe.

El objetivo de este capítulo es proponer una metodología para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio, asociada específicamente al estrés inducido, siguiendo los criterios y recomendaciones del SENIAM. El procedimiento propuesto es aplicable a seres humanos.

3.2. Prueba experimental

3.2.1. Alcance

a. **Objetivo**: Realizar el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio superior (lado derecho e izquierdo), bajo tareas diseñadas para inducir el estrés.

b. **Indicador**: Amplitud EMG normalizada en el dominio bioeléctrico.

c. **Referencia**: SENIAM y artículos científicos.

d. **Frecuencia mínima:** La prueba se realiza una única vez.

3.2.2. Instrumentación

Para la realización de la prueba se requieren los siguientes equipos y dispositivos.

a. Electromiógrafo superficial: (Sistema de adquisición con módulo de comunicación inalámbrica).

b. Electrodos superficiales de monitoreo con cinta de espuma (Ag/AgCl pre-gelificado).

c. Computador con software que permita visualizar y guardar el registro (interfaz Matlab) o tarjeta de memoria para el análisis off-line.

d. Computador, televisor o pantalla para la visualización de videos emocionales para inducir el estrés.

3.2.3. Metodología

En esta sección se describe la metodología utilizada para el registro de la señal sEMG en un escenario en donde se induce el estrés a través de estímulos audiovisuales.

3.2.3.1. *Diseño experimental*

El protocolo experimental es personalizado (aplicado individualmente).

Contempla las siguientes etapas:

a. Explicación general de la prueba por parte del investigador.

b. Consentimiento informado: El sujeto de prueba lee y firma el consentimiento informado (ver **Anexo 1. Consentimiento informado**)

c. Cuestionario general: El sujeto de prueba llena un cuestionario general con algunos datos personales como edad, sexo, mano dominante, etc. (**Ver Anexo 2. Cuestionario general).**

d. Escala de Estrés Percibido (PSS-10): El sujeto de prueba llena la Escala de Estrés Percibido (PSS-10) para evaluar la condición de estrés inicial (**ver Anexo 3. Escala de estrés percibido (EEP-10)).**

e. Cuestionario de estilos de afrontamiento: El sujeto de prueba realiza un cuestionario de estilos de afrontamiento donde plasma cómo se sintió al estar en determinadas situaciones (**ver Anexo 4. Cuestionario de estilos de afrontamiento).**

f. Procedimiento para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio: El investigador pone en marcha el procedimiento para el registro de la actividad sEMG sobre el sujeto de prueba.

g. Procedimiento de normalización: Los sujetos de prueba reciben instrucciones con el fin de obtener registros de contracción de referencia y de estados de relajación o reposo.

h. Inducción del estrés: El estrés se induce a través de estímulos audiovisuales (vídeos cortos /clips). Se registra la actividad muscular mientras los sujetos observan los videos.

i. Maniquí de auto-evaluación SAM: Después de cada estimulo emocional y antes del periodo de descanso, los sujetos utilizan un sistema de clasificación usando el maniquí de auto-evaluación SAM, para evaluar la emoción que

experimentaron (**ver Anexo 5. Maniquí de autoevaluación (SAM)**).

3.2.3.2. *Procedimiento para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio*

A continuación se presentan los pasos preliminares el registro de la actividad sEMG, donde se prepara al sujeto experimental para la ubicación del sistema de adquisición.

- *Preparación de la piel*

Para preparar la piel se sugiere:

a. Afeitar al sujeto de prueba si la superficie de la piel en donde los electrodos deben ser colocados está cubierta de pelo.

b. Limpiar la piel con alcohol y esperar que este se evapore para poder colocar los electrodos en la piel seca.

- *Ubicación, demarcación y fijación del sensor*

Los electrodos se conectaron a dos sensores, uno para obtener las señales del hombro izquierdo y otro para las del hombro derecho.

Los sensores para este estudio son MyoWareTM Muscle Sensor (AT-04-001).

a. Postura inicial: El sujeto de prueba debe estar sentado y erguido, con los brazos colgando verticalmente.

b. Tamaño electrodo: Tamaño máximo en la dirección de las fibras musculares: 10 mm.

c. Distancia entre electrodos: 20 mm.

d. Ubicación del electrodo

-Ubicación: Los electrodos deben ser colocados en el punto medio de la

línea entre el acromion y la vértebra C7 de la columna vertebral (ver **Figura 3.1**).

-Orientación: En la dirección de la línea entre el acromion y la vértebra C7 de la columna vertebral.

-Fijación en la piel: Cinta doble cara/anillos

-Electrodo de referencia: En el proc. giro. de C7 / alrededor de la muñeca o en la clavícula.

Figura 3.1. Ubicación de electrodos en el músculo del trapecio superior.

- *Sistema de adquisición*

El sistema de adquisición está formado por dos sensores MyoWareTM Muscle Sensor (AT-04-001) junto a una tarjeta de desarrollo (Arduino Uno) y un módulo bluetooth HC-05.

Después de que el sujeto está equipado con los dos sensores se asegura la comunicación correcta y la calidad de la señal a partir de una ejecución corta de una interfaz de Matlab que permita el registro de la señal EMG. Posteriormente se ejecuta nuevamente la interfaz de Matlab para el registro continuo de la señal. Se inicia con el procedimiento de normalización y

después se realiza el registro mientras se induce el estrés. Al finalizar se desconectan los equipos de medición y se desechan los electrodos.

3.2.3.3. *Procedimiento de normalización*

Los datos sEMG se encuentran afectados por la condición de detección dada; dependen de la ubicación de los electrodos, de las características personales, e incluso del día o días del experimento, etc. Como solución se sugiere normalizar los datos sEMG a un valor de referencia [3] .

La actividad EMG normalizada permite comparar los niveles de actividad entre sujetos y ejercicios e indica como los músculos se activan en relación a sus capacidades máximas [4] [3] .

La normalización es el proceso por el cual la actividad muscular es expresada en relación a un valor de referencia obtenido durante condiciones reproducibles y estandarizadas, es decir, se expresa como un porcentaje de la actividad que tiene el músculo durante una contracción de prueba calibrada. La amplitud EMG normalizada en el dominio bioeléctrico puede expresarse en porcentaje de una activación eléctrica voluntaria de referencia (% RVE), es decir, porcentaje de la actividad eléctrica obtenida durante una contracción voluntaria de referencia submáxima (RVC), o en porcentaje de la activación eléctrica voluntaria máxima (MVE%), referente a la actividad eléctrica durante un intento de contracción voluntaria máxima (CVM) [5] [6] .

El método más popular es la normalización de los datos de sEMG a la contracción voluntaria máxima (CVM) del músculo de interés, siendo tal vez la estrategia más poderosa para la interpretación fisiológica en personas sanas. Consiste en esfuerzos isométricos máximos de una sola articulación aislada

contra una resistencia estática fijada. La máxima amplitud EMG medida desde la CVM se utiliza como el valor de referencia para normalizar los datos de la EMG, siendo el valor CVM el 100% de esfuerzo físico, y otros niveles de esfuerzo de los músculos son expresados como % de CVM apropiado. Sin embargo, las contracciones de esfuerzo máximo no siempre son posibles para los pacientes de edad avanzada o en pacientes con síntomas. Por lo anterior, para proporcionar una referencia estandarizada de activación muscular, se sugiere realizar contracciones voluntarias de referencia (RVCs). El procedimiento de normalización comprende el registro de señales sEMG durante contracciones voluntarias de referencia (RVCs) y estados de relajación o reposo.

Reposo: Periodo de 30 segundos en el que el sujeto debe permanecer sentado y relajado con las manos en reposo sobre su regazo. Se sugiere realizar 3 repeticiones para obtener una estimación fiable. Mantener los ojos abiertos, manos sobre el regazo y evitar cualquier movimiento.

Partiendo de la posición anatómica se realizan las siguientes contracciones:

Contracción 1: Los brazos son abducidos 90° en el plano frontal (hacia adelante) durante 30 segundos. Se sugiere realizar 3 repeticiones para obtener una estimación fiable.

Contracción 2: Los brazos son abducidos 90° en el plano sagital (hacia afuera) durante 30 segundos. Se sugiere realizar 3 repeticiones para obtener una estimación fiable.

Durante las contracciones los codos deben estar extendidos, muñecas rectas y palmas hacia abajo. Se sugiere observar de **Figura 3.2** a **Figura 3.6** para entender las posiciones.

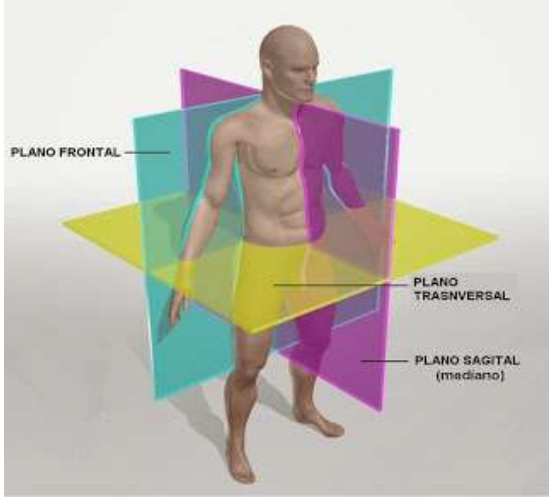


Figura 3.2. Planos del cuerpo

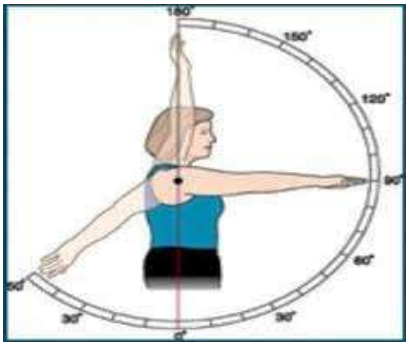


Figura 3.3. Arco del movimiento del hombro

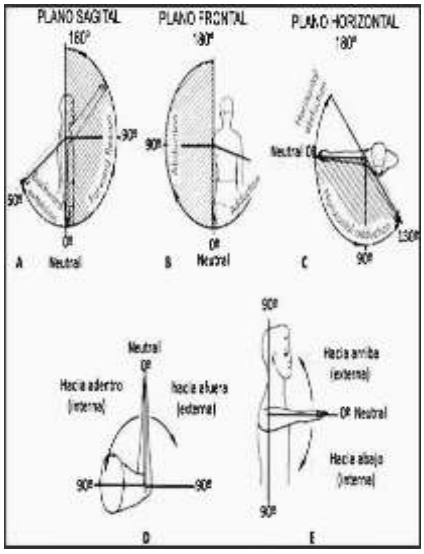


Figura 3.4. Arco de movimiento del hombro en cada plano

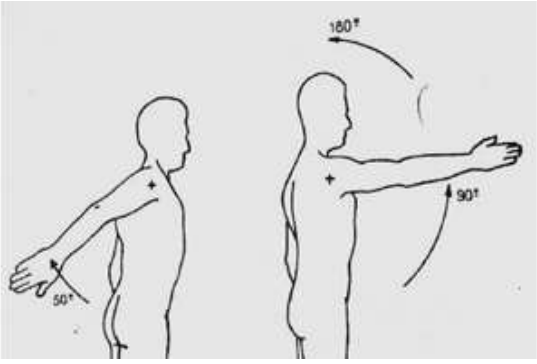


Figura 3.5. Imagen que corresponde a la contracción 1

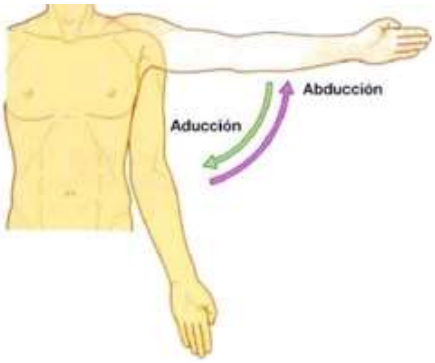


Figura 3.6. Imagen que corresponde a la contracción 2

3.2.3.4. *Inducción del estrés*

Según Zheng et al. [7] la continua exposición a vídeo clips emocionales negativos y positivos a los sujetos de prueba inducirá el estrés emocional en ellos. Conforme al estudio anteriormente mencionado, en este protocolo el estrés se induce a través de estímulos audiovisuales. Se ha recolectado de internet diferentes tipos de videoclips con el fin de construir una secuencia formada por emociones positivas (felicidad, sorpresa) y emociones negativas (miedo, enojo, asco). Cada emoción consta de varios videos clips de la misma emoción. La selección de los videos clips es una tarea ardua debido a que no es fácil encontrar videos que contengan y trasmitan fácilmente una determinada y que además tengan buena resolución.

La inducción del estrés a través de estímulos audiovisuales dura 37,5 minutos; este tiempo está dividido entre videos neutrales, videos emocionales e imágenes para autoevaluación. Para ello se inicia con un video neutral de 1 minuto, un video emocional de 5 minutos y 15 segundos para realizar la autoevaluación, esto se repite hasta que se observan las emociones contempladas. La inducción inicia con un video neutral el cual corresponde a un periodo de descanso. Posteriormente se presentan los videos emocionales separados por periodos de descanso con el fin de asegurar que las emociones no influyan entre sí [8].

En la **Tabla 3.1** se presenta una descripción del contenido del estímulo audiovisual, donde además de ver los videos asociados a cada estimulo los sujetos evalúan la emoción que experimentaron (SAM). La secuencia presentada se repite con miedo, enojo, sorpresa y felicidad. Los sujetos se

exponen a vídeo clips y se registra simultáneamente la señal (sEMG). Se sugiere mantener los ojos abiertos, manos sobre el regazo y evitar cualquier movimiento.

Tabla 3.1. Descripción general del contenido del estímulo audiovisual para inducir el estrés.

Video neutral	Asco	SAM	Video neutral	Tristeza	SAM	Video neutral
1 minuto	5 minutos	15 segundos	1 minuto	5 minutos	15 segundos	1 minuto

3.2.4. Entorno de prueba

La prueba se lleva a cabo en una habitación tranquila, con poca luz y con el menor número de distracciones posibles. Las tareas durante la prueba son realizadas en una estación de trabajo equipada por una silla sin soporte de brazos y una mesa de escritorio. Sobre la mesa de escritorio se disponen los siguientes elementos: un computador para que el investigador visualice la interfaz de la prueba y el sistema portable que registra la señal muscular.

Las etapas durante la prueba son realizadas en una estación de trabajo como se observa en la **Figura 3.7.**

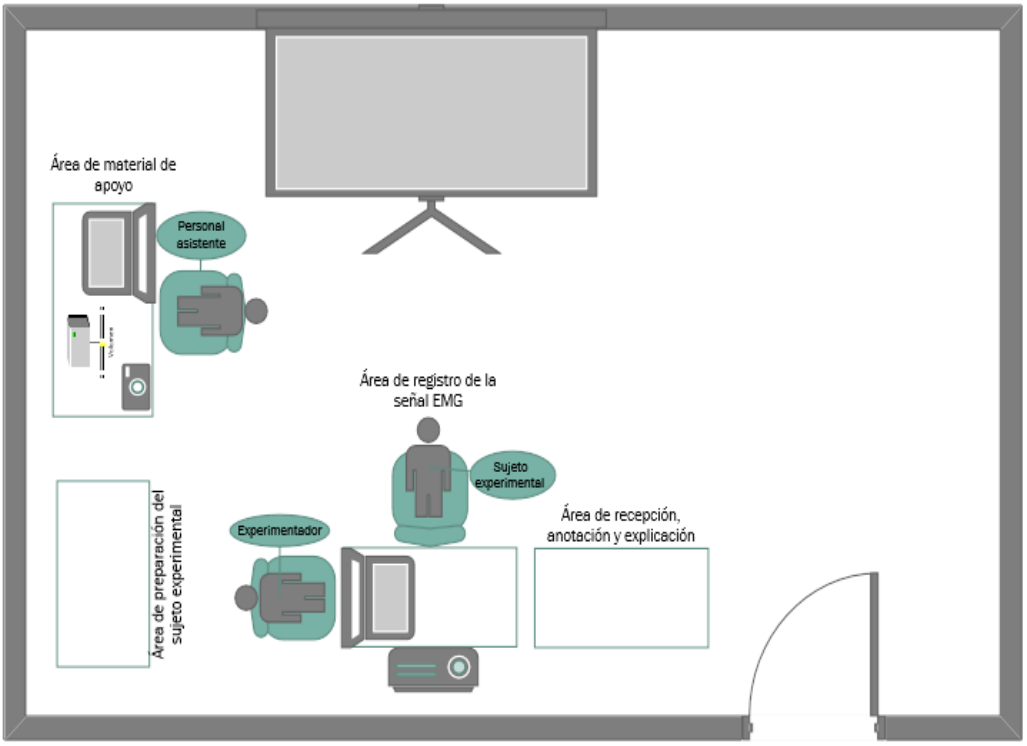


Figura 3.7. Entorno de prueba.

3.2.4.1. *Área de recepción y explicación*

Los sujetos reciben la explicación por parte del experimentador. El sujeto de prueba llena un cuestionario general con algunos datos personales (edad, sexo, mano dominante, nacionalidad etc), lee y firma el consentimiento informado, llena la Escala de Estrés Percibido (PSS-10) para evaluar la condición de estrés inicial y realiza un cuestionario de estilos de afrontamiento donde plasma cómo se sintió al estar en determinadas situaciones.

3.2.4.2. Área de preparación del sujeto de prueba

El experimentador prepara la piel y demarca la ubicación de los electrodos en el músculo del trapecio superior (hombro derecho e izquierdo) del sujeto de prueba según recomendaciones del SENIAM.

3.2.4.3. *Área de registro de la señal EMG*

Sobre la mesa de escritorio se dispone el sistema de adquisición de la señal muscular y un computador portátil para que el experimentador visualice la interfaz de la prueba. El sujeto de prueba es ubicado a una distancia aproximadamente de 274,5 cm de la pantalla del proyector. El sujeto de prueba debe sentarse en la silla, delante de la mesa descrita anteriormente. El experimentador equipa al sujeto de prueba con dos sensores MyoWareTM Muscle Sensor (AT-04-001). Después de preparar el sujeto con los electrodos y sensores se realiza una prueba de comprobación visual del sistema de adquisición a partir de una ejecución corta de una interfaz de Matlab, con el fin de asegurar la comunicación correcta y la calidad de la señal. Seguidamente se ejecuta nuevamente la interfaz de Matlab para el registro de la señal sEMG. Se inicia con el procedimiento de normalización que comprende el registro de señales sEMG durante contracciones voluntarias de referencia (RVCs) y estados de relajación o reposo. Después se realiza el registro sEMG mientras se induce el estrés (exposición de vídeo clips emocionales negativos y positivos a los sujetos de prueba). Al finalizar cada estimulo emocional y antes del periodo de descanso, los sujetos utilizan el maniquí de auto-evaluación SAM, para evaluar la emoción que experimentaron. La inducción del estrés a través de estímulos audiovisuales dura 37,5 minutos. Al finalizar se desconectan los equipos de medición y se desechan los electrodos.

Referencias

SENIAM, 2016. Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles. http://www.seniam.org (19.8.2016).

[1] R. G. Scalisi, M. Paleari, A. Favetto, M. Stoppa, P. Ariano, P. Pandolfi, and A. Chiolerio, “Inkjet printed flexible electrodes for surface electromyography,” *Org. Electron. physics, Mater. Appl.*, vol. 18, pp. 89–94, 2015.

[2] A. R. Soylu and P. Arpinar-Avsar, “Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 4, pp. 773–776, 2010.

[3] S. Al-qaisi and F. Aghazadeh, “Electromyography analysis : Comparison of maximum voluntary contraction methods for anterior deltoid and trapezius muscles,” *Procedia Manuf.*, vol. 3, pp. 4578–4583, 2015.

[4] S. yeon Park and W. gyu Yoo, “Comparison of exercises inducing maximum voluntary isometric contraction for the latissimus dorsi using surface electromyography,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 5, pp. 1106–1110, 2013.

[5] S. E. Mathiassen, J. Winkel, and G. M. Hägg, “Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies—a review,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 5, no. 4, pp. 197–226, 1995.

[6] A. Burden, “How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 6, pp. 1023–1035, 2010.

[7] B. S. Zheng, M. Murugappan, S. Yaacob, and S. Murugappan, “Human emotional stress analysis through time domain electromyogram features,” in *2013 IEEE Symposium on Industrial Electronics & Applications*, 2013, pp. 172–177.

[8] B. S. Zheng, M. Murugappan, and S. Yaacob, “Human emotional stress assessment through Heart Rate Detection in a customized protocol experiment,” in *ISIEA 2012 - 2012 IEEE. Symposium on Industrial Electronics and Applications*, 2012, pp. 293–298.

4. Actividad muscular como único indicador fisiológico para estimar el estrés

Resumen

Este artículo está orientado a determinar si la actividad muscular se encuentra afectada por el estado de estrés, utilizando la técnica de electromiografía superficial (sEMG). Se describe la metodología utilizada para caracterizar la actividad muscular en un escenario experimental donde se induce el estrés a través de estímulos audiovisuales, usando el protocolo propuesto en el capítulo inmediatamente anterior. La validación estadística de los datos experimentales a través de pruebas no paramétricas estableció que actividad sEMG como único indicador fisiológico para estimar el estrés puede proporcionar una medida fiable, sin necesidad de utilizar otro indicador fisiológico que lo confirme o valide, bajo pruebas no invasivas.

4.1. Introducción

El estrés tiene efectos perjudiciales para la salud, causa enfermedades como hipertensión, enfermedades cardiovasculares, depresión entre otras. Este fenómeno es cada vez más habitual en la sociedad moderna. Por esta razón, el monitoreo del estrés a partir de un sistema tipo *wearable*- sistemas integrados en una plataforma portable (tales como ropa o dispositivos conectados al cuerpo humano), los cuales son sido diseñados para medir y monitorear diferentes parámetros biomédicos de forma no invasiva mediante mediciones físicas y bioquímicas- permitirán al usuario conocer los efectos del estrés en el cuerpo y establecer acciones pertinentes a través de *biofeedback* con el fin de mitigarlos o prevenir enfermedades a partir del registro continuo del parámetro de interés.

Los resultados de algunas investigaciones han reportado que la actividad electromiográfica de los músculos del trapecio es sensible a situaciones estresantes [1]-[5]. Teniendo en cuenta el contexto anterior, el objetivo de este estudio es determinar si la actividad muscular se encuentra afectada por el estado de estrés, utilizando la técnica de electromiografía superficial (sEMG), donde las características de las señales musculares son extraídas y analizadas como variable predictora de estrés. En este trabajo se describe la metodología utilizada para caracterizar la actividad muscular en un escenario experimental donde se induce el estrés a través de estímulos audiovisuales. Se verifica la funcionalidad del prototipo hadware/ software diseñado; se aplica e implementa el protocolo experimental propuesto.

4.2. Materiales y métodos

4.2.1. Prototipo hardware- software del sistema

La plataforma de hardware propuesta en este trabajo consiste de los siguientes elementos:

Dos sensores musculares - MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001) que miden la actividad del músculo mediante el monitoreo del potencial eléctrico generado por las células musculares.

No existe un procedimiento de calibración estándar. Para ajustar la ganancia, el fabricante sugiere ubicar el potenciómetro de ganancia en la esquina inferior izquierda del sensor y usar un destornillador; girar el potenciómetro en sentido antihorario para aumentar la ganancia de salida; girar el potenciómetro en sentido horario para reducir la ganancia. Adicionalmente el fabricante indica que si pasa una onda senoidal de 1 Hz con una amplitud de 3mV dentro de cualquiera de los conectores tipo broche incorporados en el sensor y se conecta el otro conector a

tierra, se puede ajustar la ganancia para asegurar que todos los sensores tengan la misma ganancia. Por otro lado, cabe resaltar que si aumenta la ganancia demasiado, la salida se recortará en + Vs y puede hacer que los amplificadores de operación se descargue lentamente. Lo anterior, deja entrever una oportunidad en temas de calibración de sistemas.

Se escogió el modo de salida EMG *envelope* debido a que este suministra una mejor respuesta de la señal. En general, cada sensor mide, filtra, rectifica y amplifica la actividad eléctrica del músculo, la cual es muestreada a una frecuencia de 1000 Hz.

Sistema de desarrollo Arduino Uno equipado con un procesador ATmega 328 de 8 bits que opera a una frecuencia máxima de 16 MHz e incluye un conversor ADC de 10 bits de resolución, 2 KB de memoria RAM y 32 KB de memoria flash. Aunque el sensor anteriormente descrito puede funcionar con cualquier microcontrolador que pueda leer una entrada analógica, la selección de este, depende realmente depende de la aplicación.

Adicionalmente, se implementó un **módulo de comunicación bluetooth (HC-05)** y se utilizaron baterías para alimentar el sistema. En la **Figura 4.1** se observa el prototipo hardware/ software del sistema.

A nivel de software, la plataforma de hardware es programada en lenguaje C y adicionalmente se desarrolló una interfaz de usuario en Matlab; para la recepción, registro y visualización en tiempo real y de forma continua de los datos de la señal sEMG , los cuales son enviados por el prototipo vía bluetooth. Para un análisis posterior de los datos, éstos son guardados en un formato texto, el cual contiene tres columnas (tiempo, datos 1 y datos 2), donde las dos últimas columnas

corresponden a dos grupos musculares diferentes (músculo del trapecio superior izquierdo y derecho).

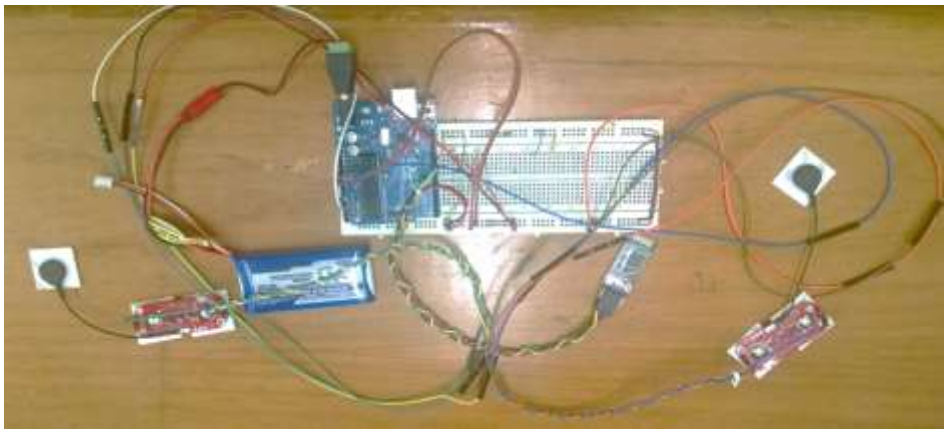


Figura 4.1. Prototipo hardware /software del sistema.

Finalmente se concibieron e implementaron los algoritmos en Matlab para el procesamiento off-line de las señales y para la caracterización de la actividad EMG en función de estados de estrés y reposo.

4.2.2. Métodos de procesamiento de señales sEMG

Algunos autores analizan las señales sEMG en el dominio del tiempo, dominio de la frecuencia y dominio tiempo- frecuencia. Para el dominio del tiempo utilizan RMS, para la frecuencia seleccionan el espectro y el espectro de potencia a partir de la FFT e incluyen Frecuencia de potencia media (MPF) y la frecuencia media (MF). Para el dominio tiempo-frecuencia utilizan el análisis wavelet o transformada wavelet discreta. El análisis de señales sEMG utilizando wavelet Daubechies (Db) es común en muchos trabajos de investigación debido a su eficacia en dar un mejor resultado en la extracción de características [6]. Si bien, en la mayoría de las investigaciones se implementan o prueban Daubechies en varios niveles y ordenes, algunos parámetros son comunes.

Elamvazuthi *et.al* utilizaron Db4, Db7 y Db10 con el nivel 1, 2, 5 y 9 [6], mientras que otros extrajeron 16 características en todos los niveles de Daubechies4 coeficientes wavelet (Db4) [7]. Por su parte Wang *et.al* [7] consideraron que la wavelet Db es mejor que las otras series wavelet, además que la utilización de la Db4 en la actualidad es madura. Adicionalmente mencionan que la escala de descomposición está generalmente entre 5 y 8. Para su caso particular escogieron wavelet Db4 en un nivel 6 de descomposición. De forma similar otros autores utilizaron valores de MF a partir de STFT (Short-time Fourier transform) y WT (tipo Daubechies: Db5) [8]. En otros trabajos la señal sEMG se descompuso en 5 niveles con la wavelet Db4 [9][10]. Sin embargo otros autores utilizan Db3 con 3 niveles de descomposición [11], Db8 con 6 niveles de descomposicion [12], Db2 y detalles D1-D4 [13]. Otros autores optan por utilizar otras wavelet madre, pero incluyen Db [14][15]. Después de un análisis detallado de la literatura, se decidió procesar los datos utilizando la transformada wavelet.

Se realizaron pruebas preliminares con 30 personas, utilizando el protocolo experimental. Es así, como los primeros resultados obtenidos nos brindan la garantía del buen funcionamiento del sistema portable hardware- software ensamblado para la toma de medidas y nos muestran ciertas tendencias que fueron corroboradas posteriormente en la campaña experimental.

4.3. Implementación y aplicación de protocolo en escenario experimental

4.3.1. Declaración de ética

El Comité de Ética de la Universidad Nacional (Sede Medellín) otorgó el aval ético para el desarrollo de la Tesis de maestría “DISEÑO Y DESARROLLO DE UN

SISTEMA PORTABLE PARA EL DIAGNÓSTICO DEL ESTRÉS A TRAVÉS DE LA TENSIÓN MUSCULAR".

4.3.2. Sujetos

28 sujetos sanos (13 mujeres y 15 hombres) participaron en el estudio. Su edad varía de 19 a 55 años. En general, los sujetos fueron excluidos de la prueba si eran fumadores, si tenían antecedentes de lesión severa en extremidades superiores (espalda o cuello), enfermedades neurológicas o trastornos músculo-esqueléticos, problemas cardíacos, trastornos psiquiátricos, alergias etc.

Antes de iniciar el experimento todos los sujetos proporcionaron consentimiento informado por escrito y confirmaron que su participación era voluntaria y no implica ningún costo ni retribución económica. Se dio una explicación detallada del protocolo a seguir antes del inicio de la prueba.

4.3.3. Protocolo de adquisición de datos

El protocolo experimental diseñado para la adquisición de datos es personalizado (aplicado individualmente), con una duración de 1 hora y 30 minutos aproximadamente y contempla las siguientes etapas: a. Explicación general de la prueba por parte del investigador b. Cuestionario general c. Consentimiento informado d. Escala de Estrés Percibido (PSS-10) e. Cuestionario de estilos de afrontamiento f. Procedimiento de normalización g. Inducción del estrés h. Procedimiento para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio (lado derecho e izquierdo) i. Maniquí de auto-evaluación SAM.

4.3.4. Registro de la señal EMG

Se registró la actividad eléctrica del músculo trapecio superior derecho e izquierdo a

partir de la técnica sEMG (electromiografía superficial). El experimentador equipa al sujeto de prueba con dos sensores MyoWareTM Muscle Sensor (AT-04-001) como sistemas de adquisición y tres electrodos superficiales de monitoreo con cinta de espuma (Ag/AgCl pre-gelificado) que se acoplan a los conectores de estilo broche de presión de cada sensor. En esta prueba el sensor se utilizó el modo de salida EMG *envelope*. Cada sensor mide, filtra, rectifica y amplifica la actividad eléctrica del músculo del trapecio y la convierte en una señal analógica, la cual es leída por un microcontrolador con un convertidor analógico a digital (A / D) (Arduino) y muestreada a 1000 veces por segundo (a una frecuencia de muestreo constante de 1000 Hz). El muestreo de datos en la placa Arduino fue controlado por el software Matlab R2014a.

Después de preparar el sujeto con los electrodos y sensores se realizó una prueba de comprobación visual del sistema de adquisición a partir de una ejecución corta de una interfaz de Matlab, con el fin de asegurar la comunicación correcta y la calidad de la señal. Seguidamente se ejecuta nuevamente la interfaz de Matlab para el registro de la señal sEMG. Se inicia con el procedimiento de normalización que comprende el registro de señales sEMG durante contracciones voluntarias de referencia (RVCs) y estados de relajación o reposo. Después se realiza el registro sEMG mientras se induce el estrés (exposición de vídeo clips emocionales negativos y positivos a los sujetos de prueba). Al finalizar cada estimulo emocional y antes del periodo de descanso, los sujetos utilizan el maniquí de auto-evaluación SAM, para evaluar la emoción que experimentaron. Al finalizar se desconectan los equipos de medición y se desechan los electrodos.

En la **Figura 4.2** se muestran algunas imágenes referentes a la campaña de medida realizada.

Figura 4.2. Registro fotográfico durante la prueba.

4.3.5. Procesamiento off-line

Los datos de la actividad eléctrica del estado de reposo (por persona), se procesaron offline usando la función wavelet Daubechies-4 con 7 niveles de descomposición a través de un algoritmo y se seleccionó el coeficiente de aproximación wavelet cA7 por ser el más significativo para nuestro caso de estudio. Para realizar una inspección visual de los datos EMG de las mediciones (en términos del coeficiente de aproximación wavelet cA7) fueron divididos en ventanas o partes temporales de 512 ms (0.512 s); para cada parte temporal se calculó el valor RMS. Si bien la frecuencia de muestreo fue de 1000Hz se seleccionó una ventana de 512 ms por razones a nivel operativo.

En la **Figura 4.3,** se observa una gráfica de los valores RMS calculados en una línea de tiempo que incluye el procedimiento de normalización y el estímulo audiovisual.

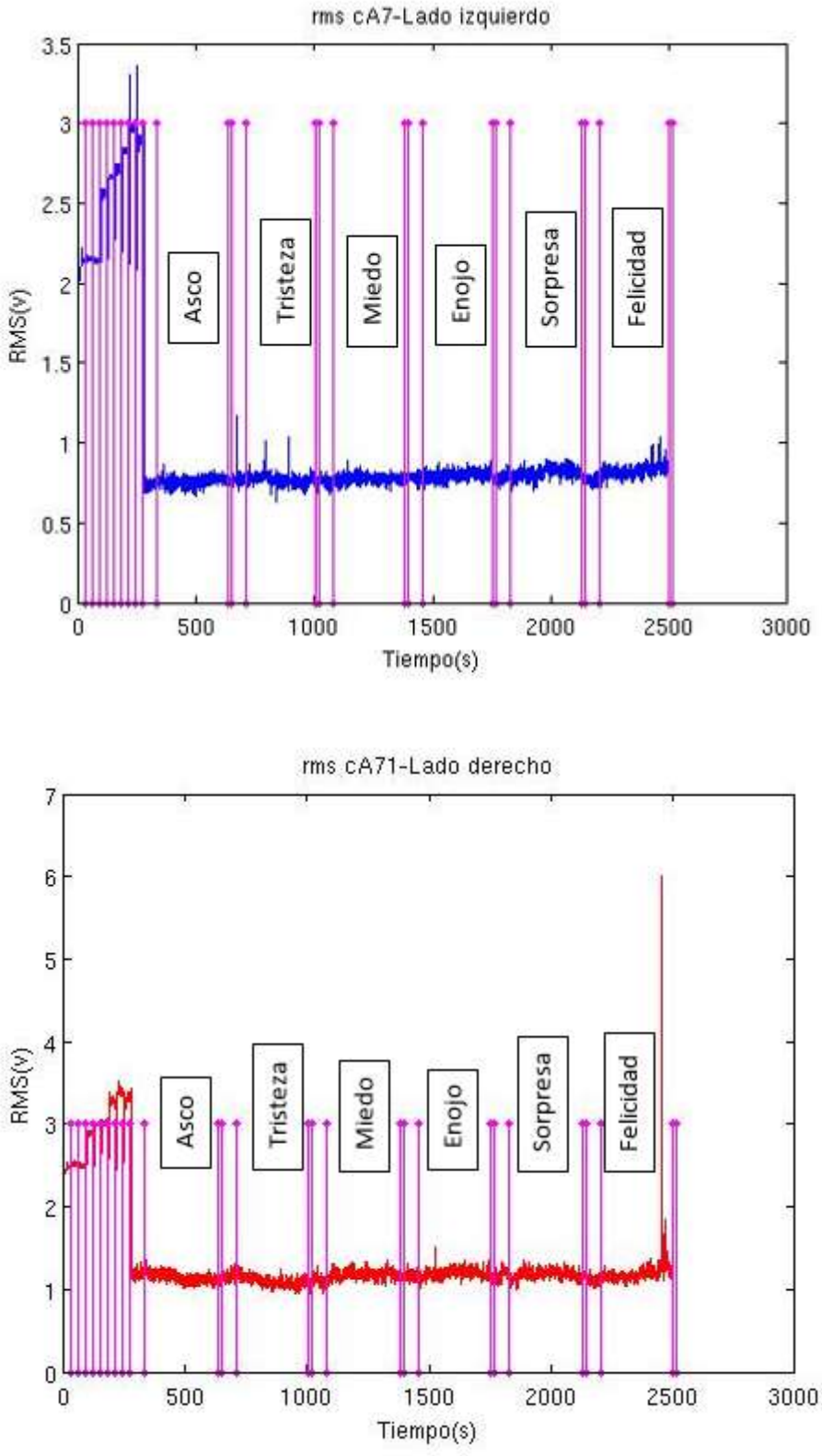


Figura 4.3. Actividad EMG (en RMS) de un sujeto experimental en una línea de tiempo que incluye estado de reposo, contracciones de referencia (RVC), estado de estrés y condiciones de evaluación SAM.

Para el análisis estadístico a partir del coeficiente de aproximación wavelet cA7 se calculó la mediana para el estado de reposo y para el estado de estrés. Para esto se usó el *Toolbox* de Matlab.

4.4. Análisis estadístico

4.4.1. Análisis descriptivo de variables y datos

La variable respuesta en el experimento es la actividad eléctrica del músculo del trapecio, expresada en voltios (V). El registro de la actividad eléctrica del músculo trapecio se llevó a cabo bajo las siguientes condiciones: reposo, contracciones voluntarias de referencia I, contracciones voluntarias de referencia II e inducción del estrés a través de estímulos audiovisuales. Las muestras de reposo y de contracciones voluntarias de referencia se colectaron a partir de 3 registros de 0,5 minutos cada una y la muestra en inducción del estrés a través de estímulos audiovisuales se registró durante 37,5 minutos.

La definición y unidades de las variables monitoreadas en el estudio se presentan a continuación:

1. Edad: edad de las personas que participaron en el experimento.
2. Sexo: genero de las personas que participaron en el experimento.
3. Extremidad superior dominante: diestro, surdo o ambidiextro.
4. Actividad física: corresponde a la frecuencia con que las personas que participaron en el experimento hacen ejercicio.
5. Ocupación: trabajo, empleo u oficio realizado cotidianamente por las personas que participaron en el experimento
6. Tiempo: tiempo (en minutos) por condiciones al cual fueron sometidas las personas.

7. Estilos de afrontamiento: cuestionario de estilos de afrontamiento donde cada persona plasma cómo se sintió al estar en determinadas situaciones.

8. Actividad eléctrica del músculo - Estado de reposo: periodo de 30 segundos en el que el sujeto debe permanecer sentado y relajado con las manos en reposo sobre su regazo. Mantener los ojos abiertos, manos sobre el regazo y evitar cualquier movimiento.

9. Actividad eléctrica del músculo - Condición de contracción máxima voluntaria I: los brazos son abducidos 90° en el plano frontal (hacia adelante) durante 30 segundos. Durante la contracción los codos deben estar extendidos, muñecas rectas y palmas hacia abajo.

10. Actividad eléctrica del músculo - Condición de contracción máxima voluntaria II: los brazos son abducidos 90 ° en el plano sagital (hacia afuera) durante 30 segundos. Durante la contracción los codos deben estar extendidos, muñecas rectas y palmas hacia abajo.

11. Actividad eléctrica del músculo – Estado de Inducción del estrés a través de estímulos audiovisuales: los sujetos se exponen a vídeo clips y se registra simultáneamente la actividad sEMG. Se sugiere mantener los ojos abiertos, manos sobre el regazo y evitar cualquier movimiento.

El objetivo es comparar los estados (reposo y estrés) con respecto a la actividad muscular, la cual es registrada por el sensor.

En la **Figura 4.4** se presenta un *boxplot* que relaciona la actividad muscular con los estados (reposo y estrés). Se observa que la actividad muscular en estado de estrés es mayor que en estado de reposo. En estado de reposo hay más puntos atípicos en comparación con el estado de estrés; Además se nota mayor dispersión de los datos en este estado.

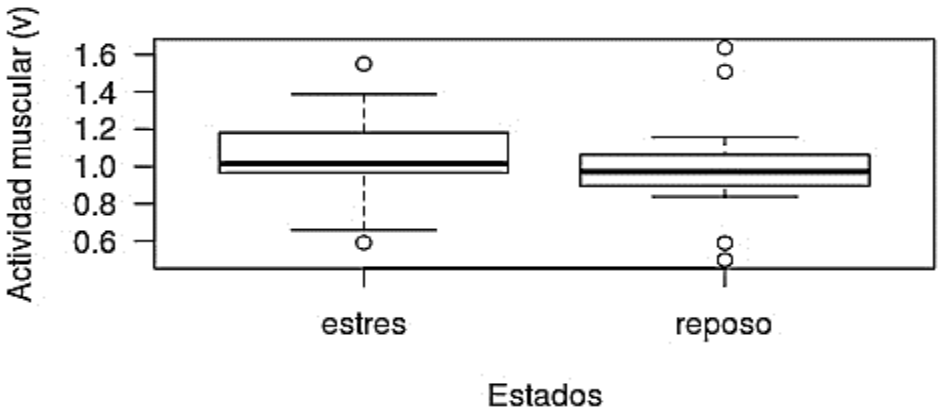


Figura 4.4. *Boxplot* para la actividad muscular dado los estados (reposo y estrés).
Fuente: elaboración propia.

Por otra parte, se verificó el cumplimiento de los supuestos de normalidad, homocedasticidad (igual de varianzas) e independencia en los dos grupos de datos asociados a cada condición.

El diagrama de densidad de los datos proporciona una idea de si estos se ajustan visualmente o no a una normal, ver **Figura 4.5** y **Figura 4.6.** Sin embargo no es suficiente para afirmar dicha normalidad.

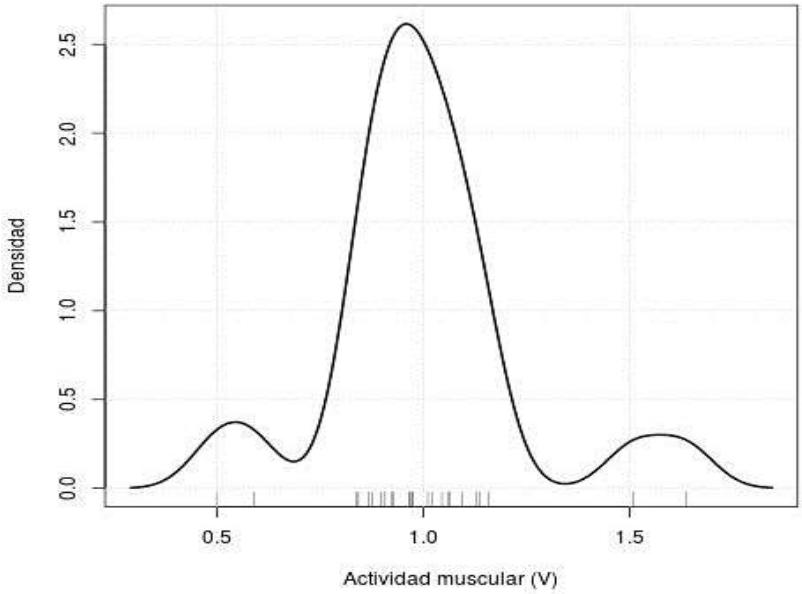


Figura 4.5. Densidad para la actividad muscular en estado de reposo. Fuente: elaboración propia

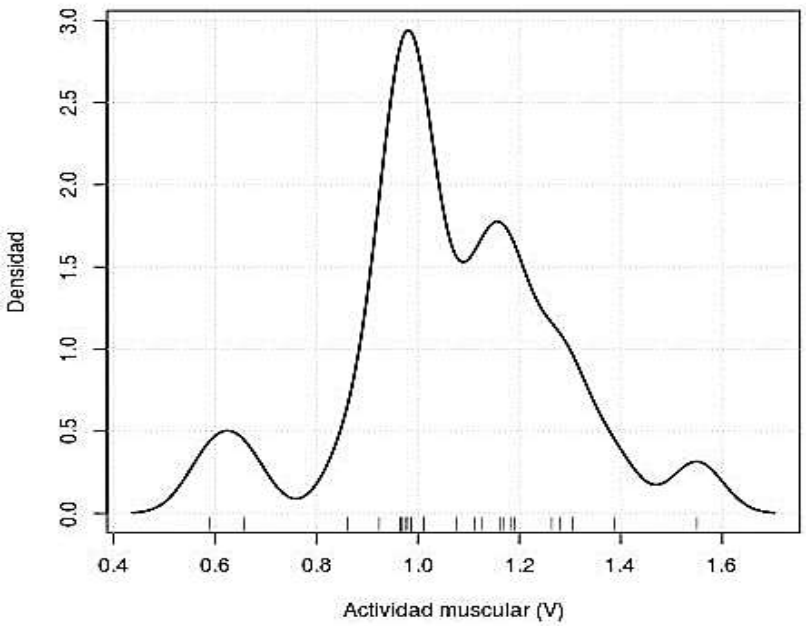


Figura 4.6. Densidad para la actividad muscular en estado de estrés. Fuente: elaboración propia.

Para contrastar la normalidad se utilizó la prueba de Shapiro Wilk con un nivel de significancia de 0.05 (P - valor > 0.05). Donde se plantean las siguientes hipótesis:

H_0: los datos provienen de una distribución normal

H_1: los datos no provienen de una distribución normal

El P- valor en reposo fue de 0.01242, mientras que el P - valor en estrés fue de 0.4742. El P- valor en estado de estrés se sitúa por encima de 0.05 (0.4742 >0.05), aceptamos la hipótesis nula (H_0), lo que significa que los datos se distribuyen siguiendo una distribución normal, mientras que en estado de reposo arroja un P- valor menor a 0.05, lo que significa que los datos no se distribuyen normal.

Para comprobar homocedasticidad se utilizó la prueba de Fisher con un nivel de significancia de 0.05 (P- valor > 0.05). Donde se plantean las siguientes hipótesis:

H_0: las dos muestras presentan varianzas iguales

H_1: las dos muestran presentan varianzas distintas

El p-valor (0, 6341) es mayor que 0,05, por lo tanto aceptamos hipótesis nula (H_0) y podemos afirmar que las dos muestras presentan varianzas iguales.

Adicionalmente, a partir del diseño del experimento se puede verificar que los datos fueron tomados aleatoriamente y no siguen ningún patrón definido, por lo que se puede concluir que son independientes.

Debido a que uno de los supuestos no se cumple (normalidad). Esto sugiere la utilización de pruebas no paramétricas para un análisis de la actividad muscular.

Se desea comprobar si la actividad muscular en el estado de reposo y estrés es distinta, es decir, evaluar si existen diferencias entre dos grupos en una variable. Se tienen dos grupos relacionados o apareados (se miden sobre el mismo ejemplar), donde la actividad muscular se mide dos veces en cada individuo (durante estado de reposo y estrés).

En general, cuando una medida es realizada sobre los mismos sujetos en dos momentos distintos, y no está claro que la variable de interés siga una distribución normal., se puede aplicar el test de Wilcoxon para muestras pareadas. Este test se basa en la mediana en vez de basarse en la media y contrasta la hipótesis nula de que no existen cambios, diferencias o variaciones significativas respecto a la mediana de la variable explicada o dependiente en los dos grupos que se evalúan. Es decir, se contrastan si las medianas de la actividad muscular en ambas condiciones son iguales o no. Para ello se plantean las siguientes hipótesis:

Ho: M estres- M reposo = 0

Ha: M estrés – M reposo ≠ 0

4.5. Resultados

Todos los análisis estadístico se realizaron utilizando RStudio 1.0136 y Rcommander. P-valores por debajo de 0,05 fueron consideradas estadísticamente significativas.

Fueron excluidos de los análisis 3 sujetos por violaciones del protocolo (ojos cerrados, movimientos, etc) dejando n = 25 participantes analizables (13 mujeres, 12 hombres).

Al aplicar la prueba de Wilcoxon se obtuvo un p-valor (0,02027). Por lo anterior, podemos rechazar la hipótesis nula y asumir que existen diferencias en la actividad muscular en estados de reposo y estrés.

La **Tabla 4.1** muestra los resultados de comparar la media de la actividad muscular en estados de reposo y estrés. La actividad muscular media durante el estado de estrés fue mayor en comparación con el estado de reposo, lo cual se había planteado anteriormente como hipótesis

.

Tabla 4.1. Actividad muscular media (en mediana) para la condición de reposo y estrés

Condición	Actividad muscular	
	Media	Desviación estándar
Reposo	0.996064	0.2308093
Estrés	1.067640	0.2092124

4.6. Conclusiones

De los resultados se puede concluir que la inducción de estrés afecta la actividad EMG para el estado de reposo.

La metodología usada en este trabajo puede servir como base para analizar datos experimentales más robustos y definir rangos o intervalos para el estado de reposo y estrés que permitan calibrar el sistema portable.

Se sugiere realizar un análisis de regresión debido a su importancia en la descripción de datos, estimación de parámetros, predicción y control. Esto permitirá definir la mejor combinación de factores con el fin de maximizar la actividad EMG. Y obtener un modelo que permita determinar qué factores afectan la actividad muscular y definir cuál combinación(es) de estos factores es la más influyente a partir de la aplicación de los modelos GAMLSS (*Generalized Additive Models for Location Scale and Shape*) y establecer intervalos de confianza para identificar si un individuo está estresado o no.

En trabajos futuros sería importante aumentar el número de sujetos experimentales para disminuir la incertidumbre en los resultados que arroja la técnica sEMG y así lograr un prototipo más confiable y con un mayor nivel de precisión.

Los autores manifiestan su interés en mejorar el hardware, estableciendo un sistema de autocalibración y desarrollando una plataforma basada en Android como una interfaz gráfica de usuario para el sistema.

Referencias

[1] L. M. Schleifer, T. W. Spalding, S. E. Kerick, J. R. Cram, R. Ley, and B. D. Hatfield, “Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: A focus on EMG gaps during computer work,” *Psychophysiology*, vol. 45, no. 3, pp. 356–365, 2008.

[2] J. Wijsman, B. Grundlehner, J. Penders, and H. Hermens, “Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress,” in *ACM Transactions on Embedded Computing Systems*, 2010, vol. 12, no. 4, pp. 155–163.

[3] D. Roman-Liu, I. Grabarek, P. Bartuzi, and W. Choromański, “The influence of mental load on muscle tension,” *Ergonomics*, vol. 56, no. 7, pp. 1125–33, 2013.

[4] B. S. Zheng, M. Murugappan, S. Yaacob, and S. Murugappan, “Human emotional stress analysis through time domain electromyogram features,” in *2013 IEEE Symposium on Industrial Electronics & Applications*, 2013, pp. 172–177.

[5] R. Luijcks, H. J. Hermens, L. Bodar, C. J. Vossen, J. Van Os, and R. Lousberg, “Experimentally induced stress validated by EMG activity,” *PLoS One*, vol. 9, no. 4, p. e95215, 2014.

[6] I. Elamvazuthi, G. a. Ling, K. a R. K. Nurhanim, P. Vasant, and S. Parasuraman, “Surface electromyography (sEMG) feature extraction based on Daubechies wavelets,” in *Proceedings of the 2013 IEEE 8th Conference on Industrial Electronics and Applications, ICIEA 2013*, 2013, pp. 1492–1495.

[7] F. Wang, Y. Peng, Y. Yang, and P. Zhang, “Automated Discrimination of Gait Patterns Based on sEMG Recognition Using Neural Networks,” in *The 4th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems*, 2014, pp. 225–230.

[8] R. S. Oliveira, R. E. Pedro, H. Bortolotti, R. a. da Silva, T. Abrão, J. M. Altimari, T. V. Camata, a. C. Moraes, and L. R. Altimari, “Spectral analysis of electromyographic signal in supramaximal effort in cycle ergometer using Fourier and Wavelet transforms: a comparative study,” *Rev. Andaluza Med. del Deport.*, vol. 5, no. 2, pp. 48–52, 2012.

[9] X. Zhang, Y. Wang, and R. P. S. Han, “Wavelet Transform Theory and its Application in EMG Signal Processing,” in *Signal Processing*, 2010, no. Fskd, pp. 2234–2238.

[10] G. Wei, F. Tian, G. Tang, and C. Wang, “A Wavelet-Based Method to Predict Muscle Forces From Surface Electromyography Signals in Weightlifting,” *J. Bionic Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 48–58, 2012.

[11] A. Lolure and V. R. Thool, “Wavelet transform based EMG feature extraction and evaluation using scatter graphs,” in *2015 International Conference on Industrial Instrumentation and Control, ICIC 2015*, 2015, no. Icic, pp. 1273–1277.

[12] C. J. Gallego Duque, L. D. Munoz, J. G. Mejia, and E. Delgado Trejos, “Discrete wavelet transform and k-nn classification in EMG signals for diagnosis of neuromuscular disorders,” *2014 19th Symp. Image, Signal Process. Artif. Vision, STSIVA 2014*, 2015.

[13] U. Sahin and F. Sahin, “Pattern recognition with surface EMG signal based wavelet transformation,” *2012 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern.*, pp. 295–300, 2012.

[14] D. K. Kumar, N. D. Pah, and A. Bradley, “Wavelet analysis of surface electromyography to determine muscle fatigue.,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 400–406, 2003.

[15] M. González-Izal, I. Rodríguez-Carreño, A. Malanda, F. Mallor-Giménez, I. Navarro-Amézqueta, E. M. Gorostiaga, and M. Izquierdo, “sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, no. 6, pp. 1097–1106, 2010.

Anexos

Anexo 1. Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Usted está invitado a participar en las actividades propias del **Registro de señales electromiográficas.** Para esta prueba se utilizará electromiografía superficial (sEMG por sus siglas en inglés), la cual es una técnica que permite el estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto de forma **no** invasiva. Proporciona información del músculo de interés a través de una señal bioeléctrica la cual es adquirida por medio de electrodos superficiales.

Objetivo: Colectar información para construir una base de datos de señales sEMG. El tratamiento y análisis de estas señales proporciona herramientas útiles en diversas aplicaciones.
Esta prueba hace parte del trabajo de Maestría en Ingeniería- Automatización Industrial de Isabel Margarita Vega Rodríguez. Departamento de Energía Eléctrica y Automática. Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín.

Su participación es voluntaria y puede decidir la no participación.

Metodología empleada: Si acepta participar, se le pedirá que diligencie algunos cuestionarios y pruebas que buscan recolectar información de interés para este estudio. Adicionalmente se realizarán las siguientes actividades:
- Procedimiento para el registro de la actividad sEMG del músculo del trapecio.
- Procedimiento de normalización.
- Exposición a una serie de estímulos (video clips).
- Registro audiovisual.

Criterios de exclusión
Esta prueba no es dolorosa, generalmente es bien tolerada. A continuación algunos criterios de exclusión:
-Cualquier historia que corresponda a una lesión severa en extremidades superiores, espalda o cuello en los últimos 12 meses.
-Fumadores.
-Diagnosticados con cáncer o tumor.
-Historial de cirugía en la región del cuello o el hombro.
-Lesión en el cuello o región del hombro en las últimas 12 semanas.
-Dolor en el cuello, el hombro o la espalda en los últimos 7 días.
-Trastorno psiquiátrico.
-Fracturas de las extremidades superiores.
-Enfermedades neurológicas o trastornos músculo-esqueléticos.
-Alergias.
-Alteraciones de la coagulación y/o disminución de la circulación de la sangre en la zona a tratar.
-Embarazo, problemas del corazón y diabetes.
-Enfermedades cardiopulmonares.
-Existencia de prótesis, marcapasos.
-Tratamiento farmacológico en la actualidad: No estar en medicación o bajo tratamiento para cualquier enfermedad.
-Infección, heridas abiertas, erupción cutánea.
-Enfermedades como epilepsia.

Es necesario que usted informe cualquier otra situación o circunstancia que no haya sido expuesta anteriormente.

Beneficios para usted y para la sociedad: La información aquí recolectada y las acciones de intervención que se desarrollen, permitirán obtener una base de datos de señales sEMG. A partir de esta información se identificaran patrones, los cuales podrán ser usados en el diagnóstico de enfermedades, acciones terapéuticas, aplicaciones etc.

Personas que tendrán acceso a la información: El profesional responsable del estudio y manejo de la información (Joven investigador y Tutor).

Aspectos económicos: La participación no implica ningún costo económico para usted, ni tampoco se dará ninguna retribución económica por su participación.

Usted puede realizar las preguntas que desee durante el curso del estudio y abandonarlo en cualquier momento. Si esta de cuerdo en participar, firme por favor:

Yo, _____ identificado con CC Nº._____, he leído toda la hoja de información que se me ha entregado, comprendo que mi participación es voluntaria. Estoy de acuerdo y deseo participar libremente en el estudio.

_____ _____

Fecha **Firma del Participante**

Anexo 2. Cuestionario general

DATOS PERSONALES

SUJETO DE PRUEBA

Apellidos: _____ Nombres: _____

Edad: _____ Sexo: _____ Nacionalidad: _____

Mano dominante

Seleccione con una X una única respuesta:

Diestro_____ Zurdo_____ Ambidextro_____

Practica Yoga u otra actividad de meditación

Seleccione con una X una única respuesta:

SI_____ NO_____

Con que frecuencia realiza actividad física

Seleccione con un X una única respuesta:

Nunca____ Casi nunca____ De vez en cuando____ A menudo____ Muy a menudo ____

Ocupación: _____

Anexo 3. Escala de estrés percibido (EEP-10)

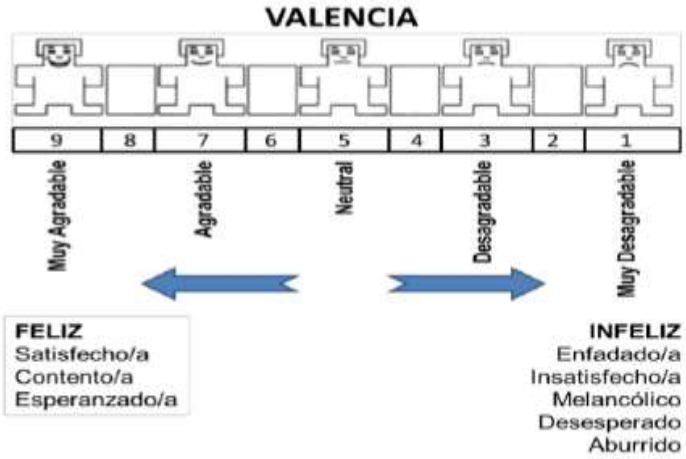
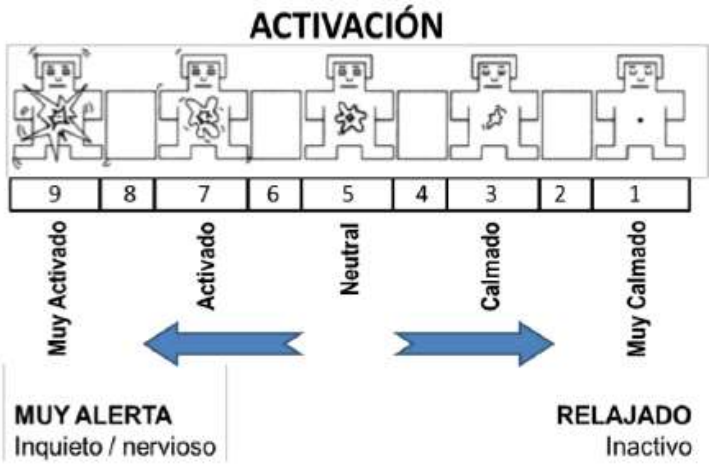
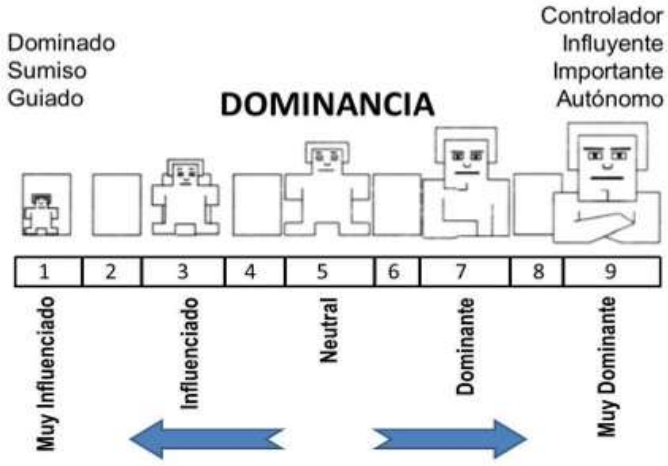
Las preguntas en esta escala hacen referencia a sus sentimientos y pensamientos durante el **último mes**. En cada caso, por favor indique con una "X" cómo usted se ha sentido o ha pensado en cada situación.

Ítems EEP-10	Nunca	Casi nunca	De vez en cuando	A menudo	Muy a menudo
1. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha estado afectado por algo que ha ocurrido inesperadamente?	0	1	2	3	4
2. En el último mes, ¿con qué frecuencia se ha sentido incapaz de controlar las cosas importantes en su vida?	0	1	2	3	4
3. En el último mes, ¿con qué frecuencia se ha sentido nervioso o estresado?	0	1	2	3	4
4. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha estado seguro sobre su capacidad para manejar sus problemas personales?	4	3	2	1	0
5. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha sentido que las cosas le van bien?	4	3	2	1	0
6. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha sentido que no podía afrontar todas las cosas que tenía que hacer?	0	1	2	3	4
7. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha podido controlar las dificultades de su vida?	4	3	2	1	0
8. En el último mes, ¿con que frecuencia se ha sentido que tenía todo bajo control?	4	3	2	1	0
9. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha estado enfadado porque las cosas que le han ocurrido estaban fuera de su control?	0	1	2	3	4
10. En el último mes, ¿con qué frecuencia ha sentido que las dificultades se acumulan tanto que no puede superarlas?	0	1	2	3	4

Anexo 4. Cuestionario de estilos de afrontamiento

(Adaptación del *Ways of coping checklist* – *WCC* de Lazarus y Folkman)

Piense detenidamente en la última ocasión en la que se enfrentó a una dificultad y califique su actuación encerrando en un círculo una sola opción de respuesta		EN GRAN MEDIDA (SI)	EN ALGUNA MEDIDA	DE NINGUNA MANERA (NO)
1	Se criticó y sermoneó a si mismo	3	2	1
2	Guardo para usted sus sentimientos	3	2	1
3	Deseó que ojalá hubiera sido posible cambiar la forma en que se estaba sintiendo	3	2	1
4	Manifestó su enojo a las personas responsables del problema	3	2	1
5	Aceptó la simpatía y comprensión de algunas personas	3	2	1
6	Se culpó por lo ocurrido	3	2	1
7	Elaboró un plan de acción y lo siguió	3	2	1
8	Se dio cuenta que usted fue la causa del problema	3	2	1
9	Soñó o imaginó otro tiempo y otro lugar mejor que el de ese momento	3	2	1
10	Habló con alguien que podía hacer algo concreto por su problema	3	2	1
11	Actuó demasiado pronto y se dejó llevar por su primer impulso	1	2	3
12	Consultó a alguien pariente o amigo y siguió su consejo	3	2	1
13	Ocultó lo mal que estaban las cosas para usted	3	2	1
14	Se mantuvo firme y peleó por lo que quería	3	2	1
15	Deseó ser una persona más fuerte u optimista de lo que es	3	2	1

Anexo 5. Maniquí de autoevaluación (SAM)

Seleccione con una X un valor para cada dimensión, con el fin de valorar la emoción que les provocó el video. La valoración que usted realice puede ser calificada aún con las celdas que no tienen figura (monito) o etiqueta. La calificación se da en el marco de un continuo desde un extremo hasta el otro, por lo tanto, usted puede marcar cualquier casilla que represente de la mejor manera la emoción provocada.