PROGRAMA DE DOCTORADO FORMACIÓN EN LA SOCIEDAD DEL CONOCIMIENTO

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

PROGRAMA DE DOCTORADO:

FORMACION EN LA SOCIEDAD DEL CONOCIMIENTO



DISPOSITIVO AUXILIAR PERSONAL E INTEGRADO PARA EL CONTROL Y MITIGACION DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL AMBITO QUIRURGICO

TESIS DOCTORAL

Jaime Solleiro Rodríguez

DIRECCION DE TESIS:

Juan Antonio Juanes Méndez

Fernando Blaya Haro

Salamanca, 2025

TESIS DOCTORAL

DISPOSITIVO AUXILIAR PERSONAL E INTEGRADO PARA EL CONTROL Y MITIGACION DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL AMBITO QUIRURGICO

Autor:

Jaime Solleiro Rodríguez

Salamanca, 2025

Resumen

La ergonomía ha adquirido una importancia creciente en el entorno laboral, especialmente en trabajos que implican tareas repetitivas y posturas sostenidas. Profesionales como músicos, conductores y cirujanos son particularmente vulnerables a trastornos musculoesqueléticos derivados de estas condiciones. Definida como la ciencia que estudia la relación entre el ser humano y su ambiente de trabajo, la ergonomía abarca aspectos físicos, cognitivos y ambientales, cuya correcta aplicación mejora la salud, el bienestar y la eficiencia de los trabajadores.

En el ámbito de la cirugía laparoscópica, los avances tecnológicos han favorecido a los pacientes, pero han impuesto mayores exigencias posturales a los cirujanos, aumentando la incidencia de fatiga, especialmente en el cuello, los hombros y la espalda. La evaluación postural mediante la metodología REBA revela niveles de riesgo que justifican la implementación de medidas ergonómicas. Ante esta problemática, se plantea la hipótesis de que un dispositivo ergonómico, basado en la integración de un sistema de electromiografía superficial (sEMG) y un dispositivo TENS, contribuirá a reducir de forma no invasiva la fatiga muscular en el músculo trapecio, previniendo así la aparición de patologías musculoesqueléticas a largo plazo. El estudio tiene como objetivo general el desarrollo y validación de dicho dispositivo. De manera específica, busca integrar el sEMG con el TENS, implementar un algoritmo de control capaz de detectar la fatiga y activar la corriente relajante en el momento oportuno, validar experimentalmente su efectividad en una muestra representativa y evaluar su aplicación en entornos con posturas mantenidas, especialmente en cirugía.

La metodología se desarrolla en tres fases. En la primera, se valida la hipótesis utilizando equipos médicos comerciales de alta precisión. En la segunda, se desarrolla el hardware y el software necesarios para probar el sistema en una muestra significativa. Finalmente, en la tercera fase, se obtiene un prototipo mínimo viable. El dispositivo permanece apagado hasta que el usuario lo activa; una vez en funcionamiento, el sEMG recolecta datos de la actividad muscular y, al superar un umbral calibrado, genera una alerta por vibración para que el usuario decida activar el TENS, siempre garantizando que se encuentre en una posición estable. El diseño experimental simula la postura de un cirujano sosteniendo un peso similar al de un instrumento médico. Se realizan ensayos de hasta dos minutos o hasta el fallo muscular, repetidos en varias series con periodos de descanso, comparando las condiciones de activación y no activación del TENS. Los resultados evidencian que la aplicación del TENS retrasa el umbral de fatiga en aproximadamente un 10.5%, reduce la actividad eléctrica de la porción superior del trapecio y prolonga la resistencia muscular tanto en hombres como en mujeres, demostrando la eficacia del dispositivo.

En conclusión, se ha desarrollado una solución funcional, segura y de bajo coste para monitorizar y mitigar la fatiga en trabajos con posturas forzadas. Al integrar tecnologías probadas como el sEMG y el TENS, este dispositivo representa una alternativa práctica a los sistemas mecánicos y abre nuevas posibilidades para la investigación en ergonomía y la prevención de patologías laborales.

Abstract

The growing importance of ergonomics in the workplace is particularly evident in jobs that involve repetitive tasks and sustained postures. Professionals such as musicians, drivers, and surgeons are especially vulnerable to musculoskeletal disorders resulting from these conditions. Ergonomics, defined as the science that studies the relationship between humans and their work environment, encompasses physical, cognitive, and environmental aspects. Its proper application enhances workers' health, well-being, and efficiency.

In the field of laparoscopic surgery, technological advancements have benefited patients but have also imposed greater postural demands on surgeons, increasing the incidence of fatigue, particularly in the neck, shoulders, and back. Postural assessment using the REBA methodology reveals risk levels that justify the implementation of ergonomic interventions.

To address this issue, we propose the hypothesis that an ergonomic device integrating a surface electromyography (sEMG) system and a transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) device will effectively and non-invasively reduce muscle fatigue in the trapezius muscle, thereby preventing long-term musculoskeletal disorders.

The study's primary objective is to develop and validate this device. Specifically, it aims to integrate the sEMG with the TENS system, implement a control algorithm capable of detecting fatigue and activating the relaxing current at the appropriate moment, experimentally validate its effectiveness in a representative sample, and assess its application in environments requiring sustained postures, particularly in surgery.

The methodology is structured into three phases. The first phase validates the hypothesis using high-precision commercial medical equipment. The second phase focuses on developing the necessary hardware and software to test the system in a significant sample. Finally, the third phase results in a minimum viable prototype. The device remains off until manually activated by the user; once operational, the sEMG collects muscle activity data and, upon exceeding a calibrated threshold, generates a vibration alert, allowing the user to decide whether to activate the TENS, ensuring it is applied in a stable position.

The experimental design simulates a surgeon’s posture while holding an instrument of similar weight. Trials last up to two minutes or until muscular failure, repeated across multiple series with rest periods, comparing conditions with and without TENS activation. The results demonstrate that TENS application delays the fatigue threshold by approximately 10.5%, reduces trapezius muscle electrical activity, and prolongs muscular endurance in both men and women, confirming the device’s effectiveness.

In conclusion, a functional, cost-effective, and safe solution has been developed to monitor and mitigate fatigue in occupations requiring sustained postures. By integrating well-established technologies such as sEMG and TENS, this device provides a practical alternative to mechanical systems and opens new avenues for research in ergonomics and occupational disease prevention.

Índice

Índice 8
Declaración de Autoría 11
Agradecimientos 13
1. Introducción 14
2. Estado de la técnica 16
2.1 Métodos de valoración ergonómica 16
2.2 Puestos de trabajo y actuación: legislación aplicable. 18
2.3 Normativa aplicable a productos médicos 21
2.4 Fatiga 24
2.5 Electromiografía (EMG) 26
2.6 Electroestimulación 30
2.7 Estudios previos 32
3. Hipótesis de trabajo y objetivos 34
3.1 Hipótesis de trabajo 34
3.2 Objetivos 38
4. Material y Métodos 39
4.1 Premisas y puntos clave del desarrollo. 39
4.2 Flujograma de funcionamiento del dispositivo 42
4.3 AMFE 44
4.4 Diseño del Ensayo 46
4.5. Muestra 48
4.5.1 Exclusiones 49
4.5.2 Tratamiento de datos 49
4.6 Dispositivos comerciales y componentes utilizados 50
4.6.1 Fase inicial 50
4.6.2 Fase desarrollo 54
4.6.3 Fase producto 68
4.7 Electrónica y programación 70
4.7.1 Fase Inicial 71
4.7.2 Fase desarrollo 76
4.7.3 Fase Producto 99

4.8 Desarrollo del ensayo 106
4.8.1 Fase inicial 106
4.8.2 Fase desarrollo 110
4.8.3 Fase producto 112
4.8.4 Otras consideraciones y limitaciones 113
5. Resultados 114
5.1 Fase inicial 114
5.2 Fase desarrollo 119
5.2.1 Estudio estadístico de la muestra 133
5.3 Fase producto 146
5.4 Otras consideraciones y limitaciones 149
6. Discusión 150
6.1 Limitaciones 152
7. Conclusiones 154
7.1 Desarrollos futuros 155
8. Bibliografía 156
Índice figuras 166
Índice tablas 172
Anexos 173
Congresos internacionales 173
Anexo I 175
Anexo II 185
Anexo III 192
Revistas 202
Anexo IV 203
Formularios 209
Anexo V 209
Anexo VI 214
Anexo VII 218
Programación 220
Anexo VIII 220
Anexo IX 232
Muestra 248
Anexo X 248

Anexo XI.....325
Anexo XII.....340

Declaración de Autoría

Declaro que he redactado el trabajo titulado: "**DISPOSITIVO AUXILIAR PERSONAL E INTEGRADO PARA EL CONTROL Y MITIGACION DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL AMBITO QUIRURGICO**" para la obtención del Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca. Ha sido realizado, de forma autónoma, con la ayuda de mis directores, siguiendo las directrices del artículo 14.1 en su capítulo II del Reglamento de Doctorado de la Universidad de Salamanca, sobre la elaboración y defensa de la Tesis Doctoral.

Los resultados de este trabajo han sido publicados en diferentes congresos y revistas a nivel internacional, con un nivel de impacto del tercer cuartil.

En Salamanca, a veintitrés de Mayo de dos mil veinticinco

F^{do}.: Jaime Solleiro Rodríguez

Agradecimientos

Este trabajo no hubiera sido posible sin mis tutores D. Juan Antonio Juanes Méndez y a D. Fernando Blaya Haro, por poner todo de su parte para que esta tesis se realizara, su dirección y guía, y por todas facilidades que me han prestado durante estos años de estudio. Sin su motivación, esfuerzo, ánimo, y confianza ciega en mi desempeño, no hubiera sido capaz realizar esta tesis. Quiero dar las gracias públicamente a su desempeño en este trabajo, juntos hemos conseguido sacarlo adelante. También, quiero mencionar a D. Roberto D´Amato, por su ayuda al comienzo de mis estudios de doctorado, y las valiosas lecciones que me presentó para poder emprender estos estudios, parte del reconocimiento de esta tesis también es suyo.

Dar también las gracias, a la Universidad de Salamanca, por brindarme la oportunidad de estudiar en su institución y conseguir finalizar mis estudios superiores, y también quiero mencionar al grupo de investigación GRIAL, los cuales siempre han estado prestándome su ayuda. Por otro lado, agradecer a la Universidad Politécnica de Madrid su soporte durante estos años que me ha acompañado como estudiante.

Por último, quería agradecer a mi familia y amigos, por entender este proyecto y los sacrificios que ha supuesto, por su tiempo, su confianza y su fe en mí, sin sus palabras difícilmente hubiera llegado hasta aquí. Quería mencionar especialmente a mis padres y mi hermana, los cuales se han esforzado de forma inimaginable para poder ofrecerme todo lo necesario para que yo pudiera lograr todos los objetivos que me he propuesto, nunca existirán palabras para expresar la gratitud que siento hacia ellos.

A todos, los que me habéis aportado algo para llegar hoy aquí, gracias.

1. Introducción

Es un hecho que la ergonomía en el lugar de trabajo ha cobrado una importancia creciente, especialmente en empleos que implican tareas repetitivas y monótonas. La abundancia de estudios sobre trastornos musculoesqueléticos relacionados con el trabajo [1][2][3], resalta la relevancia y complejidad de este tema, particularmente en lo que respecta a su prevención. A pesar de los avances, aún queda un largo camino por recorrer para lograr resultados satisfactorios en las distintas profesiones afectadas como: músicos [4][5], conductores [6] [7], cirujanos [8][9], montadores [10][11][12], además de cualquier persona que se encuentra sometida a una postura forzada o mantenida durante la realización de su actividad laboral.

Sí atendemos a la definición, la ergonomía está referida a la ciencia que relaciona al hombre con su ambiente de trabajo, a nivel anatómico, psicológico y fisiológico, y que implica consideraciones mecánicas/motoras que pueden afectar al bienestar, eficiencia y salud en un entorno ocupacional [13]. Dentro de la ergonomía en el trabajo es necesario manifestar los diferentes criterios que son tratados dentro de este tema. De forma genérica, puede decirse que existen dos grandes ramas en la ergonomía: la orientada a personas, de ámbito industrial, biomecánico y orientada al trabajo [14], y otra relacionada con aspectos psicológicos [15], como puede ser la atención, la concentración o la carga mental. Junto a estas dos categorías principales, en la actualidad también se habla de ergonomía ambiental [16], que estudia la interacción entre las personas y agentes externos, como la iluminación, el ruido o la temperatura. Por tanto, puede decirse que existe una ergonomía física relacionada con la postura corporal, creando tensión muscular debido a un inadecuado posicionamiento del cuerpo y que está provocada por posturas y repeticiones de movimientos, principalmente, por ejemplo, agacharse a coger una caja de forma incorrecta de forma repetida durante una jornada laboral, cargada la espalda del trabajador. La ergonomía cognitiva, trata la adaptación de los espacios y sus elementos, para evitar la reducción de las habilidades cognitivas de los usuarios. Por ejemplo, se utilizan botones de emergencia en la maquinaria, de un color rojo llamativo, para evitar al usuario tener que buscar y pensar en una situación de estrés debido a una emergencia. Por último, la ergonomía ambiental, no confundir con la higiene industrial relacionada con los riesgos de la actividad, recoge las variables relacionadas principalmente con la percepción visual, la iluminación, el ruido o la temperatura en el lugar de trabajo. De modo que busca satisfacer, mediante el estudio y optimización de estos parámetros, de las necesidades de los usuarios.

Se ha comprobado en diferentes estudios que la carencia de medidas en industria y sector servicios aumenta los gastos relacionados con la salud y reduce los ratios de productividad, además de empeorar la calidad de vida [17].

Sí concretamos en el campo de la cirugía, desde la aparición de la cirugía laparoscópica en los años 90, se han producido grandes avances a nivel paciente [18]. No obstante, estas mejoras han generado nuevas exigencias para los cirujanos, quienes deben mantener posturas prolongadas que pueden provocar molestias y fatiga [19] por ejemplo, diseños inapropiados del

material quirúrgico pueden tener efectos adversos en la eficiencias y bienestar del cirujano [13]. La figura 1 muestra el ejemplo de un quirófano hoy en día.



Figura 1. Equipo de quirófano durante una operación.

En cualquier caso, un factor determinante independientemente del trabajo a realizar es el balance corporal. El cuerpo necesita un control activo de la postura en la mayoría de las situaciones y, cuando esta se mantiene durante largos periodos, es imprescindible un control activo de la postura preciso. En el caso de la cirugía, una postura mantenida está muy relacionada con el malestar, la fatiga y las enfermedades relacionadas [20].

Este trabajo está enmarcado en la prevención y mitigación física, es decir, las técnicas que estudian y pueden ser aplicadas de forma directa sobre las condiciones del sujeto a tratar.

Para poder comprender el desarrollo de esta Tesis Doctoral, se hace necesario conocer el estado del arte de algunos conceptos utilizados, y sin los cuales no sería posible la realización de este trabajo

2. Estado de la técnica

Este apartado presenta las nociones técnicas y precedentes en investigación que permiten interpretar de forma correcta este trabajo.

2.1 Métodos de valoración ergonómica

Entre los distintos métodos de valoración ergonómica desarrollados hasta la actualidad, los métodos observacionales son los más utilizados debido a su facilidad de aplicación y a la relación favorable entre el tiempo empleado y los resultados obtenidos. Entre los más conocidos y aplicados destacan: RULA (Rapid Upper Limb Assessment system) [21], REBA (Rapid Entire Body Assessment) [22], o OWAS (Ovako Working Analysis System) [23]. Además de estos, existen otros estudios realizados mediante tecnologías como análisis por electromiografía, del cual se hablará más adelante, video análisis [24], mapeado [25], o realidad virtual [26], que requieren de un equipamiento más sofisticado y un tratamiento de datos más complejo. Por esta razón, los métodos observacionales siguen siendo una herramienta válida y ampliamente utilizada en la valoración ergonómica, especialmente en una primera aproximación.



Figura 2. Ejemplo comparativo de posturas en simulador de laparoscopia.

Sí entramos en el funcionamiento de cada uno de ellos:

RULA presenta tablas con valores que se asocian a ciertas posiciones del cuerpo, dividida entre las partes generales del cuerpo, cuello, tronco y piernas, así como una división para las extremidades superiores. Mediante dicho sistema de puntuación, se cuantifica el nivel de actuación. RULA es un sistema ampliamente utilizado para estudios de postura y los riesgos producidos en las extremidades superiores del cuerpo [2].

La metodología REBA fue desarrollada inicialmente para poder describir trabajos en medicina, en particular, los trabajos de enfermería. RULA y REBA utilizan sistemas de puntuación referenciados a ángulos de trabajo [27], REBA se basa en el estudio de la postura mediante puntuaciones a cada una de las circunstancias de la postura estudiada, con divisiones del cuerpo casi idénticas a RULA. Pondera los valores mediante tablas para obtener un índice de incidencia en el puesto, pero a diferencia de RULA, valora si el sujeto estudiado está soportando una carga, y en qué condiciones lo hace. REBA ha demostrado sistemáticamente, la necesidad de mejorar los puestos de trabajo y minimizar los factores de riesgo [19] gracias a su sistema de valoración.

En el caso de OWAS fue desarrollado para identificar 72 posturas usadas en diferentes áreas de trabajo, originalmente desarrollado por la empresa OVAKO OY [28] con objeto de conocer la frecuencia y duración de la actividad. Es un método observacional que permite la cuantificación de la carga de trabajo a través del análisis de un experto y las opiniones de miembros experimentados que realizan la actividad estudiada [29]. Su forma de trabajo es muy sencilla, a través de unas posturas prestablecidas para espalda, brazos y piernas se selecciona la combinación que se asemeja más a la postura estudiada, obteniendo una codificación para la postura, que posteriormente es estudiada [30] y que se coloca dentro de una de las 4 categorías de riesgo que recoge el método.

OWAS y REBA están más focalizados en clasificar movimientos por partes del cuerpo, mientras que RULA ofrece mayores datos del tronco y parte superior del cuerpo [31]. Sí comparamos los 3 métodos comentados, REBA presenta la ventaja de que valora la repetición de movimientos, considera posturas estáticas, cargas soportadas y presenta más categorías de niveles de acción, frente a RULA que carece de alguna de estas funciones, y sobre todo OWAS, el primero que fue desarrollado, y que carece de todas estas características mencionadas. Puede considerarse que RULA, de forma generalizada presenta valores más altos de acción ergonómica [31] y esto puede ser provocado por su menor especificidad frente a REBA. De hecho, estos sistemas han sido comparados al mismo tiempo, para interpretar en que situaciones podrían ser de mayor ayuda [32] y generando discusiones interesantes sobre su ámbito de aplicación y vigencia.

Sin embargo, pese al uso extensivo de estas metodologías, su aplicación en algunos análisis presentan limitaciones en cuanto a las posiciones mencionadas [13]. Por ejemplo, las posiciones consideradas en REBA para la muñeca, el codo o el hombro no siempre reflejan con precisión los movimientos reales en ciertas profesiones, como la cirugía, donde las posturas pueden ser más compleja, como la postura mostrada en figura 2. También, existe la limitación del tiempo de exposición a la acción realizada que se estudia [33], por lo que no pueden considerarse valores exactos. Por ello, muchas de estos métodos de valoración se han unido a otras metodologías, como es el caso del video análisis [34] o software, para complementar los resultados obtenidos. Por ejemplo, existen metodologías desarrolladas en realidad virtual, VR,

de entrenamiento, que permiten una simulación de las consideraciones a tratar durante una operación en un entorno simulado [13], y que adicionalmente permiten comprobar la ergonomía del puesto.

En este sentido, diversas investigaciones han desarrollado modelos híbridos de evaluación ergonómica, combinando métodos tradicionales con tecnologías avanzadas. Un caso destacado es la integración de RULA con análisis por electromiografía [18][27]. Estos modelos híbridos permiten hacer una interpretación desde el alto nivel, métodos de valoración ergonómica como RULA, hasta niveles altamente detallados como es el caso de captura inercial de movimientos [35]. Lo que si puede extraerse de este pequeño análisis es que cualquier acción o asistencia activas/pasivas sobre la ergonomía del sujeto estudiado puede provocar una mitigación de los trastornos musculoesqueléticos o TMEs. Esto ha sido demostrado mediante estudios comparativos pre y post aplicación de medidas ergonómicas, donde se ha observado una reducción significativa en los niveles de riesgo para el puesto [36]. Esto es uno de los puntos que van a quedar reflejados en este trabajo, pudiendo pasar de una necesidad, pasando por un estudio detallado de la dolencia, y su posterior mitigación.

2.2 Puestos de trabajo y actuación: legislación aplicable.

Según las últimas estadísticas publicadas por el Gobierno de España, mediante el sistema CEPROSS de la Seguridad Social del Ministerio de inclusión, seguridad social y migraciones (https://www.seg-social.es/wps/portal/wss/internet/EstadisticasPresupuestosEstudios/Estadisticas/EST231/2082), y relativas al año 2021 (último año incluido en las estadísticas), las bajas producidas en nuestro país debido a agentes físicos han supuesto un 86% del total de bajas laborales en nuestro país, datos mostrados en figura 3.

			TOTAL
			TOTAL
2021	Total edad	1 - Enfermedades Profesionales causadas por agentes químicos	487
		2 - Enfermedades Profesionales causadas por agentes físicos	17.636
		3 - Enfermedades Profesionales causadas por agentes biológicos	576
		4 - Enfermedades Profesionales causadas por inhalación de sustancias y agentes no comprendidas en otros apartados	710
		5 - Enfermedades Profesionales de la piel causadas por sustancias y agentes no comprendidos en alguno de los otros apartados	923
		6 - Enfermedades profesionales causadas por agentes carcinógenos	49
		TOTAL	20.381

Figura 3. Estadísticas de bajas laborales en el país durante el año 2021. Fuente: CEPROSS. Ministerio de inclusión, seguridad social y migraciones.

Es por ello, que resulta necesario hablar de los riesgos asociados al trabajo y su incidencia en la sociedad. Para esto, se hace necesario definir los trastornos musculoesqueléticos, o TMEs, los cuales se producen debido a posturas forzadas, movimientos de repetición, manipulación o el

uso de la fuerza durante la realización de una acción. Estos TMEs, pueden afectar a músculos, articulaciones, huesos, tendones, y sistemas nervioso y circulatorio principalmente.

La mayoría de trabajos requieren de una evaluación para conocer las principales dificultades del puesto, y aplicar las acciones preventivas necesarias para que el trabajador pueda realizar su labor de forma óptima para su salud.

Una evaluación ergonómica del puesto debe realizarse cuando ocurren algunas de las situaciones siguientes:

- Posturas forzadas, mantenidas o estáticas. En el tronco, o en las extremidades superiores o inferiores.
- Manipulaciones repetitivas de cargas.
- Cuando se utilizan herramientas que requieren la aplicación de fuerza, o en trabajos en los que el trabajador se encuentra sometido a vibraciones.
- En espacios de trabajo con condiciones ambientales complejas, como es el caso de: sitios poco iluminados, lugares con dimensiones reducidas, sitios con cambios de temperatura o ambientales o acústicos.

De forma general puede decirse, que las zonas más afectadas son, espalda, cuello y hombros, y en menor medida las extremidades superiores, principalmente codos y muñecas. Particularmente, durante la realización de esta investigación, se ha publicado un documento sobre esta temática en el congreso TEEM 2021 en concreto sobre la distribución de estos TMEs en cirujanos de diferentes especialidades [37], y posteriormente se ha realizado una encuesta para conocerlo de primera mano la opinión de cirujanos contrastados, publicada en TEEM 2022, [38], sirviendo como ejemplo de este tipo de dolencias, particularizadas en el ámbito de la medicina.

Sí atendemos a la normativa existente en España respecto al tema, en concreto las normativas asociadas con los riesgos físicos. A través de la búsqueda en el Ministerio de la presidencia, relaciones con las cortes y memoria democrática (https://www.boe.es/buscar/act.php?id=BOE-A-1997-8670), podemos encontrar:

- **Real Decreto 486/1997**, de 14 de abril, por el que se establecen las disposiciones mínimas de seguridad y salud en los lugares de trabajo.
- **Real Decreto 487/1997**, de 14 de abril, sobre disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la manipulación manual de cargas que entrañe riesgos, en particular dorso lumbares, para los trabajadores.
- **Real Decreto 488/1997**, de 14 de abril, sobre disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas al trabajo con equipos que incluyen pantallas de visualización.

- **REAL DECRETO 1215/1997**, de 18 de julio por el que se establecen las disposiciones mínimas de seguridad y salud para la utilización por los trabajadores de los equipos de trabajo.

- **REAL DECRETO 1311/2005**, de 4 de noviembre, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores frente a los riesgos derivados o que puedan derivarse de la exposición a vibraciones mecánicas.

Estos reales decretos quedan recogidos dentro de las siguientes directivas europeas (https://eur-lex.europa.eu/homepage.html):

- **DIRECTIVA 89/654/CEE del Consejo**, de 30 de noviembre de 1989, relativa a las disposiciones mínimas de seguridad y de salud en los lugares de trabajo.

- **DIRECTIVA 90/269/CEE**, de 29 de mayo de 1990, establece las disposiciones mínimas de seguridad y de salud relativas a la manipulación manual de cargas que entrañe riesgos, en particular dorsolumbares, para los trabajadores.

- **DIRECTIVA 90/270/CEE del Consejo**, de 29 de mayo de 1990, referente a las disposiciones mínimas de seguridad y de salud relativas al trabajo con equipos que incluyen pantallas de visualización (quinta Directiva específica con arreglo al apartado 1 del artículo 16 de la Directiva 89/391/CEE).

Estas normativas mostradas tratan, de forma generalizada, la temática de los riesgos asociados al trabajo físico, sin embargo, bajo el Ministerio de Trabajo, y economía social se encuentra el Instituto Nacional de Seguridad y Salud en el trabajo, INSST (https://www.insst.es/) , el cual es el órgano científico técnico especializado en prevención de riesgos laborales, PRL, en España. Este organismo tiene documentación, a modo de notas técnicas de prevención, referidas a puestos de trabajo y evaluaciones ergonómicas, que suponen un estándar de valoración en nuestro país. A continuación, se muestran los documentos de referencia más importantes para el desarrollo de este trabajo:

- **NTP 387:** Evaluación de las condiciones de trabajo: método del análisis ergonómico del puesto de trabajo.

- **NTP 451:** Evaluación de las condiciones de trabajo: métodos generales.

- **NTP 452:** Evaluación de las condiciones de trabajo: carga postural.

- **NTP 601:** Evaluación de las condiciones de trabajo: carga postural. Método REBA (RAPID ENTIRE BODY ASSESSMENT).

- **NTP 622:** Carga postural: técnica goniométrica.

- **NTP 991**: Modelo cinemático y análisis postural de la extremidad superior.

De estos documentos se puede extraer una idea clara de la importancia de la ergonomía en el puesto de trabajo, y la multitud de agentes que afectan a un correcto desempeño de la persona en su puesto de trabajo.

Esta normativa recomienda un sistema de cuantificación ergonómica que permite conocer el grado de incidencia de la actividad sobre la persona. En este sentido, el análisis REBA, enfocado en el ámbito médico, cuantifica la necesidad de acción sobre el trabajo realizado. Dicho análisis será expuesto en detalle en el apartado hipótesis de trabajo del Capítulo 3.

2.3 Normativa aplicable a productos médicos

Sí atendemos a realizar un dispositivo médico, es necesario conocer las implicaciones que tiene la tecnología adoptada y como esta puede afectar a las personas, al entorno, o como puede verse afectada ella misma por agentes externos. Es por ello que en este apartado se exponen las normas requeridas para el desarrollo de un producto destinado a medicina, extraídas de la propia web de normativa española (https://www.une.org/) y transcritas de las normas internacionales, de igual modo se han obtenido las normativas aplicables en territorio español de la Comisión Electrotécnica Internacional, IEC. Además, se ha utilizado del Boletín Oficial del Estado, BOE (https://www.boe.es/) para obtener las transcripciones de directivas de europeas de obligado cumplimiento:

La principal herramienta para el diseño de este tipo de producto es: **Directiva 93/42/EEC** relativa a los dispositivos médicos.

Esta directiva se aplica a los dispositivos y accesorios médicos. En ella se define como producto sanitario “cualquier instrumento, dispositivo, equipo, material u otro artículo, utilizado solo o en combinación, incluidos los programas informáticos que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser utilizado en series humanos con fines de:

- Diagnóstico, prevención, control, tratamiento o alivio de una enfermedad.
- Diagnóstico, control, tratamiento, alivio, o compensación de una lesión o de una deficiencia.
- Investigación, sustitución o modificación de la anatomía o de un proceso fisiológico.
- Regulación de la concepción.

En el caso de este dispositivo, hay que tener en cuenta, que puede considerarse un producto “sanitario activo”, es decir, un producto que depende de una fuente de alimentación externa y distinta de la generada directamente por el cuerpo. Así como un producto “activo terapéutico” por el hecho de sostener, modificar, sustituir o restaurar funciones o estructuras biológicas, y producto “activo para diagnóstico” ya que también está destinado a proporcionar información

para la detección, diagnóstico y control de estados fisiológicos, de salud, o de enfermedades o malformaciones. También, es un producto no invasivo de clase I.

Un dispositivo de Clase I requiere:

Para dispositivos esterilizados y dispositivos con función de medición se debe obtener, antes de su comercialización, la "declaración de conformidad CE" y, a elección del fabricante o representante:

- La "verificación CE" por parte de un organismo notificado.
- La aprobación del "sistema de la calidad de producción" por parte de un organismo notificado.
- La aprobación del "sistema de calidad del producto" por parte de un organismo notificado.

Para otros dispositivos se debe superar el "control de producción interno", es decir, preparar y someter a evaluación toda la documentación técnica que permita la verificación de la conformidad del producto con los requisitos de las directivas.

Si bien, el desarrollo del producto debe estar basado en la normativa de obligado cumplimiento, como es el caso de la directiva anterior, es necesario considerar otras normativas aplicables, que, aunque no sean de obligado cumplimiento si favorecen el desarrollo del producto, y le confieren una serie de características que aportan valor añadido al producto.

- **UNE-EN ISO 6385:2016 (Ratificada)** Principios ergonómicos para el diseño de sistemas de trabajo. (ISO 6385:2016) (Ratificada por AENOR en noviembre de 2016.) Esta norma presenta principios relacionados con el trabajo, los cuales pueden favorecer el diseño.
- **UNE-EN ISO 26800:2011 (Ratificada)** Ergonomía. Enfoque general, principios y conceptos (ISO 26800:2011) (Ratificada por AENOR en enero de 2012.) En este caso es normativa sobre básicos en el diseño ergonómico de productos.
- **UNE-EN ISO 13485:2018** Productos sanitarios. Sistemas de gestión de la calidad. Requisitos para fines reglamentarios. (ISO 13485:2016). (Versión consolidada). En el caso de esta normativa, es una especificación de criterios de calidad establecidos por la ISO 9001, pero particularizada para equipos médicos.
- **UNE-EN ISO 13485:2018/A11:2022** Productos sanitarios. Sistemas de gestión de la calidad. Requisitos para fines reglamentarios. (ISO 13485:2016). Al igual que el caso anterior, es una particularización de la ISO 9002 para dispositivos médicos.
- **UNE-EN ISO 14971:2020** Dispositivos médicos/productos sanitarios (MD). Aplicación de la gestión de riesgos a los MD. (ISO 14971:2019). Dado que es un producto en contacto con personas, es necesario tener una evaluación de riesgos concreta del producto, así

como las acciones preventivas y correctivas ante posibles riesgos. Esta normativa muestra las premisas a seguir en este tipo de dispositivos.

Atendiendo a los componentes a utilizar por este proyecto. Deben cumplirse algunas directrices de diseño generales, que quedan recogidas en las siguientes normativas:

- **UNE-EN 60601-1-11:2015/A1:2021** Equipos electromédicos. Parte 1-11: Requisitos generales para la seguridad básica y el funcionamiento esencial. Norma colateral: Requisitos para el equipo electromédico y el sistema electromédico utilizado para el cuidado en el entorno médico del hogar.

- **UNE-EN 60601-2-40:2019** Equipos electromédicos. Parte 2-40: Requisitos particulares para la seguridad básica y el funcionamiento esencial de los electromiógrafos y equipos de respuesta evocada. Norma horizontal propuesta. (Ratificada por la Asociación Española de Normalización en febrero de 2019).

- **UNE-EN ISO 15223-1:2022** Productos sanitarios. Símbolos a utilizar con la información a suministrar por el fabricante. Parte 1: Requisitos generales. (ISO 15223-1:2021).

Hay que tener en cuenta la compatibilidad electromagnética, ya que es un producto que puede emitir y puede verse afectado por ondas electromagnéticas según ciertas circunstancias. El producto debe cumplir con las siguientes normativas referentes a electromagnetismo:

- **UNE-EN 61000-4-2:2010** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-2: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayo de inmunidad a las descargas electrostáticas.

- **UNE-EN 61000-4-3:2007** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-3: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayos de inmunidad a los campos electromagnéticos, radiados y de radiofrecuencia. (IEC 61000-4-3:2006).

- **UNE-EN 61000-4-4:2013** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-4: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayos de inmunidad a los transitorios eléctricos rápidos en ráfagas.

- **UNE-EN 61000-4-5:2015** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-5: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayos de inmunidad a las ondas de choque.

- **UNE-EN 61000-4-6:2014** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-6: Técnicas de ensayo y de medida. Inmunidad a las perturbaciones conducidas, inducidas por los campos de radiofrecuencia.

- **UNE-EN 61000-4-8:2011** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-8: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayos de inmunidad a los campos magnéticos a frecuencia industrial.

- **UNE-EN 61000-4-11:2005** Compatibilidad electromagnética (CEM). Parte 4-11: Técnicas de ensayo y de medida. Ensayos de inmunidad a los huecos de tensión, interrupciones breves y variaciones de tensión.

Según el Ministerio de Industria, Comercio y Turismo, sí se producto se considerará como un medio de protección individual, EPI, también debería considerarse la normativa relacionada con estos elementos:

- **UNE-EN ISO 13688:2013** Ropa de protección. Requisitos generales.

En el caso de considerarse un producto vestible, y no tener ningún tipo de protección, como, por ejemplo, al agua o a agentes químicos, la aplicación de esta normativa no sería necesaria.

Es importante destacar que tanto las directivas de obligado cumplimiento como las normativas, aunque no sean obligatorias en todos los casos, excluyen de sus requisitos a los productos de investigación clínica y a los prototipos (dispositivos a medida). Esto permite preparar una declaración de conformidad sin necesidad de cumplir con los requisitos exigidos a los productos destinados a su comercialización como producto final. En este contexto, esta cláusula exime al dispositivo desarrollado en esta tesis de requerir el marcado CE, al menos en la fase en la que se encuentra actualmente. Esto se debe a que se considera un producto mínimo viable (MVP), concebido como muestra para ensayos y estudios de viabilidad antes de su posible lanzamiento al mercado.

Por último, dado que se produce un ensayo con este dispositivo, es importante mencionar la Declaración de Helsinki [39] promulgada por la Asociación Médica Mundial (AMM) que presente una propuesta de principios éticos para la investigación con seres humanos, que aunque está centrada en la investigación médica se recomienda seguir a las personas relacionadas con ensayos con personas. Así como las directrices de Buenas Prácticas Clínicas (BPC) ICH E6 de Good Clinical Practice NETWORK [40].

2.4 Fatiga

La fatiga puede definirse de manera sencilla, como la sensación de debilidad en un músculo [41], provocado principalmente por los cambios metabólicos en los músculos y la fallo en el impulso neuronal dentro sistema nervioso central [42]. Esto puede ser provocado por factores centrales o periféricos [41]. En el caso de los factores centrales, estos están relacionados con la activación voluntaria del músculo, mientras que en el caso de los factores periféricos su relación con la fatiga se encuentra en la alteración de la transmisión neuromuscular, y la capacidad de activar el músculo y sus fibras musculares [43].

La fatiga muscular se considera asociada a:

- Cambios en la excitabilidad de la membrana de la fibra muscular y a la propagación de MUAP (Motor Unit Action Potentials).

- Alteración de las condiciones metabólicas del músculo.

- Fallo del acoplamiento entre excitación y contracción de músculo.

Estos elementos, de forma única, o conjuntamente, provocan la incapacidad muscular de poder mantener el nivel de contracción muscular requerido [44].

Se hace necesario conocer qué tipo de músculos existen: Hay tres tipos de tejido muscular: el cardiaco localizado en el corazón y de control involuntario. El tejido liso, situado alrededor de los órganos viscerales huecos, como el hígado o páncreas, también de control involuntario. Y por último, quedan los músculos esqueléticos, los cuales se encuentran rodeando el esqueleto y producen movimiento bajo control voluntario [45].

A su vez, los músculos están compuestos por dos tipos de fibras, aunque esta clasificación puede variar en función de la referencia revisada, cuyas principales diferencias se encuentra a nivel mitocondrial, además del color, volumen, resistencia a la fatiga, capacidad aeróbica, y a la velocidad de contracción [46]:

- Fibras tipo 1 o A, fibras rojas o de contracción lenta: Se activan ante esfuerzos de intensidad media o baja y larga duración.

- Fibras 2, fibras blancas o de contracción rápida: A su vez, estas fibras están divididas en tipo 2a y 2b, cuya principal diferencia es la cantidad de miofilamentos que las componen. Están relacionadas con alta intensidad y corta duración en el caso de las 2b, quedándose las 2a para casos intermedios.

Cada músculo contiene una combinación de estos tipos de fibras, cuya proporción varía según la especialización del músculo y el uso que se le da [47]. Es importante señalar que los tipos de fibras no pueden transformarse en otros, sino que se adaptan en función de la actividad física del individuo [48].

A nivel interno, los miofilamentos formados por actina y miosina, interaccionen entre sí, lo que provoca que los músculos se contraigan o relajen, en función de cómo la miosina y la actina actúan. En el caso de la contracción muscular, los impulsos nerviosos provocan una liberación de iones de calcio (Ca++), que hacen que los miofilamentos de actina formen puentes con los de miosina y se desplacen sobre ellos, acortando la longitud, produciéndose así la contracción del músculo [49]. Por tanto, puede decirse que la fatiga involucra a gran cantidad de procesos fisiológicos como: el sistema motor central, la activación neuromuscular, y el propio proceso químico para generar energía en el músculo [50].

La fatiga se relaciona clásicamente, con fuerza, par y potencia. Debido a la dificultad de medirla de forma directa, se utilizan sistemas de electromiografía, EMG, los cuales permiten evaluar la actividad neuromuscular [43]. Este sistema no tiene una relación directa con la fatiga, por lo que es habitual requerir de modelos matemáticos que estiman y predicen el comportamiento muscular a través de los datos recogidos. En este sentido, una señal EMG es capaz de registrar una actividad neuromuscular, a través del electrodo colocado en la piel, leyendo un impulso eléctrico. Inicialmente, cuando aparece la fatiga, se puede ver un aumento de la amplitud de la señal del EMG [50]. No obstante, debido a la variabilidad entre individuos, los resultados pueden

diferir significativamente [51]. Por otra parte, existe gran complejidad para aislar un movimiento para ser estudiado, ya que la mayoría de los movimientos o contracciones musculares, son dinámicas, es decir, implica a los músculos subyacentes. Durante las contracciones dinámicas el registro de los datos obtenidos se ve afectado por la longitud del músculo y las unidades motoras activas [52]. Es por ello, que las señales que se reciben mediante un EMG, suelen ser irregulares y requieren de filtros.

Atendiendo a un criterio clásico para la lectura de la fatiga [53], estos factores de lectura deben ser considerados:

- Los registros de amplitud y frecuencia en sEMG caen en los niveles máximos de contracción voluntaria.
- La amplitud de señal del sEMG aumenta y la frecuencia disminuye con el tiempo a niveles de fuerza submáximos.
- Las señales de otros músculos pueden distorsionar la lectura.

Una forma de conocer dónde puede producirse fatiga a través de este método, es que la fatiga aparece cuando existe una reducción en la complejidad de la onda obtenida [54].

Lo que queda patente es que el conocimiento de la fatiga tiene una implicación crucial para la rehabilitación y medicina deportiva [55] así como en el descenso en los casos de enfermedades relacionadas con el trabajo. Por tanto, la medición de esta debe ser lo más precisa posible.

2.5 Electromiografía (EMG)

Como se ha dejado entrever en el apartado anterior, el sistema nervioso conduce impulsos eléctricos, comandados por el cerebro, que permiten realizar diferentes acciones asociadas a través de las cadenas musculares [56]. Esta actividad eléctrica, se transmite por todos los tipos de fibras musculares de forma rápida y constante, independientemente del tipo, y con velocidades de transmisión similares [57]. Los sistemas de electromiografía son los encargados de leer, medir y registrar estos impulsos eléctricos, y, a través de un electromiógrafos o software, obtener lecturas y gráficos en tiempo real del proceso que está ocurriendo en el músculo estudiado [56].

Hay dos metodologías principales para poder obtener estas lecturas eléctricas:

- **Electromiografía intramuscular:** Actualmente en desuso, ya que la obtención de la lectura se realiza mediante la inserción de electrodos en forma de aguja en el paciente, de modo que a través de nervios motores y sensoriales así como tejido muscular, se mide la actividad eléctrica [56]. En este caso el rango de lectura de frecuencias de las unidades motora es mucho mayor que en la otra tipología de EMG y con configuraciones del filtro de corte bajo, las interferencias de fuentes mecánicas y el ruido eléctrico

pueden eliminarse registros de los registros obtenidos, aunque no la diafonía [53]. Es decir, el ruido generado por la unión entre superficies, en este caso la aguja y la zona en la que se está realizando la medición. En la práctica se traduce como resultados más concretos. Sin embargo, su práctica puede suponer malestar para el paciente, incluso la necesidad de sedación. Es por ello, que su práctica ha quedado relegada por la electromiografía de superficie.

- **Electromiografía de superficie:** También definida como sEMG en los estudios, la metodología escogida para esta tesis, es una técnica no invasiva que permite registrar la actividad eléctrica del músculo a través de los electrodos colocados en la piel [58]. Esta metodología se utiliza en biomecánica, medicina, ortopedia, fisioterapia, prótesis, exoesqueletos, y diagnósticos médicos. La aplicación de esta metodología es sencilla, si se colocan dos electrodos sobre la superficie del músculo a estudiar, y se activa el músculo, se detecta una señal eléctrica [44]. En este caso, la lectura se realiza con electrodos, normalmente con un área de sensor de plata-cloruro de plata (Ag-Ag/Cl), parecidos a los electrodos del electrocardiógrafo (ECG). En cuanto a su tamaño, es un tema abierto, aunque es común encontrar en la bibliografía electrodos de entre 10 y 20 mm. Este método presenta la contraprestación de mayor ruido en la señal obtenida. Por lo general, suelen contener una zona con gel conductor que facilita dicha adhesión, elimina ruido y mejora la conductividad.

Los valores recogidos por la electromiografía de superficie tienen múltiples factores por los que pueden verse afectados, tal y como quedaron recogidos por R. Merletti en su estudio y la caracterización de la electromiografía de superficie [44]:

Factores geométricos y anatómicos:

- Tamaño, forma y distancia entre electrodos.
- Ubicación de los electrodos respecto a la zona de estudio y las uniones con el músculo.
- Grosor de la piel y capas subcutáneas.
- Desalineación entre las fibras y los electrodos en plano horizontal y vertical.

Factores fisiológicos:

- Tipos de fibra en el músculo y su distribución.
- Número de unidades motoras (UM), tamaño de fibra, número y tipo histológico de unidades motoras.
- Metabolismo del sujeto, pH intramuscular, ionización a través de la membrana de la célula muscular.

- Tipo y nivel de las contracciones musculares del sujeto.
- Media y desviación de los intervalos entre pulsos de Unidades motoras y el grado de sincronización.

Otras fuentes de ruido definidas en la literatura son [59]:

- Estructura del sujeto, tipo y formación de la piel, velocidad del flujo sanguíneo, temperatura de la piel, estructura interna, porcentajes de músculo, grasa, etc.
- El propio ruido generado por el electrodo, del orden de entre 0 Hz hasta varios KHz.
- El propio movimiento del cable, y ente el electrodo y la piel.
- Diafonía o acoplamiento con otros dispositivos cercanos, aunque estas tienen una forma distinta a la lectura del EMG.
- La propia inestabilidad de la señal, entre 0 a 20 Hz, debido a los propios impulsos eléctricos del cuerpo humano.

Estos factores también han sido descritos como artefactos, y pueden encuadrarse dentro de las siguientes: Instrumentación utilizada, eliminación de ruido eléctrico mediante filtrado de la señal, artefactos mecánicos, lentos o rápidos, que pueden tener como origen el movimiento, voluntario o no, y por lo general no exceden 30 Hz debido al hecho de que los tejidos corporales no pueden oscilar a frecuencias más altas. Artefactos de estímulo como puede ser el movimiento dinámico, diafonía debido a la superficie de contacto, precisión del sistema utilizado en la medición, la biorretroalimentación, cuantificación de los resultados obtenidos, teniendo como parámetros clave en la amplitud, duración y frecuencia Por último, la estandarización de resultados, respecto al individuo, con varias tomas de datos, y sobre la muestra, si la hubiera [53].

En los inicios de la electromiografía, la interpretación de las lecturas se realizaba de manera cualitativa, basándose en la experiencia del experto a cargo del dispositivo. Esto generaba discrepancias sobre el inicio y la evolución de la fatiga [57]. Con el tiempo, se han desarrollado criterios de normalización para garantizar mediciones más precisas y comparables. Esto, unido a los factores que implica la lectura mediante electromiografía superficial, han dado como resultado que el estudio de la onda obtenida, sea habitualmente filtrado y aislado mediante diferentes metodologías, en el dominio de la amplitud de onda, mediante valores de ventana de media móvil (SMA), o valor cuadrático medio (RMS), que utilizan los cambios en la amplitud con el tiempo, realizando puntos de control en torno a los 100 ms, para detectar fatiga cuando la amplitud de la onda aumenta [55] también es utilizado el valor medio rectificado (ARV) [44]. Al igual que puede utilizarse el dominio de la frecuencia, con metodologías como MPF o MDF [60]. La amplitud, la duración y la frecuencia de las señales sEMG son características importantes del

registro EMG, las señales sin procesar deben modificarse, utilizando rectificación de onda completa y filtrado de corte alto [53].

En cuanto al posicionamiento, distancias y criterios de uso de estos dispositivos, en Europa se creó el Proyecto SENIAM, Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, en 1996. Su objetivo era estandarizar el uso de la electromiografía superficial para integrar la investigación biomédica en toda la comunidad europea y facilitar el intercambio de datos entre profesionales. SENIAM también ha desarrollado una guía ilustrada para la colocación estandarizada de electrodos en 27 sitios musculares [61], convirtiéndose en un referente en estudios de electromiografía y en el desarrollo de esta tesis.

A continuación, se muestra la siguiente figura 4, extraída de la literatura [59] que recoge una gráfica con tipos de onda EMG y ondas rectificadas de la misma señal mediante diferentes tecnologías.

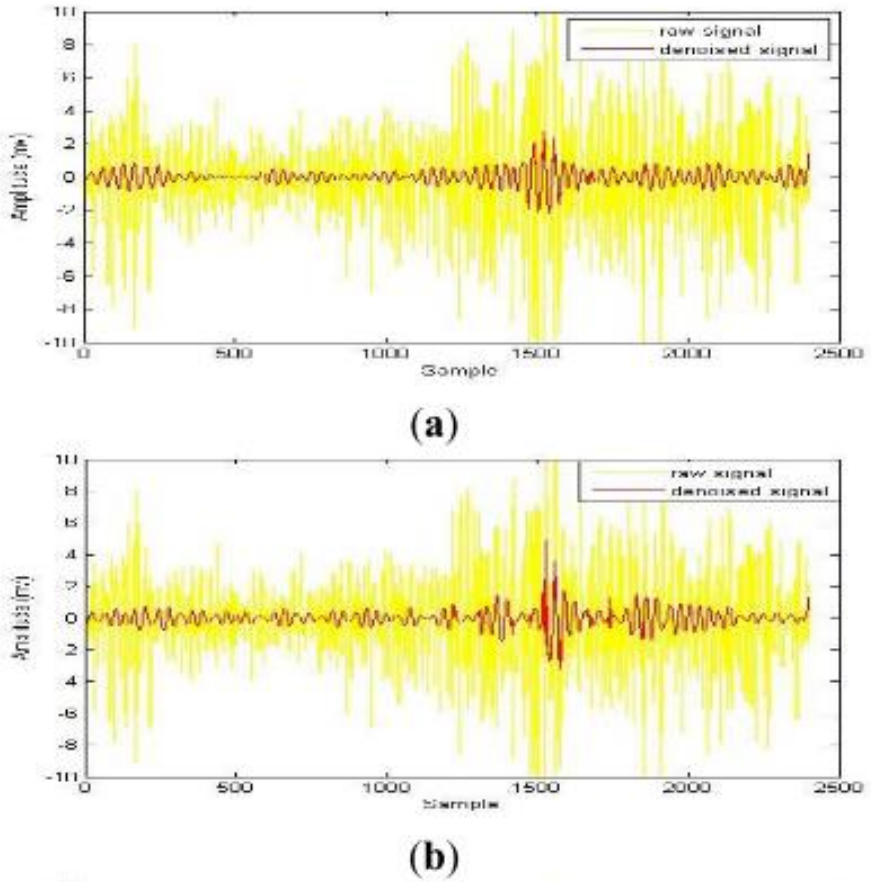


Figura 4. Extracto figura 2 señales EMG documento Surface Electromyography Signal Processing and Classification

2.6 Electroestimulación

Desde el descubrimiento de la electricidad, se ha explorado su utilización en el cuerpo humano. La historia de la electroterapia comienza con Guillaume Duchenne en 1855, quien definió por primera vez que la corriente alterna, a diferencia de la corriente continua, produce contracciones musculares debido a las características de la onda utilizada [62]. Este descubrimiento permitió más tarde la definición de la electromiografía como el estudio de la actividad de la unidad motora [62].

El enfoque de esta tesis se centra en la estimulación nerviosa eléctrica transcutánea TENS, una intervención no farmacológica que activa una red neuronal compleja para reducir el dolor. Esto se logra mediante la activación de sistemas inhibitorios descendentes en el sistema nervioso central, lo que ayuda a disminuir la hiperalgesia [63]**.** Como se ha mencionado en la definición anterior, la estimulación eléctrica afecta principalmente a los nervios [62]. Cuando la corriente eléctrica pasa a través de los tejidos, los nervios se despolarizan, lo que provoca que se "recuperen" [64]. De este modo, la electroestimulación puede activar distintos tipos de fibras nerviosas, creando una red neuronal que contribuye a la reducción del dolor [63]. Esta aplicación de voltaje, en términos ilustrativos, promedia unos 70 mV, aunque puede llegar hasta 90 o 100 mV en los nervios, manteniéndose el aspecto interno celular en un estado más negativo en comparación con el entorno extracelular [64]. Estos voltajes implican una reacción del sistema nervioso, que, en metodologías TENS de alta frecuencia aumenta la concentración de β-endorfinas en el torrente sanguíneo y el líquido cefalorraquídeo, y metionina-encefalina en el líquido cefalorraquídeo, en sujetos humanos [63] produciendo un efecto de analgesia, y que en el caso del uso de la baja frecuencia en TENS, se reduce la hiperalgesia mediante el bloqueo de los receptores opioides μ en la médula espinal o la RVM o la médula espinal, y mediante la transmisión sináptica en el ventrolateral [63]. Este hecho demuestra que, dependiendo de los parámetros de onda, los estímulos son procesados de manera diferente por el cuerpo humano, lo que genera respuestas distintas en los tratamientos. Esto, a su vez, da lugar a diversas aplicaciones médicas como el manejo del dolor, el tratamiento de disfunciones neuromusculares, la rehabilitación de la movilidad articular y la reparación de tejidos [62].

Cabe destacar que, cerca del 18% de la población adulta de los Estados Unidos tiene dolores musculares a diario, o ha sufrido de ellos en los últimos tres meses [65] pudiendo la electroestimulación ser un potencial tratamiento, con una mejor guía médica y una mayor precisión en la técnica.

Una vez conocido el funcionamiento interno, se hace necesario conocer las tipologías que existen de electroestimulación nerviosa transcutánea según la aplicación:

- Corriente de Kotz: Su objetivo es potenciar los músculos, incrementando tanto el tamaño como la resistencia de las fibras estimuladas. Esta modalidad utiliza ondas rectangulares bipolares de alta frecuencia y es comúnmente empleada en la práctica deportiva debido a sus cualidades.

- Electro Estimulación Neuro Muscular, NMES: Se utiliza para mantener la masa y la fuerza muscular en personas con poca o nula movilidad. Al igual que la tipología anterior, la frecuencia de estimulación y la intensidad varían según el paciente, su nivel motor y la respuesta al tratamiento.

- Electro Estimulación Funcional, FES: Su propósito es generar movimientos en cadenas musculares mediante impulsos, lo que implica una mayor complejidad. Su principal aplicación es en rehabilitación o en personas con problemas de movilidad. A través de las contracciones musculares inducidas, se busca crear movimientos que imiten la biomecánica natural del cuerpo.

Otro criterio habitual es dividir los sistemas TENS por frecuencias, aunque no existe una literatura clara sobre los varemos a considerar, y fluctúa con cada referencia bibliográfica, puede decirse que:

- Convencional, de baja intensidad y alta frecuencia (60-100 Hz).

- De alta intensidad y baja frecuencia (menos de 10 Hz).

Existe una amplia mayoría de opiniones a favor de utilizar ondas cuadradas simétricas para los tratamientos con este tipo de aparatos. Siendo muy comunes para uso en rehabilitación [62]. Estas ondas vienen definidas por la amplitud del pulso (mA), la frecuencia (pulsos por segundo - pps), el ancho o duración del pulso (µs) y como ya ha sido mencionado antes por el patrón de onda. Jugando con estos valores es posible el tratamiento mediante esta metodología. Sin embargo, esto presenta ciertos desafíos, similares a los que se encuentran en los sEMG, y requiere ensayos para evaluar su eficacia. Se ha informado que, dependiendo del estado del tejido, algunas frecuencias pueden ser eficaces al irritar el tejido, pero tienen menos efecto en los estados crónicos o no irritables. Es evidente que la frecuencia óptima puede estar relacionada con el tipo de tejido [64]. El uso de TENS como herramienta para aliviar el dolor también depende de factores individuales, como la constitución del sujeto, la zona a tratar, entre otros. Además, existen múltiples combinaciones de parámetros que pueden influir en cada dosis aplicada. La ventana entre amplitud y frecuencia sugiere que hay varias formas de no lograr la dosis óptima, y es posible ajustar tanto la amplitud como la frecuencia correctamente para cada dosis, pero perder la combinación ideal de ambos parámetros [64].

Estas ondas, son generadas por pequeños dispositivos portátiles para lograr la estimulación de los nervios a través de la piel con el objetivo de reducir la experiencia del dolor [65]**.** Estos dispositivos suministran la corriente alterna a través de electrodos cutáneos colocados cerca del área del dolor. Los parámetros de frecuencia de pulso e intensidad de pulso son ajustables desde el propio dispositivo [63]**.** Habiendo tres factores clave relacionados con su eficacia: la tolerancia a TENS repetidos, dada su cualidad para liberar endorfinas en el cuerpo la intensidad de la estimulación, la cual Puede provocar sobrecargas en músculos fatigados músculo durante el entrenamiento de fuerza [62] y la colocación de los electrodos [63], en ocasiones, también se utilizan los puntos de acupuntura para el tratamiento. Por esto, aunque su uso se traduce en un alivio del dolor de forma casi inmediata [66]. Por ejemplo, el uso de TENS de alta intensidad se ha descubierto como una alternativa a los requisitos posoperatorios de opioides y los efectos secundarios negativos de los opioides [63], pero también hay estudios que sugieren lo contrario,

sugiriendo su uso como una solución a largo plazo para una condición a largo plazo, lo que arroja dudas sobre la relevancia de los datos recopilados después del uso a corto plazo [65]. Esto es debido al mal entendimiento de las prácticas, y a la diversidad de parámetros controlables. Lo que ha llevado a pensar que la tecnología TENS no se ha sometido a una evaluación clínica suficientemente estricta y rigurosa [66], aunque estos sistemas están lejos de ser un descubrimiento reciente, y su valor y seguridad estén bien establecidos [65], se necesita investigación adicional para determinar si la TENS tiene efectos específicos de los estímulos mecánicos más allá de la reducción del dolor y mejorará los niveles de actividad, la función y la calidad de vida [63].

Cabe señalar que existe un gran potencial para usar TENS en la rehabilitación de la hemofilia, como herramienta para examinar y tratar la disfunción muscular [62]. TENS es fácil de usar, portátil, autoadministrable y económico [66]. Si finalmente se confirma su eficacia y seguridad, podría ser una opción valiosa para quienes padecen dolor persistente [65].

2.7 Estudios previos

Durante el desarrollo de esta tesis, se ha investigado en profundidad el estado actual de la técnica en dispositivos y prototipos diseñados para mejorar las condiciones ergonómicas en el trabajo, especialmente en cirugía. Numerosos investigadores han explorado soluciones para optimizar el entorno laboral, particularmente en la industria [67], mediante el uso de exoesqueletos y herramientas asistenciales. Estas tecnologías se han aplicado principalmente en tareas repetitivas y en el ámbito médico, con un enfoque especial en cirugía [68][69][70][71][72][73][74], dónde las posturas mantenidas o forzadas provocan la mayoría de las bajas laborales de la actividad.

Si bien se han desarrollado diversas soluciones ergonómicas, muchas han tenido una utilidad práctica limitada y una baja difusión, principalmente debido a la diversidad de procedimientos quirúrgicos y técnicas operatorias, lo que dificulta su implementación generalizada. La mayoría de los dispositivos han estado orientados a asistir al cirujano, mejorando su postura y reduciendo la fatiga muscular derivada de posturas prolongadas. Sin embargo, estos desarrollos han resultado poco prácticos dentro del quirófano. Aun así, han servido para resaltar la necesidad de mejoras ergonómicas en los entornos de trabajo.

Por otro lado, se han desarrollado multitud de ensayos con sensores adosados al cuerpo, con el objetivo de conocer parámetros diversos como: constantes vitales, parámetros de fatiga, medición de esfuerzos, o con fines relacionados con la rehabilitación de pacientes [75][76][77][78][79][80][81], siendo posiblemente el método más usado para la obtención de datos del sujeto a estudio, la electromiografía superficial, sEMG.

Asimismo, se ha investigado el uso de tecnologías de estimulación muscular para el tratamiento de dolencias, especialmente en enfermedades crónicas y el control del dolor [82][83][63][84][85][86][87]. Además, se han desarrollado dispositivos de bajo coste para el

tratamiento de estas afecciones mediante TENS, [88][89][90] así como electromiógrafos de bajo coste destinados a aplicaciones en bioingeniería y wearables [91][92][93][94][95][96].

Sin embargo, no se han identificado estudios que integren ambos elementos para obtener datos de forma pasiva y actuar activamente cuando el usuario se acerca al punto de fatiga muscular. Este trabajo aborda la problemática desde un enfoque innovador: la detección y mitigación de los efectos de la fatiga de manera activa, en lugar de la mera prevención a través de medidas correctoras. En este caso, se busca proporcionar una respuesta en forma de onda relajante que ayude a reducir la fatiga muscular y sus efectos adversos en el trabajo.

Adicionalmente a lo anteriormente comentado, esta Tesis de Doctorado ha llevado consigo la publicación de algunos documentos relacionados con esta temática y su desarrollo, los cuales se presentan a continuación por orden cronológico de presentación en congresos internacionales y revistas, y que pueden encontrarse completos en el apartado anexos de este trabajo, los cuales, han sido la base para desarrollar esta investigación de nuevas metodologías para el tratamiento de la fatiga.

Publicaciones en congresos internacionales:

- TEEM'20: Eighth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2020
  “Ergonomics in surgical environments”

- TEEM'21: Technologhical Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2021
  “Operating room & surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders”

- TEEM'22: Technologhical Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2022
  “Analysis of ergonomic aspects in the surgery field: Surgeons´ appraisals”

Publicaciones en revistas:

- Clinics, 79 (2024) 100439. Pp1-5. 1807-5932/© 2024 HCFMUSP.
  “Ergonomic appraisals in operating rooms”

3. Hipótesis de trabajo y objetivos

En este capítulo se plantea la hipótesis de trabajo que ha sido desarrollada durante esta Tesis, así como los objetivos a alcanzar derivados de dicha hipótesis.

3.1 Hipótesis de trabajo

Cómo se ha mostrado en el apartado 2.2 Puestos de trabajo y actuación: legislación aplicable del Capítulo 1 de esta Tesis. Sí aplicamos la metodología REBA al puesto de un cirujano que practica cirugía laparoscópica, podremos reconocer el nivel de actuación ergonómica necesario en el puesto, y con ello, justificar la necesidad de intervenciones ergonómicas en el entorno laboral.

Los objetivos de este sistema de medición, definidos en 2001 por Sue Hignett y Lynn McAtamney [22], permiten:

- Obtener un análisis postural en multitud de tareas.
- Dividir el cuerpo en segmentos, y cuantificarlo de forma individual.
- Llevar un sistema de puntuación, para posturas estáticas, dinámicas y posturas inestables.
- Reflejar el agarre de cargas.
- Dar un nivel de acción, indicando su urgencia.

Mediante la realización de una hoja de toma de datos, apoyada en unas tablas con valores tabulados incluidos en [22], se obtiene una puntuación, la cual da el nivel de actuación necesario.

La figura 5, muestra una postura habitual durante el desarrollo de una cirugía, a partir de esta imagen, podemos realizar estas mediciones, y contrastarlas con los datos obtenidos en otros estudios similares.

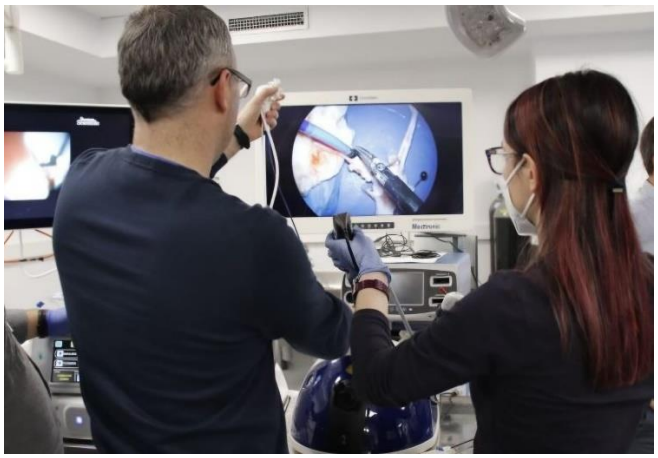


Figura 5. Posicionamiento del cuerpo durante la práctica de cirugía laparoscópica

A continuación, se realiza este análisis y se exponen los valores obtenidos junto con su interpretación. La figura 6, muestra la tabla de datos obtenida, después de aplicar la metodología REBA.

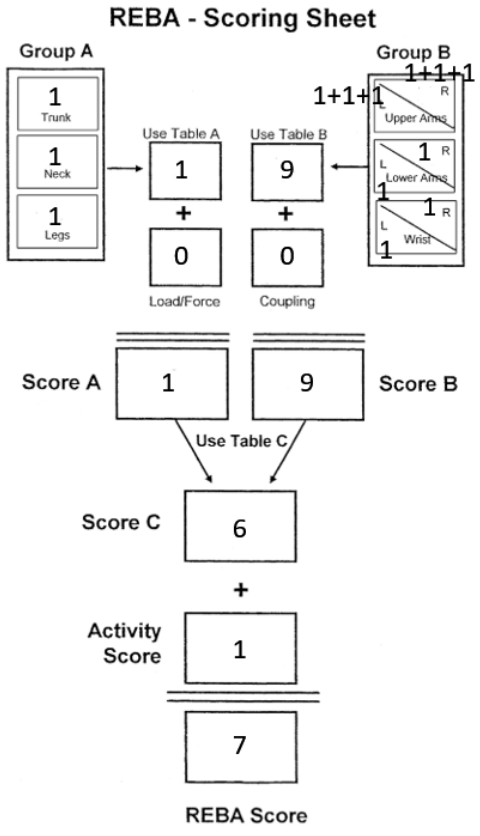


Figura 6. Datos valoración ergonómica obtenidos para postura mostrada en figura 5.

Es necesario explicar cómo se consiguen las valoraciones para cada caja de puntuación del sistema. En primer lugar, el grupo A, que se obtiene de tablas, recoge las posibles posiciones para las partes del cuerpo, en concreto, se interpreta, que habitualmente el cirujano se

encuentra en postura erguida, 1 punto, que el cuello se encuentra entre 0° y 20°, 1 punto, y las piernas se encuentran rectas, sin ningún tipo de flexión, 1 punto. Se descarta torcer el tronco, cuello, o posiciones reclinadas en las piernas, lo cual provocaría sumar puntos en las cajas de valoración. Utilizando una tabla que pondera estos valores, se obtiene un valor de 1, al que no hay que sumar ningún otro punto, ya que las cargas que debe soportar el cirujano se encuentran por debajo de los 5Kg. Con estos valores obtenemos la puntuación A.

Por otro lado, para cada brazo, se considera una puntuación de 1 punto para extensión o flexión entre 0° y 20°, además de 1 punto por aducción o rotación y 1 punto por alzar el brazo a través del hombro. En el caso del antebrazo, recibe un punto con encontrarse flexionado entre 60° y 100°, y para el caso de la mano otro punto por estar en flexión o extensión entre 0° y 15°. Igual que en el caso anterior, mediante una tabla, se saca un valor de ponderación, en este caso 9, al que se le añaden 0 puntos, debido a los agarres que debe utilizar el cirujano, los cuales suelen ser adaptados y no suponen un problema complejo, de esta forma se obtiene el valor de puntuación B.

Por último, mediante otra tabla de ponderación se obtiene el valor de 6 puntos, al que se añade 1 punto adicional, debido a que otras partes del cuerpo se pueden encontrar estáticas por más de 1 minuto. Obteniendo un valor total de 7 puntos en el método de valoración ergonómica REBA.

¿Qué significa este valor? Si atendemos al criterio descrito en el método REBA, obtener un valor total de entre 4 y 7 puntos, equivale a un nivel de acción 3, es decir, es necesario realizar acciones ergonómicas sobre el puesto. Este valor es fácilmente contrastable con otras investigaciones en cirugía que han tratado el tema de valoración, como son los casos [97][98][99][100][19], los cuales, muestran en diferentes especialidades, valores comprendidos entre 5 y 9, los que puede considerarse cercano al valor obtenido por este trabajo, ya que supondría niveles de acción 3 o 4, es decir acciones necesaria o acción necesaria pronto.

Parece evidente la necesidad de desarrollar nuevas soluciones ergonómicas que favorezcan la actividad de cirujanos y otros profesionales que realizan tareas con posturas mantenidas, reduciendo la fatiga muscular.

Puesto que el sistema REBA valora el posicionamiento del cuerpo, se hace necesario encontrar los puntos dónde es necesaria la intervención ergonómica. Para ello, se muestran valores recogidos por estudios sobre las dificultades físicas que se encuentran los cirujanos cuando se encuentran dentro de un quirófano y que ya fueron mencionados en el Congreso TEEM 2021 por este grupo de trabajo [37]. Realizando una breve revisión bibliográfica, se encuentran datos como los siguientes:

Epstein. S. 2018. [101] recoge TMEs en cirujanos e intervencionistas, haciendo foco en las áreas de mayor desarrollo de dolencias: cuello, 52%, hombros, 59%, espalda, 39% y extremidades superiores, 65%. Lavé. A. 2020. [102] mediante encuesta, obtiene datos de quejas de cirujanos en neurocirugía en las áreas de: zona lumbar con un 62%, cuello, un 59%, y dolor en hombros sufrido por un 49% de los encuestados. Zahiri. H. 2019. [103] recoge en su estudio: fatiga, estrés y dolor hasta en un 87% de los cirujanos que realizan cirugía laparoscópica, así como dolor de espalda y miembros superiores para cirujanos que practican cirugía robótica, hasta en un 41.2% de ellos. Lakhiani. C. 2018. [104] basando su estudio en microcirugías, reporta que hasta un 87%

de cirujanos en su muestra, que practican cirugía laparoscópica, general y oftálmica, que tienen problemas en cuello y hombros. Hasta un 72% de los profesionales en otorrinolaringología presentan dolor de espalda y cuello. Y hasta un 84% de los cirujanos que se dedican a la ortopedia sufren síntomas de TME durante la realización de su trabajo. Alhusuny.A. 2020. [105] presenta datos de fatiga, estrés físico y malestar experimentado por cirujanos en: cuello, hombros, zona lumbar, dedos, muñecas, brazos, cabeza y pies. Siendo severo en cuello y hombros. Dalager. T. 2017. [3] muestra evidencias de que los cirujanos que realizan cirugía robótica se encuentran más expuestos a tener problemas en el cuello, mientras que los cirujanos que realizan cirugía laparoscópica convencional suelen tener mayores problemas en la zona superior de la espalda. Hubert. N. 2013. [106] soporta evidencias de que, en cirugía laparoscópica, se produce una mayor actividad muscular en el trapecio y en músculo sacroespinal, que en otros tipos de cirugía. Dalager. T. 2017. [107] vuelve a hablar en un nuevo artículo de que los profesionales de radiología en un 80% de la muestra consultada, reportan malestar en cuello, hombros y espalda. Por último, Stucky. C. 2018. [108] reporta datos sobre dolor en espalda, 50%, en cuello, el 48% y en brazos y hombros, en un 43% de su muestra.

Conociendo todo lo expuesto anteriormente, puede afirmarse que la zona del cuello, espalda y hombros son las zonas que recibe más quejas por parte de los profesionales de la cirugía. En este sentido, uno de los músculos que une estas áreas del cuerpo, es el trapecio. Este, es un músculo superficial, dividido en tres partes, dirigidas a cuello, hombro y espalda, y está encargado de la elevación del hombro y escápula, mediante las fibras musculares superiores, realizar aducción mediante sus fibras medias, y de rotar mediante sus fibras inferiores. Por tanto, se considera un músculo vital para el estudio de la fatiga en las zonas más afectadas por los cirujanos.

Basado en precedentes y estudios previos mostrados en el Capítulo 2, este trabajo propone el desarrollo de un dispositivo centrado en el usuario, sin requerir entrenamiento o adaptación complejos ni limitar su movilidad. Diseñado como una solución real para trabajadores que realizan tareas repetitivas o mantenidas, busca reducir la fatiga muscular derivada de la postura durante la actividad. Su eficacia se evaluará en una muestra representativa, enfocándose en la porción superior del trapecio, una zona crítica ya estudiada en publicaciones previas propias [38][109].

Todo lo mencionado anteriormente, nos hace plantear la siguiente hipótesis:

- El desarrollo de un dispositivo ergonómico adaptado al usuario, en lugar de soluciones correctivas convencionales, permitiría reducir la fatiga muscular en cirujanos que operan con posturas mantenidas, de forma no invasiva, previniendo así la aparición de patologías musculoesqueléticas a largo plazo.

- La implementación de un sistema de valoración e intervención temprana basado en mediciones en tiempo real permitirá mitigar la fatiga muscular antes de que se convierta en una patología, abordando de manera efectiva las dolencias más comunes en cirujanos.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, se plantean los siguientes objetivos que delimitan el alcance de este trabajo de Tesis Doctoral.

3.2 Objetivos

Objetivo general:

Desarrollar y validar un dispositivo que permita la detección y mitigación de la fatiga muscular mediante la integración de un sistema de electromiografía superficial (sEMG) con un dispositivo TENS, que contribuya a la prevención de patologías musculares derivadas de posturas repetitivas y mantenidas, especialmente en el ámbito quirúrgico.

Objetivos específicos

1. Desarrollar el dispositivo integrando un sistema de electromiografía superficial (sEMG) con un dispositivo TENS para detectar y mitigar la fatiga muscular.

2. Implementar la lógica de funcionamiento, incluyendo la detección de fatiga, activación de la onda relajante en el momento adecuado y desarrollo del algoritmo de control.

3. Validar la efectividad del sistema mediante pruebas experimentales, estudios muestrales y análisis de datos.

4. Aplicar el dispositivo en la prevención de patologías musculares en entornos laborales con posturas repetitivas, especialmente en el ámbito quirúrgico.

4. Material y Métodos

En este apartado se presenta la metodología desarrollada en esta Tesis Doctoral. Para un mejor entendimiento, este capítulo recoge varios apartados que se encuentran divididos por 3 fases claramente diferenciadas:

- **Fase Inicial:** Donde se recogieron las partes del trabajo que hacen posible y validan la hipótesis de trabajo inicial.
- **Fase Desarrollo:** En esta fase se recolectó mayormente el trabajo propio de desarrollo, así como su desempeño electrónico, estudio y validación en muestra, etc.
- **Fase Producto:** En esta parte se planteó el producto mínimo viable, y sus posibles usos.

4.1 Premisas y puntos clave del desarrollo.

Atendiendo a los objetivos presentados en el apartado Hipótesis de trabajo y objetivos del Capítulo 3, se hizo necesario detallar algunos conceptos que eran necesarios para el desarrollo de esta Tesis Doctoral.

- Para realizar un ensayo que pruebe la hipótesis planteada, fue necesario crear un dispositivo que controle dispositivos sEMG y TENS comerciales.

- Se requirió controlar de forma precisa la señal recibida por sEMG, ya que es la encargada de evaluar la fatiga. Este control tuvo que hacerse compatible con el desarrollo de un prototipo funcional.

- TENS sólo puede funcionar bajo criterio del usuario del dispositivo final.

- Las dimensiones del dispositivo deben ser reducidas, puesto que se pensó en algo portable por el propio usuario a estudiar.

- Se debió desarrollar un dispositivo autónomo, sin necesidad de fuente de alimentación adicionales.

La figura 7, muestra una pequeña representación del concepto.

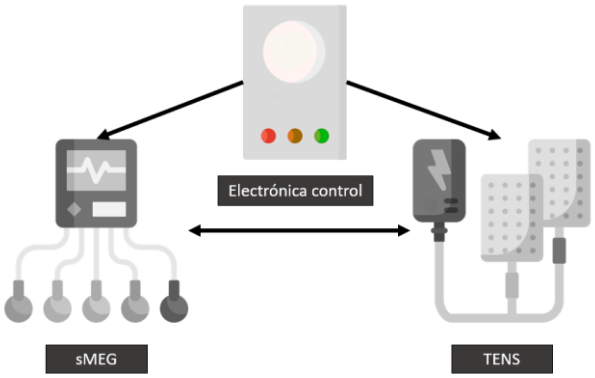


Figura 7. Esquema de dispositivo alto nivel

El desarrollo de este tipo de dispositivos entraña una serie de riesgos eléctricos que se presentan a continuación y que fueron tenidos en consideración a la hora de desarrollar el diseño electrónico:

- La resistencia eléctrica del cuerpo humano está estipulado entre los 500 y los 3000 Ohmios según el sujeto, sin embargo, el reglamento de baja tensión cifra este valor en 2500 Ohmios [110], valor máximo de referencia para este desarrollo. Este hecho implica que el sistema debe permitir controlar de forma manual la intensidad de corriente que pasa por el cuerpo, puesto que como fue explicado en el capítulo 2 de esta tesis, apartado de electromiografía, este valor es altamente variable debido a las condiciones del sujeto: tipología de piel, composición de fibras musculares, etc. Ya que no se puede conocer la resistividad concreta para cada sujeto, se debe actuar sobre la intensidad de corriente que pasa por el mismo, para que esta no sea peligrosa.

- Por otro lado, el sistema estará limitado a trabajar en un voltaje menor o igual a 50V, lo que es considerado dentro de la baja tensión, muy baja tensión por el reglamento de baja tensión tanta para corriente continua como alterna.

Si atendemos a los riesgos eléctricos es necesario remitirse al documento NTP 400: Corriente eléctrica: Efectos al traspasar el organismo [111] el cual recoge las siguientes consideraciones:

La figura 8 extraída del documento mencionado anteriormente [111] ilustra las consecuencias del paso de la corriente alterna a través del cuerpo bajo diferentes intensidades y tiempos de exposición.

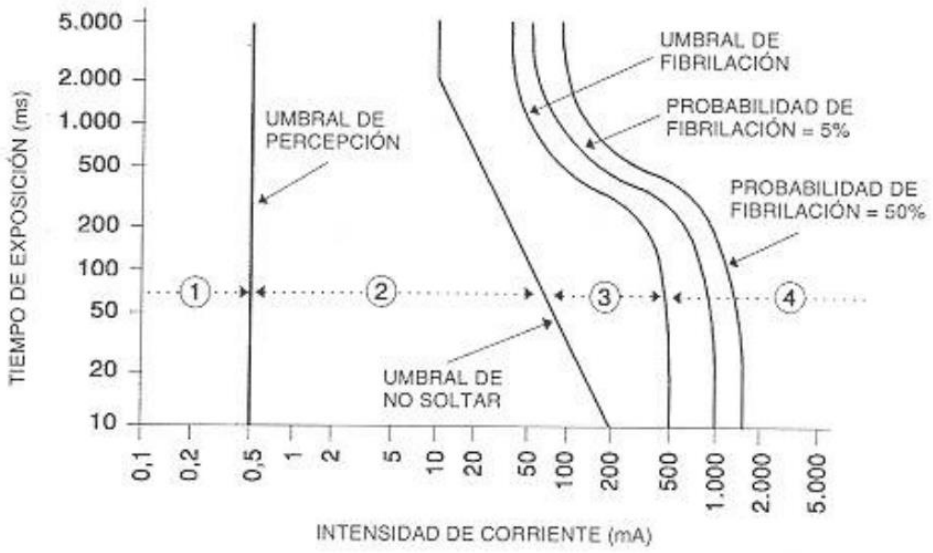


Figura 8. Gráfico exposición a corriente alterna extraído de figura 2. NTP 400: Corriente eléctrica: Efectos al traspasar el organismo

La figura 9 muestra el mismo gráfico para corriente continua bajo diferentes intensidades y tiempos de exposición.

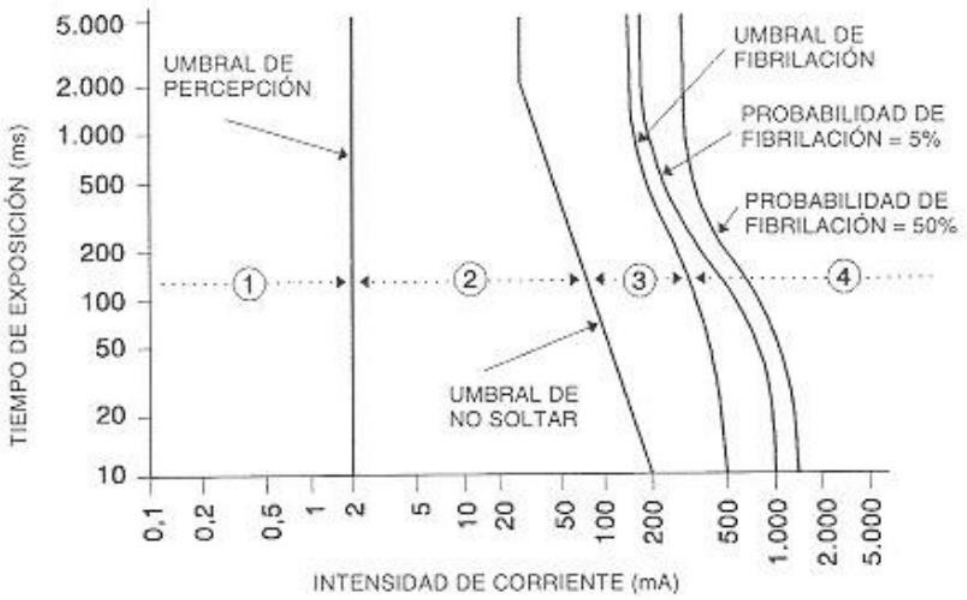


Figura 9. Gráfico exposición a corriente continua extraído de figura 3. NTP 400: Corriente eléctrica: Efectos al traspasar el organismo

Las zonas delimitadas muestran que la zona 1 es zona no útil para el desarrollo de una tecnología TENS, puesto que no se llega al umbral de percepción de la corriente eléctrica independientemente al tiempo de exposición. La zona 3 es bastante estrecha y tiene poco

margen para llegar a al umbral de fibrilación ventricular, es decir, movimientos no controlados en el corazón. La zona 4 solo refleja probabilidad de fibrilación ventricular en porcentaje.

De esta forma, la zona 2 queda como la única útil para realizar el dispositivo, y mediante la cual pueden definirse la frecuencia del pulso y su intensidad, puesto que de graficas puede extraerse que el umbral de percepción para la corriente alterna es de 0.5mA y para corriente continua 2mA y en ambos casos las intensidades cercanas hasta los 20mA permiten tiempos de exposición muy altos, lo que permite al dispositivo tener flexibilidad en la frecuencia de pulso, y por tanto en el tratamiento a realizar, aunque debe tenerse en cuenta el umbral de no soltar, que en el caso de ambas corrientes es distinto. Para corriente continua supondría no poder soltar el electrodo, mientras que para corriente alterna supondría un temblor en el sujeto, debido a la frecuencia. Esto será desarrollado en detalle más adelante. En cualquier caso, ambos hechos deben ser evitados sea cual sea la tecnología utilizada, y el punto de funcionamiento debe encontrarse lo suficientemente lejos de estos valores para hacer un dispositivo completamente seguro.

En cuanto al ensayo:

- La muestra elegida para el ensayo siguió criterios de buenas prácticas médicas y los ensayos fueron realizados bajo supervisión médica.

- Los datos recolectados fueron tratados estadísticamente, solo con propósitos educativos y para el desarrollo de esta investigación.

4.2 Flujograma de funcionamiento del dispositivo

Como se comentó en el apartado premisas y puntos clave del desarrollo, para la realización del estudio, fue necesario desarrollar un dispositivo, el cual, es básicamente una placa de control electrónico que permite la relación entre los dos dispositivos independientes. Un sistema de entrada de datos, que lee fatiga muscular a través de una lectura de voltajes en la actividad muscular, el sEMG, y un dispositivo de salida, que aplica corrientes relajantes cuando se detecta dicha fatiga siempre que el usuario lo quiera, un sistema TENS. A continuación, se muestra un flujograma de alto nivel dónde se recogen las premisas necesarias para la actividad del dispositivo.

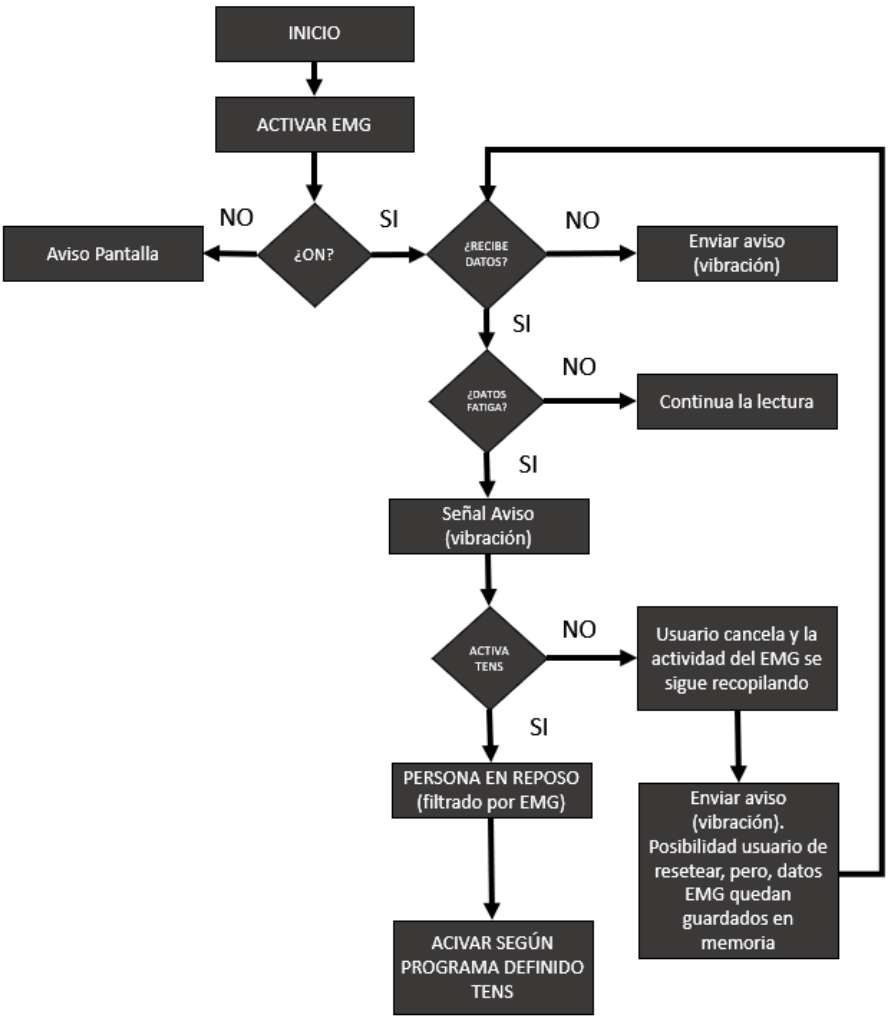


Figura 10. Flujograma de funcionamiento del sistema electrónico.

Como puede verse en la figura 10, el dispositivo por defecto debe encontrarse apagado, siendo el usuario el encargado de encenderlo sí así lo desea. Pensando en una aplicación práctica, este hecho se justifica en que en muchas ocasiones el usuario podría encontrarse fuera de su puesto de trabajo o realizando actividades no relacionadas con su labor. Por otro lado, es una forma de reducir el consumo de batería mientras no se está utilizando, lo que mejora la vida útil del dispositivo.

Cuando el usuario activa el sistema, el electromiógrafo superficial comienza a funcionar. Sí la placa de control desarrollada no recibe lectura del mismo, entonces es de suponer que las ventosas no están en contacto con la superficie corporal o los cables no se encuentran conectados, de modo que se manda un aviso por vibración, para que se revise su posicionamiento sobre la piel. Sí por el contrario la placa de control recibe señal, entonces empiezan a recolectarse datos sobre la musculatura. Estos datos, se recogen y almacenan en memoria. Cuando se llega al umbral de fatiga, el algoritmo de control es capaz de interpretar que hay valores repitiéndose por encima de un valor de control calibrado, entonces se envía una señal a la placa de control, de nuevo mediante vibración. De modo que el usuario es el que tenga

siempre la opción de activar el sistema TENS para recibir unas ondas relajantes. Este hecho es importante, puesto que no en todas las actividades laborales esto puede hacerse de forma autónoma, por ejemplo, un cirujano no podría estar recibiendo una onda relajante mientras opera, dado que esto podría afectar a su pulso, concentración y desempeño, por tanto, esta opción siempre debe estar de manos del usuario.

Por otro lado, dado que puede darse el error humano, el sistema requiere que la persona se encuentre quieta. Esto se realizará calibrando un valor de lectura del EMG por debajo de un umbral, mediante el cual se considera que la persona se encuentra en una posición relajada, y por tanto, puede recibir una dosis de TENS. El programa esta definido con anterioridad de modo que el usuario no tenga que estar preocupado por realizar ningún ajuste adicional cada vez que utilice el dispositivo, requiere una única calibración.

Sí el sistema detecta fatiga, y el usuario no quiere recibir ondas relajantes mediante el TENS, siempre tiene la posibilidad de rechazarlas, en este sentido, los datos recolectados por el sistema EMG siguen en memoria del dispositivo, ya que pueden ser de gran utilidad en el futuro. Esta situación ha sido pensada para cuando el propio usuario sigue realizando el trabajo pese a la fatiga, pero no quiere recibir la información. El sistema realiza su aviso, pero es responsabilidad del usuario parar el trabajo y realizar un micro descanso, una práctica considerada dentro de la cirugía como buena práctica [112][113][114].

A nivel usuario, la interacción con el dispositivo será muy sencilla. Este, solo deberá estar pendiente cuando reciba una vibración, y a través de un botón será capaz de activar/desactivar y resetear el sistema, evitando de esta manera tener que distraerse con el dispositivo.

4.3 AMFE

Un análisis modal de fallos y efectos permitió conocer los posibles riesgos implicados en el desarrollo de un ciclo de vida de producto y conocer su impacto. En este caso, el desarrollo del dispositivo y su aplicación a una muestra entraña ciertos riesgos conocidos ya por las propias normativas que debería pasar el dispositivo en entornos médicos o los sujetos a estudio, que se encuentran protegidos por la guía de buenas prácticas médicas. Su aplicación a este trabajo nos permitió tener una mejor idea de la peligrosidad de este desarrollo y poner el foco en los elementos que debían ser cuidados con máxima atención.

Para su realización, se tomó como base el ejemplo utilizado en NTP 679: Análisis modal de fallos y efectos. (https://www.insst.es/documents/94886/326775/ntp_679.pdf/3f2a81e3-531c-4daa-bfc2-2abd3aaba4ba) AMFE descrito anteriormente en el apartado de legislación vigente del capítulo 2 de esta tesis.

Su aplicación es sencilla, mediante una tabla en la que se recogen los riesgos detectados, se ponderan valores basados en la peligrosidad de la acción de ese riesgo, su detectabilidad y su frecuencia, obteniendo un valor que cuantifica si es un riesgo bajo, medio o alto. La siguiente tabla 1, presenta esta información.

Tabla 1. ANFE de dispositivo aplicado a un ensayo

Analisis Modal de Fallos y Efectos																										
ANFE PROYECTO			ANFE PROCESO		DENOMINACION DEL COMPONENTE/ PARTE EN PROGRESO		CODIGO IDENTIFICACION COMPONENTE			HOJA																
RESPONSABLE					COORDINADOR		Desarrollo			FECHA INICIO: FECHA FIN:																
Funcion	Fallo	Fallos portenciales			Estado actual				Accion correctiva		Responsable	Situacion mejora														
		Modo de fallo	Efecto	Causa del fallo	Medidas	F	G	D	IPR			Acciones implantadas	F	G	D	IPR										
Funcionamiento electrico	1.1	El sistema no detecta sensores	No funciona sistema	Los sensores no se encuentran conectados correctamente	Ninguna	6	4	1	24	Recolocar sensores	N/A															
	1.2	sEMG no funciona	No funciona sistema	El sensor no se encuentra conectado correctamente o no hay bateria	Ninguna	3	4	1	12	Revisar sEMG	N/A															
	1.3	TENS no funciona	No funciona sistema	El sensor no se encuentra conectado correctamente o no hay bateria	Ninguna	3	4	1	12	Revisar TENS	N/A															
	1.4	Leds no funcionan	No funciona sistema	La placa de control no está conectada al TENS o sMEG	Ninguna	1	2	3	6	Revisar peteca placa control	N/A															
	1.5	Vibración no funciona	No funciona sistema	La placa de control no está conectada al TENS o sMEG	Ninguna	1	2	3	6	Revisar peteca placa control	N/A															
Calor	2.1	El dispositivo se calienta al usarlo	No carga dispositivo	La bateria está deteriorada	Ninguna	3	5	6	90	Reemplazar bateria	N/A															
	2.2	La temperatura ambiental es extrema	No funciona sistema	El dispositivo ha sobrepasado la temperatura de funcionamiento	Ninguna	3	6	4	72	Dejar el dispositivo en reposo	N/A															
Movimientos inesperados	3.1	El dispositivo no responde	No funciona sistema	El dispositivo ha perdido alguna de sus conexiones de cableado	Ninguna	5	3	2	30	Revisar cableado	N/A															
	3.2	No se recogen datos de lectura	No funciona sistema	Los sensores se han despegado de la piel del usuario	Ninguna	7	2	1	14	Revisar cableado	N/A															
Campos electromagnéticos	4.1	La lectura recibida no es correcta o fluctua	Los datos no son válidos	El dispositivo puede estar afectado por otros dispositivos de alrededor	Ninguna	4	2	7	56	Evitar zonas con dispositivos similares	N/A															
	4.2	No se recibe lectura	No funciona sistema	El dispositivo puede estar afectado por otros dispositivos de alrededor	Ninguna	4	2	7	56	Evitar zonas con dispositivos similares	N/A															
Daño accidental	5.1	El dispositivo no funciona	Puede suponer errores	Alguna parte del conjunto ha sufrido un golpe	Ninguna	5	3	3	45	Cambiar partes dañadas	N/A															
	5.2	El dispositivo no enciende/responde	No funciona sistema	La placa de control se encuentra dañada	Ninguna	2	3	3	18	Cambiar partes dañadas	N/A															
Instrucciones de operación inadecuadas	6.1	El dispositivo no funciona	Usuario puede sufrir daños	Revisar posicion de los sensores y electrodos	Ninguna	5	3	2	30	Reentrenar a usuario	N/A															
Uso personal no entrenado	7.1	Descarga impulso electrico	Usuario puede sufrir daños	Evitar usarlo sin entrenamiento previo	Ninguna	4	6	4	96	Reentrenar a usuario	N/A															
Mediciones incorrectas	8.1	Datos incorrectos	Los datos no son válidos	Revisar posicionamiento de sensores	Ninguna	2	4	3	24	Comprobar funcionamiento sEMG	N/A															
	8.2	Impulsos electricos incorrectos	Usuario puede sufrir daños	Revisar posicionamiento de electrodos	Ninguna	6	3	3	54	Comprobar funcionamiento TENS	N/A															
Perdida de integridad electrica/mecanica	9.1	No se recibe impulsos electricos	No funciona sistema	Electrodos gastados por uso	Ninguna	7	2	2	28	Reemplazar electrodos	N/A															
	9.2	No se reciben datos de fatiga	No funciona sistema	Sensores gastados por uso	Ninguna	7	2	2	28	Reemplazar sensores	N/A															

Como se puede ver, el desarrollo de este producto aplicado a un ensayo no supone un riesgo alto en ninguno de los casos, puesto que se consideran riesgos que necesitan una acción todos los valores que sobrepasan el valor IPR=100, cosa que no ocurre. Si destaca la necesidad de tener ciertas precauciones con el dispositivo durante el ensayo y la interacción de los equipos con el sujeto a estudio, condición que será tenida en cuenta a realizar el estudio muestral.

4.4 Diseño del Ensayo

Tras haber considerado los puntos clave del desarrollo, se estableció una base de trabajo en la que basar el desarrollo y plantear sus posibles riesgos, se hizo necesario definir como puede realizarse la comprobación de la hipótesis de trabajo planteada en el apartado 3.1 de esta tesis.

La hipótesis de trabajo se planteó en 3 fases, y por tanto, requiere de tres ensayos:

- En primer lugar, una fase inicial con una prueba tecnológica que permitió comprobar que la hipótesis es correcta. Para ello se utilizaron materiales comerciales de alta precisión de ámbito médico certificados para realizar este tipo de pruebas. Se aplicó el software desarrollado para el filtrado e interpretación de la señal en un sujeto. Esta parte se llamó fase inicial.

- En segundo lugar, se realizó el desarrollo de bajo coste: integración y desarrollo del software necesario para el microcontrolador, adicional al software desarrollado en la etapa inicial, con el objetivo de testear la hipótesis en una muestra significativa. Esta fase se definió como fase de desarrollo.

- En tercer lugar, una fase de producto, basado en la fase anterior, dónde se realizaron los cambios necesarios en el software y hardware para obtener un producto mínimo viable basado en la hipótesis de trabajo de esta tesis.

Independiente de la fase, se definió un flujograma de trabajo que permite valorar la fatiga. El proceso para la adquisición de datos es idéntico en todas las fases y es mostrado en el flujograma de la figura 12:

El procedimiento se definió de la siguiente manera:

- El ensayo fue basado en la obtención de fatiga muscular a través de una postura mantenida para la adquisición de datos.

- La postura adoptada está basada en una flexión de hombro estática con el sujeto de estudio erguido, tomando como base el trabajo de cirugía laparoscópica. Esta postura se forzó para obtener umbrales de fatiga en tiempos relativamente cortos.

- Durante el ensayo, el participante permaneció sentado y con la espalda erguida, manteniendo una rotación de entre ±10º en el brazo con una abducción horizontal lo

más paralela al suelo posible, entre 70° y 90°. El antebrazo en pronación, paralelo al suelo al igual que la muñeca.

- El sujeto aguantó un peso de 1.5 o 2 kg, en función del sexo, a modo que pueda reflejar el peso de un instrumento médico, o cualquier otro objeto que se utiliza como herramienta de trabajo y que provoca una postura mantenida, la figura 11 muestra un esquema teórico del posicionamiento y un caso real de aplicación en cirugía laparoscópica. Del mismo modo, el peso fue mayorado para obtener valores de fatiga en tiempo de ensayo relativamente cortos.

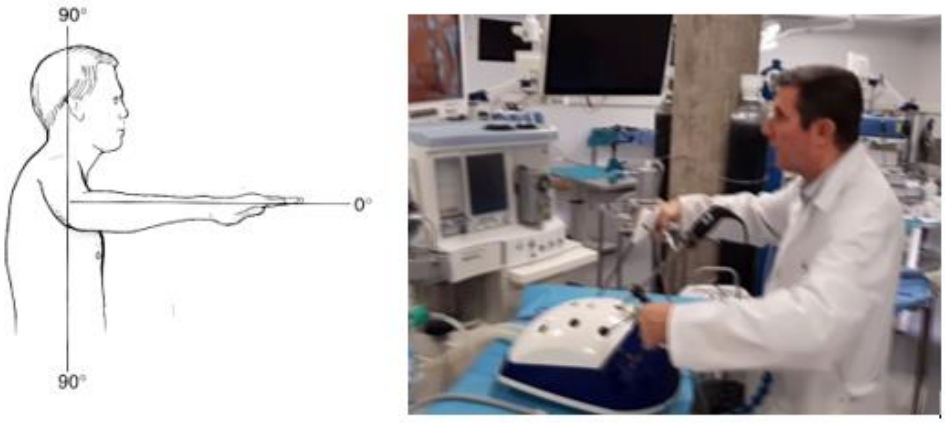


Figura 11. Vista posicionamiento teórico ensayo y caso real aplicación.

- En la primera etapa del ensayo, se pidió al sujeto que mantuviera el peso en las condiciones descritas anteriormente, durante 2 minutos, o en su defecto, el mayor tiempo que les sea posible hasta el fallo muscular. Esta toma de datos se realizó 3 veces, con intervalos de descanso de 2 minutos entre tomas. El sujeto se encuentra con el sistema sEMG activado durante la realización completa de la actividad y el sistema TENS colocado. El TENS se activó durante 2 minutos en los periodos de descanso.

- Se realizó un tiempo de descanso de "recuperación", en torno a 10-15 minutos, tiempo similar a la adquisición de datos de la primera parte del ensayo.

- Se realizó la segunda parte del ensayo, idéntica a la primera, con el sistema TENS colocado, pero siempre inactivo, de modo que no se emitió ninguna corriente relajante en el sujeto durante los periodos de descanso.

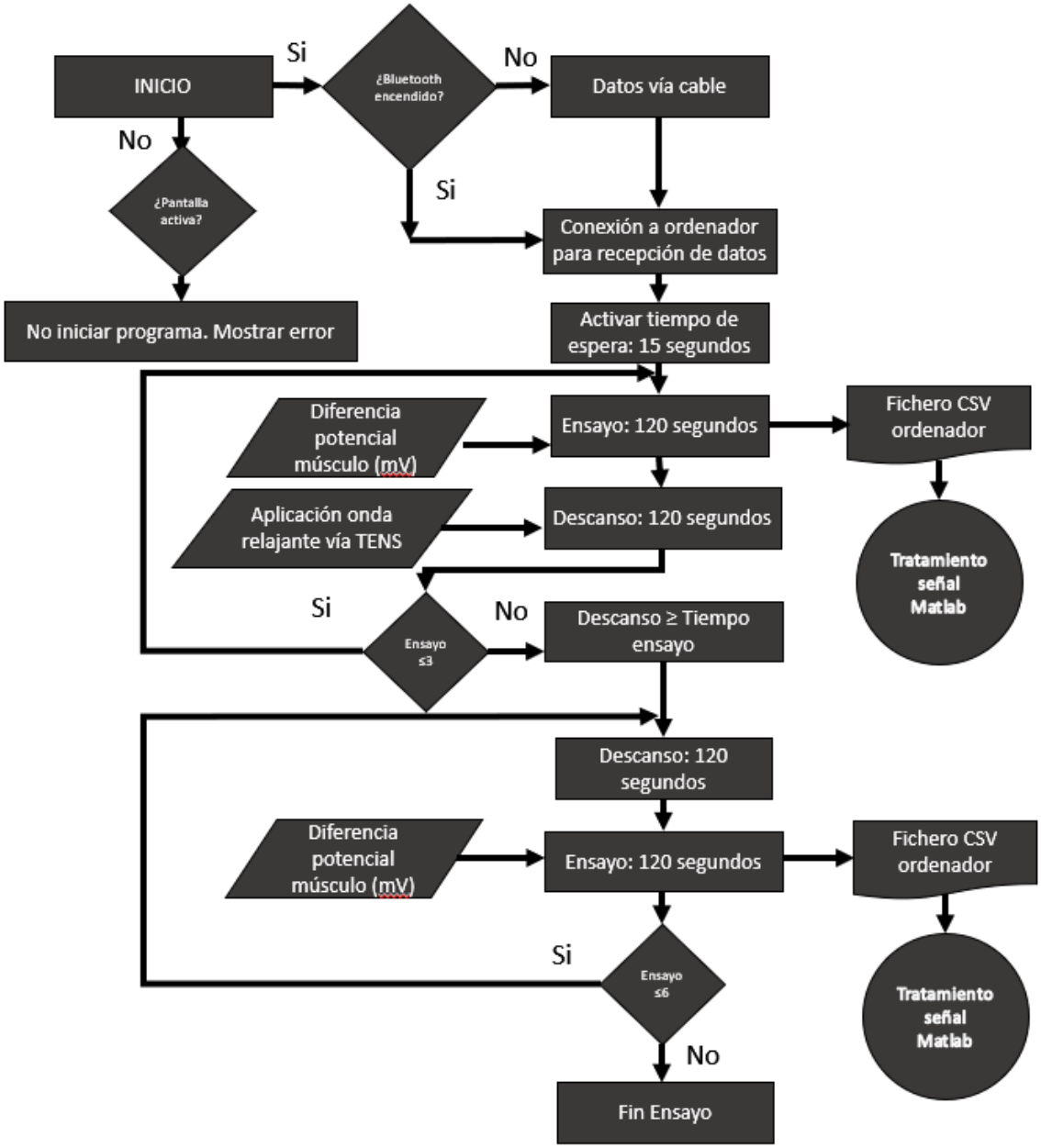


Figura 12. Flujograma de funcionamiento durante ensayos.

4.5. Muestra

Dado que este trabajo de tesis requirió de una muestra en personas para probar la eficacia del sistema, se elaboró la documentación necesaria que se requirió para estos ensayos. Para ello, se siguió el código ético de la Organización Mundial de la Salud, definido en la Declaración de Helsinki sobre experimentos humanos (https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-

of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/)
Adicionalmente, se siguieron las recomendaciones del International Commitee of Medical Journal Editors, ICMJE (https://www.icmje.org/recommendations/) en cuanto al tratamiento de datos, realización, registro, edición y publicación de datos con poblaciones humanas en revistas. Ningún dato personal de los sujetos estudiados fue revelado ni incluido dentro del estudio. En cualquier caso, y ante la posibilidad de requerir un futuro registro de la muestra estudiada ante un organismo internacional (https://www.who.int/clinical-trials-registry-platform/network/primary-registries) se optó por considerar el formulario PHS Human Subjects and Clinical Trials Information G.500 (https://grants.nih.gov/grants/how-to-apply-application-guide/forms-e/general/g.500-phs-human-subjects-and-clinical-trials-information.htm) suministrado por el National Institutes of Health, NIH, (https://www.nih.gov/) e incluido, a modo de modelo, en la sección de anexos de este trabajo de tesis, apartado de formularios de este trabajo. Además, pueden encontrarse los documentos de consentimiento informado e información del estudio desarrollados para este estudio, anexos V,VI y VII.

4.5.1 Exclusiones

Los sujetos de la muestra fueron sometidos a un test previo, en el cual se presentaron algunos principios fundamentales para el desarrollo del ensayo y se realizaron algunas cuestiones de índole personal, relacionadas con la salud del sujeto. Las personas con trastornos musculoesquelético, con un historial de patologías cardiacas, con problemas asociados a alergias de la piel o embarazo, fueron retirados del ensayo previo a su realización, puesto que estos criterios quedan desaconsejados con el uso de los aparatos utilizados.

4.5.2 Tratamiento de datos

Los datos obtenidos mediante las lecturas de EMG y la electrónica tienen salida en fichero CSV, el cual fue gestionado mediante el programa Excel (Microsoft Inc., 1975) y gráficos a través de Matlab (Mathworks, 1984). Los datos fueron analizados mediante Statistical Package for Social Science para Windows versión 25.0, (IBM, 1968.) y referencias cruzadas entre los softwares antes mencionados.

4.6 Dispositivos comerciales y componentes utilizados

En este apartado se recogen todos los elementos físicos que fueron necesarios para realizar este trabajo de Tesis, es decir, el "Hardware" que permitió obtener los objetivos planteados. Puesto que este desarrollo se realizó en varias etapas, los dispositivos comerciales fueron variando o adaptándose según las necesidades, disponibilidad y desarrollo del estudio, por lo que todos quedan recogidos en las siguientes fases:

4.6.1 Fase inicial

El sensor sEMG utilizado fue un Shimmer3 ECG unit, development kit, el cual está equipado con, acelerómetro y giróscopo, lo que permite tener capacidad de lectura de movimientos inerciales, además, tiene conexiones bluetooth y wifi, para la transmisión de datos en tiempo real a otros dispositivos. El software que utiliza es propietario de la marca, llamado Convensys, el cual permite ver en tiempo real los valores obtenidos por el sensor en un ordenador. Este dispositivo también viene con memoria incorporada, mediante la cual se pueden guardar los datos de forma autónoma para poder ser descargados a posteriori en otro equipo. La siguiente figura 13, muestra una imagen del producto.



Figura 13. Vista general del producto Shimmer3 ECG . https://ren-fengbo.lab.asu.edu/content/shimmer3-ecg-development-kit-0

La siguiente figura 14, muestra un esquema básico del producto:

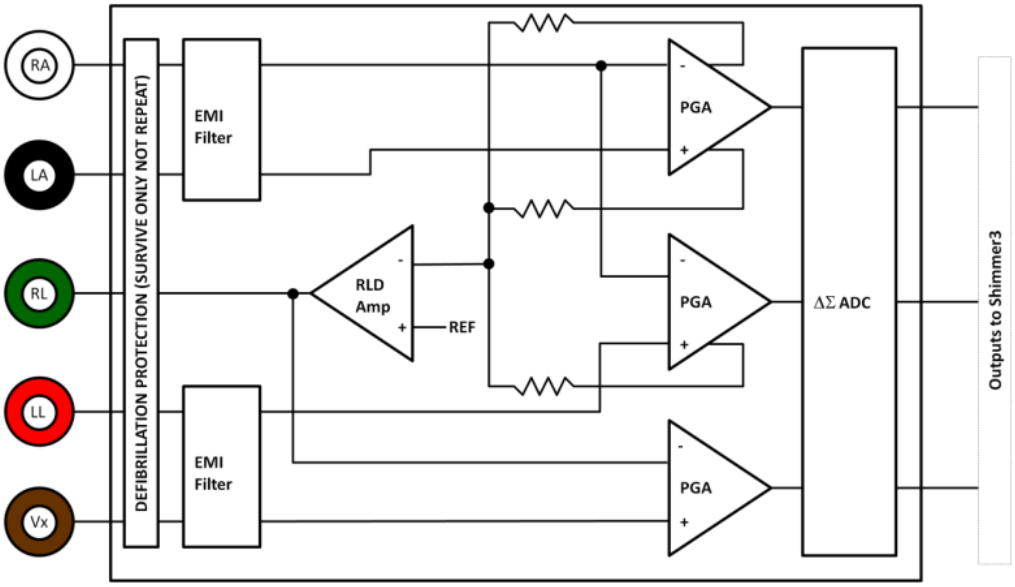


Figura 14. Esquema conexiones internas. https://shimmersensing.com/wp-content/docs/support/documentation/ECG_User_Guide_Rev1.12.pdf

Como se puede ver en la figura 14, permite hasta 5 conexiones de electrodos, posee dos filtros EMI de paso bajo, -3dB, y 1 amplificadores de señal que evita el ruido del entorno y 3 amplificadores programables, para aumentar la ganancia de la señal recibida por los electrodos. Por último, monta con conversor analógico digital, para convertir las señales analógicas recibidas por los electrodos en señales digitales capaces de ser guardades en la memoria del dispositivo.

La electroestimulación TENS se realizó mediante el Beurer-EM 49, este modelo puede funcionar tanto para la estimulación eléctrica de fibras nerviosas (TENS) como para la estimulación eléctrica de tejidos musculares (EMS), la principal ventaja de este aparato respecto a otros, es la posibilidad de programar tanto la intensidad como la frecuencia. Posee 2 canales para hasta 4 electrodos. Su principio de funcionamiento es a través de impulsos eléctricos generados, en este caso, por una onda cuadrada bifásica la cual es recomendada para este tipo de dolencias. Es importante mencionar, que es un producto sanitario, que puede ser utilizado por particulares sin prescripción médica. La siguiente figura 15, muestra el dispositivo original utilizado.



Figura 15. Dispositivo Beurer-EM 49

Este producto presenta las siguientes contraindicaciones, extraídas íntegramente del manual de usuario del mismo, y muy similares a las ya mencionadas en capítulos anteriores, pero que deben tenerse en cuenta duranta su utilización.

- Si tiene implantes eléctricos (como un marcapasos, por ejemplo)
- Si tiene implantes metálicos
- Si lleva una bomba de insulina
- Si tiene fiebre alta (p. ej. > 39°C)
- Si padece alteraciones del ritmo cardiaco conocidas o agudas y otros problemas de generación y transmisión de impulsos en el corazón.
- Si sufre ataques (p. ej., de epilepsia)
- En caso de embarazo
- Si padece cáncer
- Tras someterse a operaciones cuyo proceso de recuperación podría verse perjudicado por contracciones fuertes de los músculos-

- No debe utilizarse cerca del corazón. Los electrodos de estimulación no deben aplicarse en la parte delantera de la caja torácica (donde se encuentran las costillas y el esternón) y no debe aplicarse en los pectorales en particular. Esto podría aumentar el riesgo de fibrilación ventricular y causar una parada cardiaca.

- En el cráneo, en la zona de la boca, la faringe y la laringe

- En la zona del cuello/la carótida

- En la zona genital

- Sobre piel con enfermedades agudas o crónicas, dañada o inflamada (p. ej., con inflamaciones dolorosas o indoloras, enrojecimiento, erupciones cutáneas como alergias, quemaduras, contusiones, hinchazones, heridas abiertas o en proceso de curación, o en cicatrices postoperatorias en fase de curación)

- En entornos con un nivel de humedad elevado, como el cuarto de baño, o durante el baño o la ducha.

- Después de haber ingerido alcohol

- Si está conectado al mismo tiempo a un equipo quirúrgico de alta frecuencia.

- En caso de enfermedades agudas o crónicas del tracto gastrointestinal.

- La estimulación no debe aplicarse sobre o a través de la cabeza, directamente sobre los ojos, cubriendo la boca, en la parte delantera del cuello (especialmente en la carótida) o con los electrodos colocados sobre el pecho y la parte superior de la espalda o cruzando el corazón.

La siguiente figura 16 muestra el conjunto de los dos elementos utilizados en esta fase.

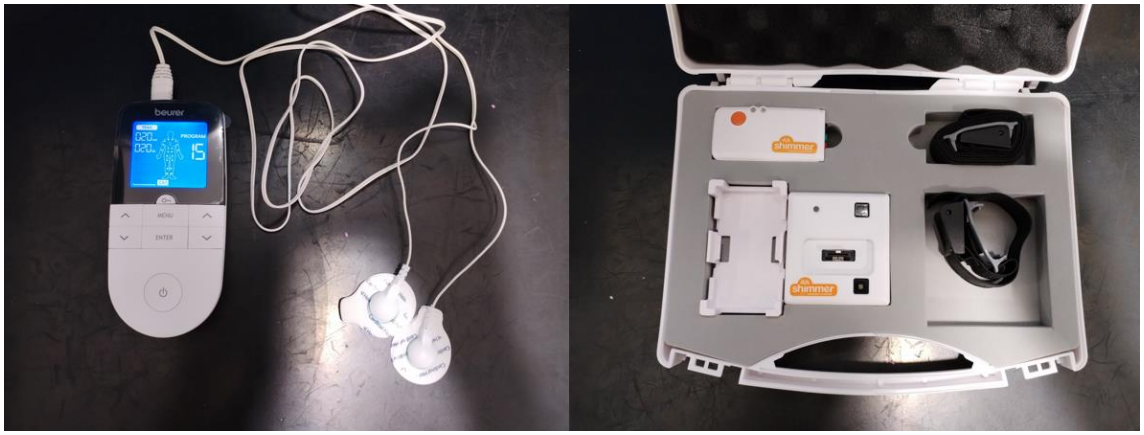


Figura 16. Elementos ensayo fase inicial.

4.6.2 Fase desarrollo

En esta etapa se produjo un cambio tecnológico importante, debido a la complejidad de controlar dos dispositivos no planteados desde un primer momento para ser controlados por un elemento externo, como son los mostrado en la fase inicial. Por ello, tras la prueba tecnológica, se realizó un estudio de nuevos componentes, evitando así modificar electrónicamente ambos componentes comerciales, lo que implicaba altas probabilidades de fallo y un alto nivel de conocimientos electrónicos.

La siguiente figura 17 muestra un esquema de la tecnología utilizada en esta fase, la cual es detallada a continuación.

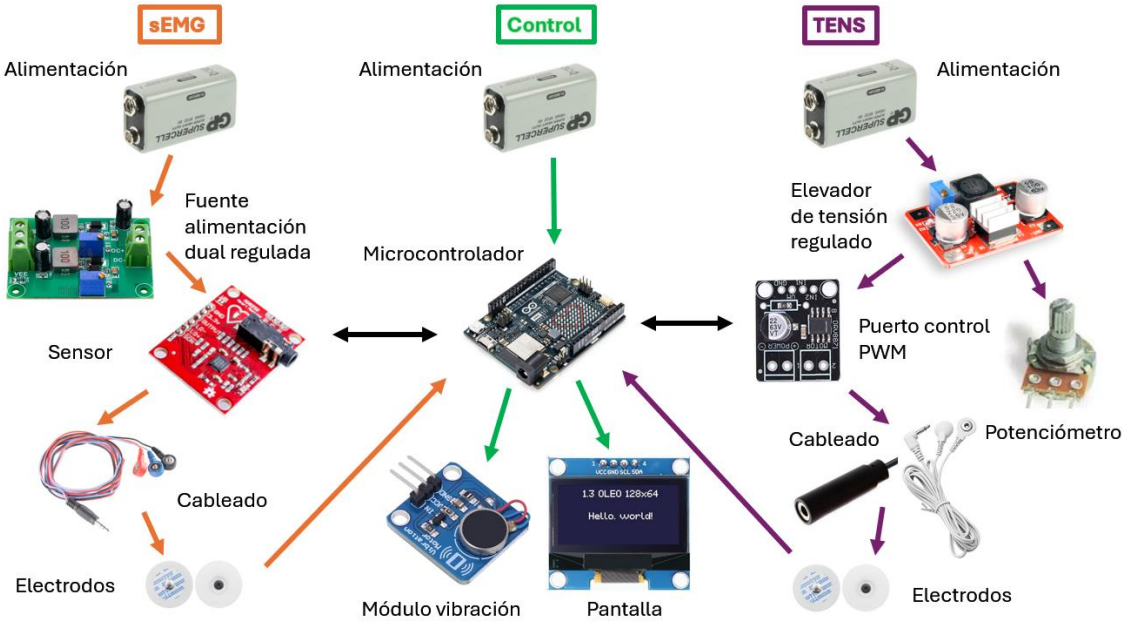


Figura 17. Esquema componentes fase desarrollo

La alimentación del conjunto se realizó mediante 3 pilas recargables de 9V, una por cada sistema. Se optó por tres fuentes de alimentación para mantener aislados los sistemas y evitar sobretensiones en el controlador que pudieran dañar la placa y por tanto, comprometer al usuario. De este modo, se pudo monitorear mejor los sensores, y permite aislar los sistemas de forma sencilla en caso de no ser necesarios.

La figura 18 muestra una figura del modelo elegido y la tabla 2, sus características.



Figura 18. Alimentación del sistema

Tabla 2. Características batería

Características	
Voltaje	9V
Carga eléctrica	650mAh
Peso	50g
Tipo	Recargable

El módulo de control se definió con los siguientes elementos:

La plataforma Arduino, sirvió como microcontrolador y conexión entre los dos dispositivos que se utilizaron, sEMG y TENS. Se optó por esta alternativa debido al bajo coste de los componentes, así como la gran cantidad de módulos disponibles en el mercado. Otro factor diferencial fue su tamaño y peso. En este caso se optó por la placa Arduino UNO R4 WiFi, debido a la inclusión de conexión bluetooth y WiFi a través de su módulo ESP32-S3 integrado, lo que permitió no depender de cables para su conexión y recepción de datos, haciendo de esta forma un dispositivo más autónomo. La siguiente figura 19, muestra el dispositivo y figura 20 su conexionado.

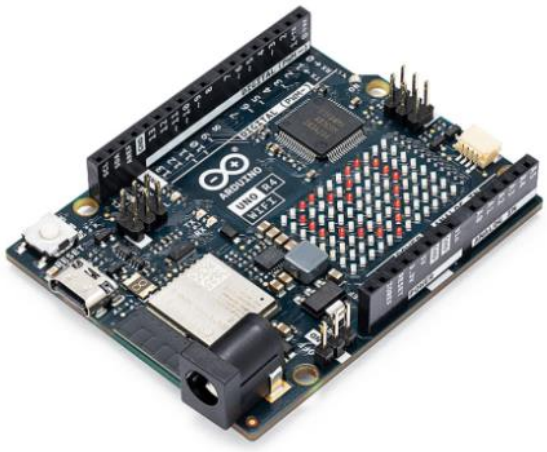


Figura 19. Arduino UNO R4 WiFi

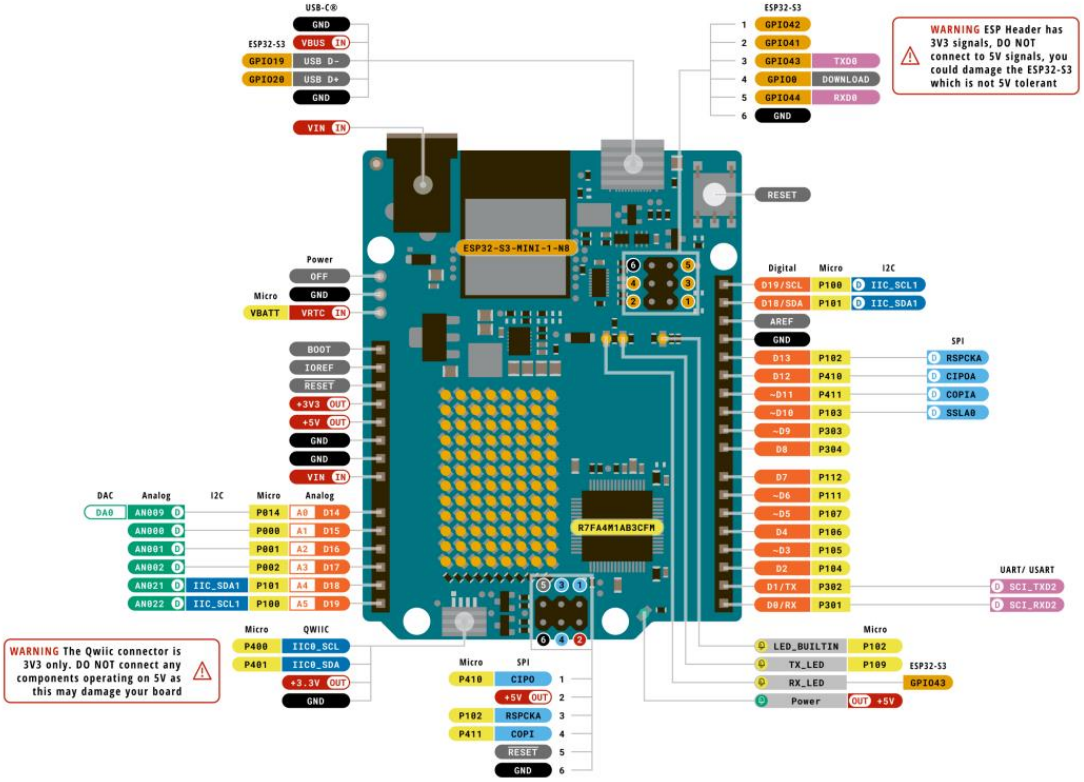


Figura 20. Arduino UNO R4 WiFi pinout

La ficha de características técnicas del controlador se muestra en la siguiente tabla 3:

Tabla 3. Características técnicas del controlador Arduino UNO R4 WiFi https://store.arduino.cc/en-es/products/uno-r4-wifi?srsltid=AfmBOoqC5avPhFic3QMGRsNhKbEDicO_fzcUOBQyC3VdQo5m7UwMopVf

Características		
Placa	Nombre	Arduino® UNO R4 WiFi
	SKU	ABX00087
Microcontrolador	Renesas RA4M1 (ARM® Cortex®-M4)	
USB	USB-C®	Puerto programación
Pines	Pines entrada/salida	14
Pines	Analógicos	6
	DAC	1
	PWM	6
Comunicación	UART	1
	I2C	1
	SPI	1
	CAN	1 CAN Bus
Alimentación	Voltaje de operación	5V (ESP32-S3 a 3.3V)
	Voltaje de entrada	6-24V

	Corriente entrada/salida en pines	8mA
Velocidad de reloj	Principal	48 MHz
	ESP32-S3	Hasta 240 MHz
Memoria	RA4M1	256 kB flash, 32kB RAM
	ESP32-S3	384 kB ROM, 512 kB SRAM
Dimensiones	Ancho	68.85 mm
	Largo	53.34 mm

Para mostrar la información de todo el proceso, se decidió colocar una pantalla OLED de 1.3" genérica. Se optó por esta opción puesto que permitía mostrar información adicional tanto en el ensayo como en el trabajo habitual del producto. Su coste contenido y la simplicidad en el protocolo de comunicación respecto a otras tipologías de pantalla la hacían una opción perfecta para este desarrollo. La siguiente figura 21, muestra una imagen de este tipo de pantalla, y la tabla 4 sus principales características:

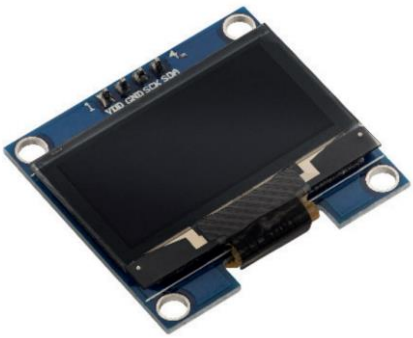


Figura 21. Pantalla OLED 1.3"

Tabla 4. Características pantalla https://www.az-delivery.de/es/products/1-3zoll-i2c-oled-display

Características	
Dimensiones	36x34x3 mm
Matriz de puntos	128x64
Tamaño de pixel	0.21x0.21 mm
Espaciado	0.23x0.23 mm
Tipo de pantalla	Matriz pasiva
Ciclo	1/64
Color pantalla	Blanco
Interfaz de comunicación	I2C
Consumo	11 mA
Tamaño pantalla	1.3 pulgadas

Adicionalmente, se añadió un módulo con motor de vibración 1027, similar al utilizado en telefonía móvil, para tener otra referencia distinta a la visual proporcionada por la pantalla y servir como apoyo de esta. Su función era servir como guía adicional en las fases del ensayo, así como en un diseño final, alertar sobre la aparición de fatiga, comienzo y final de aplicación TENS, etc.

La figura 22 muestra una figura del modelo elegido y la tabla 5, sus características.

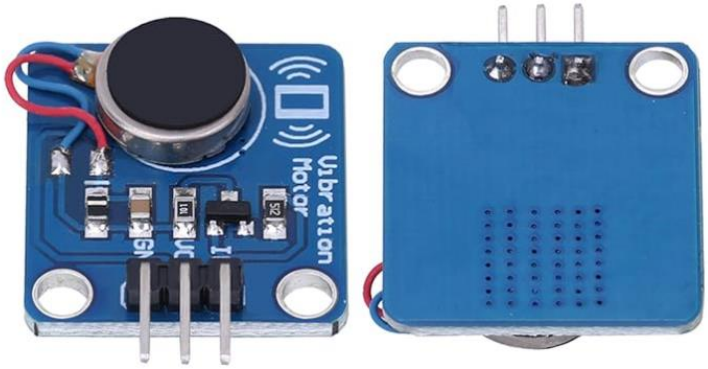


Figura 22. Módulo motor vibración 1027

Tabla 5. Características módulo motor vibración 1027

Voltaje nominal	*5V CC*
Voltaje de funcionamiento	*CC 3,0-5,3V*
Velocidad nominal	*9000RPM*
Corriente nominal	*60mA*
Corriente de inicio	*90mA*
Voltaje de arranque	*3.7V*

El módulo sEMG estuvo compuesto por:

Tras la fuente de alimentación de 9V y debido a las condiciones de conexionado del sensor EMG propuesto en este desarrollo, fue necesario alimentarlo mediante una corriente positiva y negativa independiente, es decir, seriando dos pilas de 9V. Sin embargo, utilizar una alimentación no regulada podía afectar a la lectura de este sensor, por ello, se utilizó una fuente de alimentación dual regulada como la mostrada en la figura 23, que permite utilizar solo una pila de 9V como fuente de alimentación e introducir un voltaje constante en el sensor.



Figura 23. Módulo fuente alimentación dual

Las características de este módulo se muestran en la siguiente tabla 6.

Tabla 6. Características módulo fuente alimentación dual

Corriente salida terminal positivo	3A máx.
Corriente salida terminal negativo	2A máx.
Entrada de voltaje	5.5 a 35V
Salida de voltaje	Hasta 35V
Tamaño	57x42x16mm

El sensor EMG fue reemplazado respecto a la etapa anterior por un modelo de desarrollo que permite la conexión a múltiples plataformas, incluido Arduino. De este modo, la gestión de los datos fue simplificada y pudo controlarse todo bajo un mismo programa sin necesidad de enlaces intermedios. La elección fue el módulo AD8232 que se muestra en la figura 24.

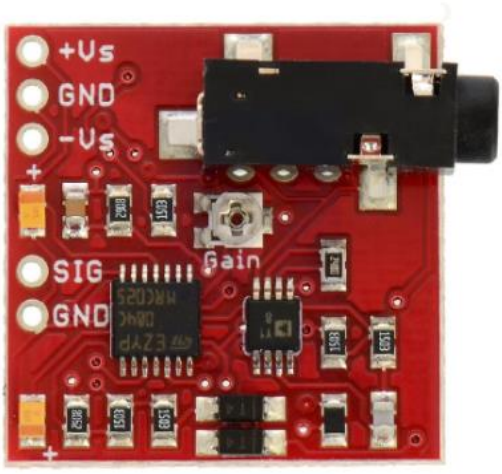


Figura 24. Imagen sensor módulo EMG AD8232

La siguiente tabla 7, muestra las características de este sensor:

Tabla 7. Características sensor módulo EMG AD8232

Corriente típica	*170uA*
CMRR Relación de rechazo de modo común	*80dB*
Ganancia	*100*
Voltaje operación	*2 a 3.5V*
Filtro de paso alto	
Filtro RFI integrado	

El esquema de conexionado básico de este elemento se muestra en la siguiente figura 25.

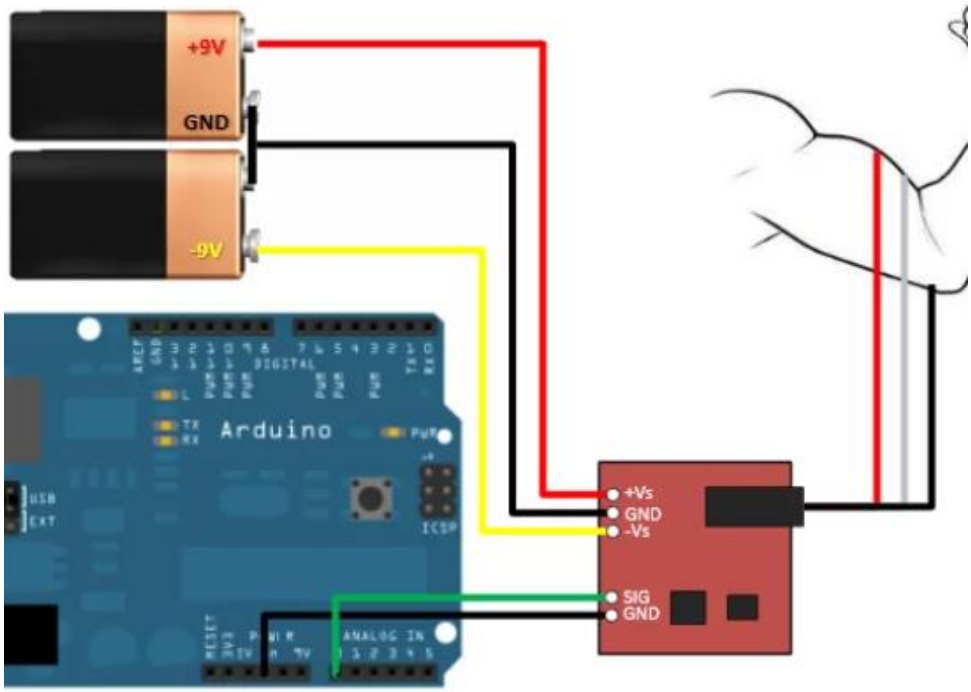


Figura 25. Conexionado sensor módulo EMG AD8232

A la placa anterior, debió conectarse el cableado, figura 26, el cual tenía 3 conectores, positivo y negativo, que iban conectados al músculo a tratar, y tierra, que debía colocarse en una zona alejada del músculo estudiado. Esta información referente al posicionamiento será extendida en el capítulo de ensayo.



Figura 26. Cableado sEMG

Para finalizar, la figura 27 muestra los electrodos que fueron utilizados para obtener los valores de fatiga muscular.



Figura 27. Electrodos sEMG

La siguiente tabla 8, muestra sus características:

Tabla 8. Características electrodos https://www.mouser.es/datasheet/2/813/H124SG-1509279.pdf

Características	
Forma	Redonda D24mm
Área gel	201 mm2
Área adhesiva	251 mm2
Área total	452 mm2
Área sensor	80 mm2
Tipología	Hidrogel adhesivo
Tipología sensor	Ag/AgCl
Conexionado	Acero inoxidable
Impedancia ACZ I	220 Ohm
Variación de voltaje en uso	0.2 mV

SDR (Caída de potencial)	11 mV
Caída de potencial	0.2 mV/s
COIIN (variación por ruido interno)	4pV
Corriente de polarización	6 mV

El desarrollo del TENS fue el siguiente:

Como se ha visto en el capítulo de estudios previos, existen algunos desarrollos basados en plataformas de control de bajo coste para el desarrollo de un dispositivo TENS [89][115][116][117], tomando como idea estos estudios, se plantearon los siguientes elementos comerciales:

En primer lugar, fue necesario encontrar un generador de onda: El objetivo principal de este elemento es conseguir una onda cuadrada bifásica simétrica en corriente alterna, también llamada corriente pulsada, igual a la figura 28 mostrada más abajo.

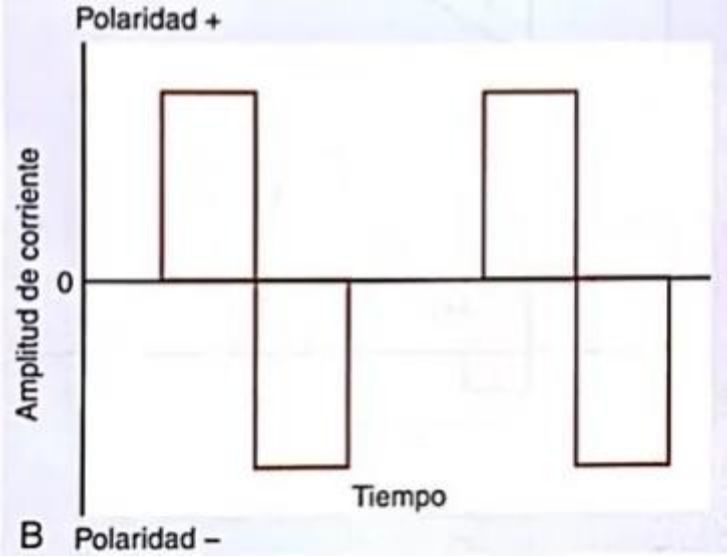


Figura 28. Ejemplo de corriente pulsada. Onda cuadrada bifásica simétrica.

Originalmente, se planteó utilizar un relé, véase figura 29, el cual permite el paso o no de corriente, es decir la frecuencia con la que se producirá la descarga eléctrica al usuario. Además, este elemento funciona como aislamiento del circuito, puesto que actúa como un interruptor físico, abriéndose o cerrándose según lo programado. Sin embargo, este elemento no permite hacer una onda cuadrada con simétrica, sólo positiva. Esto provocaba que la sensación del TENS no fuera tan agradable para el usuario. Además, provocaba que la piel se cargara positivamente, lo que provocaba una generación de electroestática con su aplicación, circunstancia no ideal para la lectura del sensor EMG seleccionado.



Figura 29. Relé de activación.

Por otro lado, se utilizó un módulo PWM permitiendo controlar la amplitud de corriente a través de comando del microcontrolador, y aunque este está pensado para generar ondas sinusoidales para control de motores, puede funcionar con valores, "abierto" o "cerrado", al igual que el relé mencionado anteriormente, pero en este caso de forma digital. Este elemento permitió crear una onda bifásica cuadrada como la mostrada en la figura 28, eliminado algunas de las limitaciones del relé. Esta elección también estuvo íntimamente ligada con las figuras 8 y 9 del capítulo 4, ya que la finalidad de este módulo es convertir una corriente continua en alterna a través del puente H incorporado en su interior. La figura 30, muestra el componente seleccionado, módulo motor DC drv8871.



Figura 30. Imagen módulo motor PWM DRV 8871.

Las características de este elemento están recogidas en la siguiente tabla 9.

Tabla 9. Características módulo DRV 8871.

Voltaje de entrada	6.5 a 45V
RDS típico	565mOhm
Corriente máxima	3.6A máx..
Protecciones:	
Regulación de corriente integrado	
Bloqueo subvoltaje	
Sobrecorriente	
Apagado térmico	

A la salida de este módulo se conectó el cable de conexión Jack TS de 3.5mm junto con el cableado para los electrodos TENS, y a este cableado, los electrodos, tal y como se muestra en la figura 31.



Figura 31. Elementos conexión TENS.

En el caso de los electrodos, comparten especificación con los mencionados para el sEMG, figura 27 y tabla 8. En el caso del cableado para los electrodos y el conector Jack al módulo DRV8871, son genéricos, con la peculiaridad de que deben ser TS. Estas siglas hacen referencia a donde se realizan las conexiones en el conector: T de “TIP” para conexión en punta, y S de ”Sleeve” para referirse a la manga del conector. Se comprobó que utilizar otro tipo de conector Jack con más conexiones disponibles no emitía correctamente la señal emitida por el módulo PWM DRV8871 y por tanto el TENS no ejercía correctamente su función.

Por tanto, el módulo DRV8871 se encargó de controlar la frecuencia del TENS, y para su funcionamiento debía estar conectado de forma directa a un módulo elevador de voltaje que amplificaba el voltaje y a un regulador la intensidad de corriente. Esto se realizó mediante un elevador de tensión, que como se explicó al comienzo del capítulo 4, se limitó a 35 Voltios para mantener el sistema en baja tensión, ser seguro para el uso en los usuarios, y preservar el límite de voltaje admisible en el módulo DRV 8871 fijado en 45V. La siguiente figura 32 muestra el modelo XL6019 elegido.

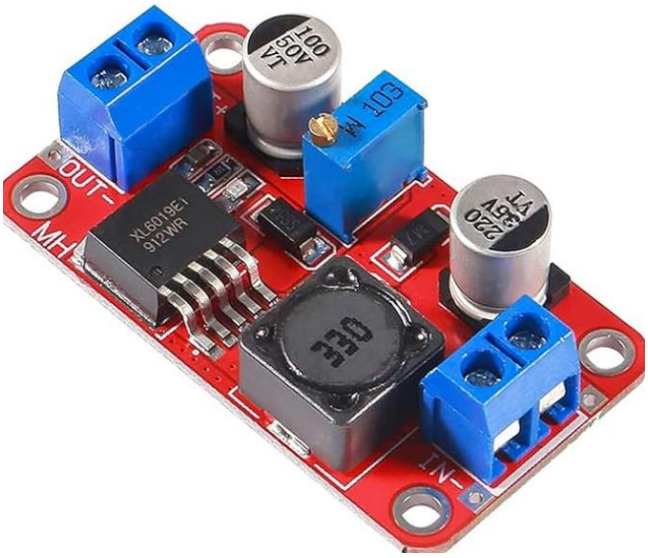


Figura 32. Elevador de voltaje XL6019.

Este dispositivo funciona igualando la potencia eléctrica entre entrada y salida, es decir, mantiene una igualdad entre el producto del voltaje e intensidad de entrada y el voltaje e intensidad de salida, puesto que se conoce el voltaje de entrada, la alimentación de 9V, y la capacidad de corriente de entrada hasta 650mAh, puede regularse la salida, a través del voltaje de salida de este elemento. Esta salida vino limitada por los 35V fijados como tope máximo de funcionamiento del sistema, es decir, el sistema es capaz de dar 128mA de salida máxima nominales, sin pérdidas, y sin estar conectado al cuerpo (la resistividad de la dermis varía en función de la zona, y esta haría bajar este valor).

La siguiente tabla 10 recoge sus características principales:

Tabla 10. Características módulo XL6019.

Voltaje entrada	3-35V (40Max)
Voltaje salida	5-40V (45Max)
Eficiencia conversión	94%
Ondulación a la salida	100mV
Frecuencia conmutación	220KHz
Error regulación voltaje	0.5%
Error regulación carga	0.5%
Medidas	50x25x13mm

A la salida de este módulo se tuvo que añadir un potenciómetro, una resistencia variable, que permitió controlar la intensidad de la señal que recibió el usuario. En este sentido, no hubiera sido estrictamente necesario colocarlo sí el amperaje quedara fijado por diseño eléctrico, pero por seguridad y confort debía haber una regulación del usuario, puesto que las características de cada uno de ellos y tratamiento fue distinto. Con el potenciómetro completamente cerrado,

el sistema debía ser incapaz de pasar una corriente detectable al usuario. La figura 33 muestra un ejemplo de este elemento.



Figura 33. Potenciómetro

Adicionalmente a estos elementos y a modo de seguridad, se independizó la conexión de cada uno de los elementos mediante un interruptor switch On/Off hasta 36 V CC esto permitía mantener los sistemas aislados sin compartir cableado, tal y como fue mencionado al comienzo del punto 4.4.2, evitando el ruido en la señal recibida. El primer interruptor permitía reiniciar el sistema sin tener conectado el conjunto al ordenador, y que actúa directamente sobre la alimentación de la placa del microcontrolador Arduino. El segundo activaba el módulo sEMG, y un tercero comandaba la activación del módulo TENS. De esta forma sí existía algún problema en uno de los sistemas podía comprobarse de manera más sencilla. La siguiente figura 34, muestra este elemento.



Figura 34. Switch On/Off caja conjunto.

Una vez definidos todos estos elementos, se optó por diseñar una carcasa sencilla mediante tecnología de impresión 3D, en este caso mediante Fused Deposition Modeling (FDM). Esta carcasa fue modelada mediante el software Solidworks (Dassault Systèmes SolidWorks Corp, 1995). De esta forma se obtuvo un prototipo rápido a bajo coste, que permitía comenzar a conocer el empaquetado de los elementos a utilizar. La figura 35, muestra el diseño de este elemento.



Figura 35. Representación 3D carcasa producto ensayo

Los esquemáticos del conjunto se muestran en el siguiente apartado, 4.5.2. El montaje final del sistema completo de muestra en la siguiente figura 36.

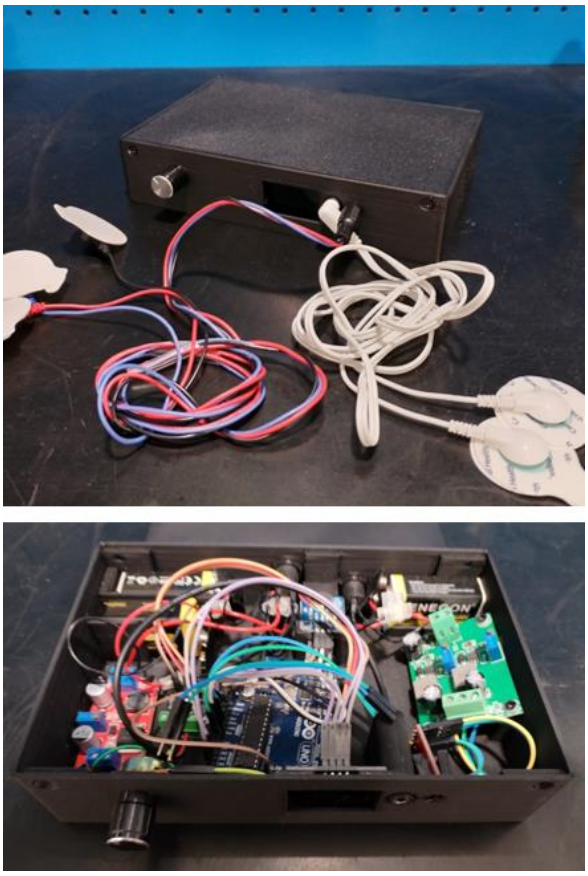


Figura 36. Montaje conjunto fase desarrollo.

4.6.3 Fase producto

Tras la comprobación del sistema y los componentes en la fase anterior, la principal diferencia fue la integración de los componentes en una carcasa la cual se muestra renderizada en la siguiente figura 39, y que permitía eliminar las placas de conexionado de la fase de ensayo anterior. Esta carcasa se realizó a través de tecnología de impresión 3D MJF (Multi Jet Fusion) en Nylon PA6, con el propósito de mostrar un producto mínimo viable de mejor acabado.

En esta fase, se sustituyó el sensor mostrado en la figura 22, por el modelo OYMotion SEN2040, figura 37, basado en la misma tecnología, pero es más preciso en la medición y puede ser conectado de forma directa a la placa de Arduino, de modo que se evitó utilizar la placa de alimentación mostrada en figura 23 y una fuente de alimentación adicional. Este cambio, pese al incremento de coste, benefició de forma sustancial el empaquetado del producto y por tanto su portabilidad. La tabla 11 muestra las características de este nuevo sensor:

Tabla 11. Características sensor OYMotion SEN2040

Voltaje entrada	3.3 a 5V
Voltaje operación	3V
Rango de detección	±1.5mV
Voltaje salida	0 a 3V
Rango temperatura	0 a 50°C
Medidas	22x35mm

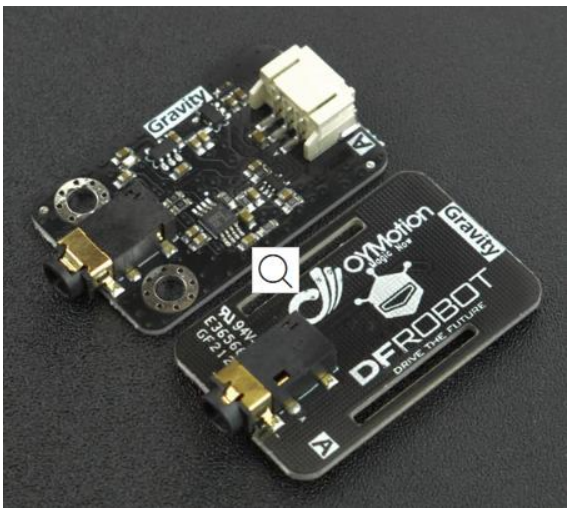


Figura 37. Sensor EMG OYMotion SEN2040.

Tras la realización de los ensayos se detectó la necesidad de mejorar la interacción entre el usuario y el dispositivo, por ello se añadió un zumbador o “buzzer” pasivo, de modo que se pudieran mandar señales acústicas personalizadas al usuario, ya que aunque existía la pantalla y la vibración incorporada en el modelo anterior, podían no resultar suficientes en ciertas circunstancias. La siguiente figura 38 muestra una imagen del zumbador pasivo.



Figura 38. Zumbador pasivo modelo S8550

Las características de este elemento se muestran en la siguiente tabla 12.

Tabla 12. Características Zumbador pasivo S8550

Voltaje entrada	3.3 a 5V
Medidas	32x13mm
Conexiones	3 pines. Puerto I/O oscilador de frecuencia.

La representación del conjunto 3D se muestra en la siguiente figura 39. Por último, se muestra una imagen real de este montaje para esta fase de producto en figura 40.



Figura 39. Representación 3D carcasa producto

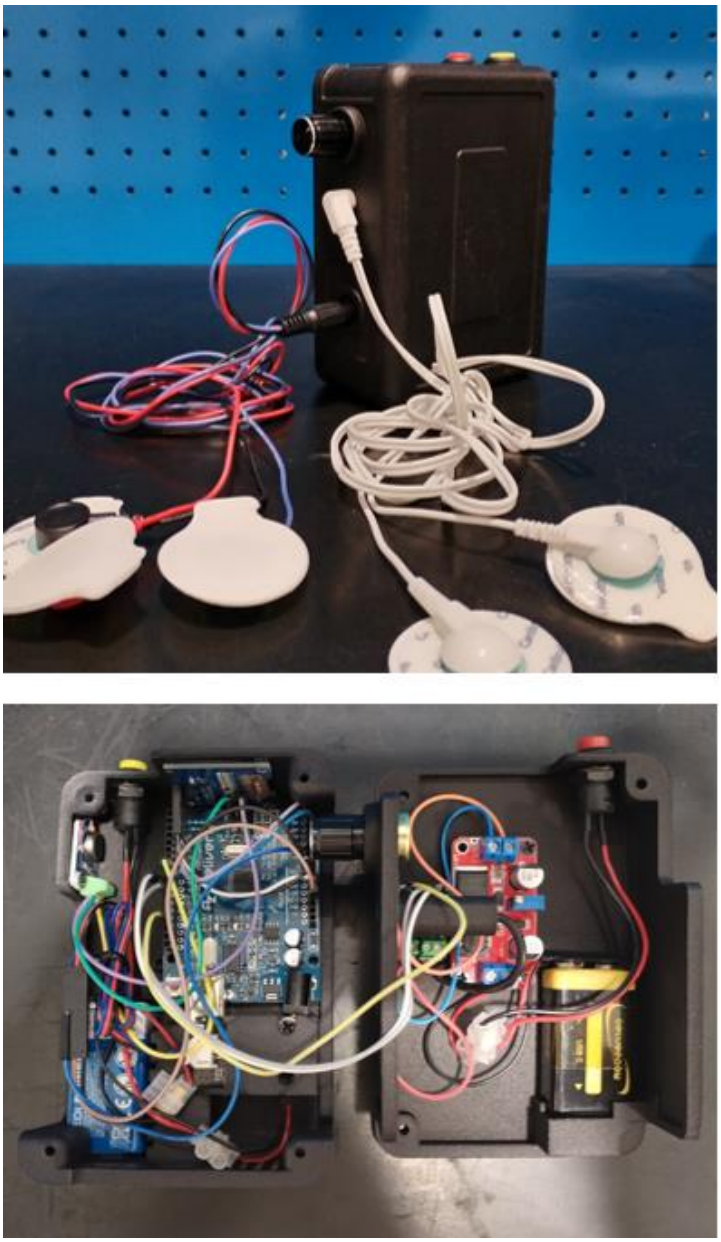


Figura 40. Montaje Fase Producto.

4.7 Electrónica y programación

En este apartado se recoge la programación y cálculos eléctricos/electrónicos que permiten obtener los objetivos planteados. Puesto que este desarrollo se realizó en varias etapas, los dispositivos comerciales fueron variando o adaptándose según las necesidades, disponibilidad y desarrollo del estudio, por lo que todos han quedado recogidos en las siguientes fases:

4.7.1 Fase Inicial

Dado que en este caso los sistemas electrónicos eran independientes, esta fase estuvo centrada en la recepción de datos y la creación del software necesario para el procesamiento de señal.

La recolección de datos se realizó mediante el sensor Shimmer3 EMG developer kit sensor (Dublin, Ireland 2008) mostrado anteriormente en la figura 13. La señal sin filtrar fue procesada en tiempo real, mostrando una gráfica de voltaje y tiempo transcurrido, a través del software propietario del fabricante (Convensys, Shimmer sensing). Los parámetros de calibración del conjunto son los siguientes:

- Voltaje de salida 2.42V
- Ganancia 6
- Resolución 24 bits
- Frecuencia de muestreo 512 Hz.
- Filtrado EMI interior de hasta 3 MHz.

A continuación, se muestra un ejemplo de esta lectura, en la figura 41.

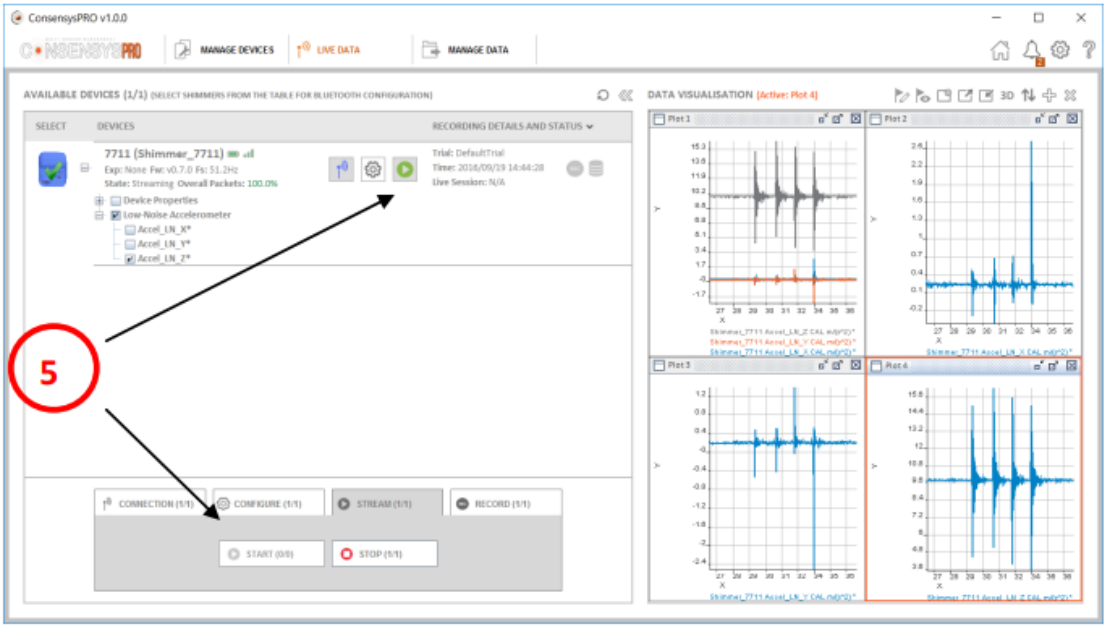


Figura 41. Ejemplo streaming datos sensor EMG. Figura 2.15 extraída de manual Convensys https://shimmersensing.com/wp-content/docs/support/documentation/Shimmer_User_Manual_rev3p.pdf

Sin embargo, esta aproximación no fue de ayuda en el desarrollo, puesto que se debían trabajar con estos datos y el programa propietario que permitía su visualización, pero no el desarrollo de código sobre él mismo. De esta forma, los datos recolectados por el sensor, fueron transferidos a un archivo ".csv", con el que poder comenzar el desarrollo de nuestro programa para la

rectificación y normalización de la onda. La siguiente figura 42 muestra el proceso de rectificación de los datos obtenidos por el sensor.

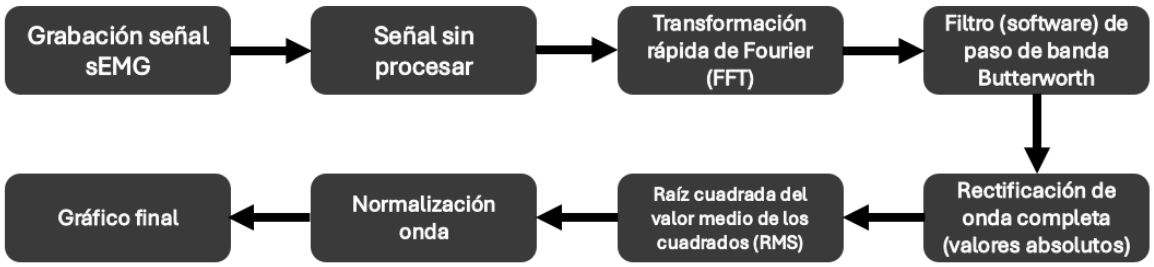


Figura 42. Flujograma para el proceso de rectificación de onda.

Tras el archivo .csv obtenido del propio sensor, se modificó en Excel 2021 (Microsoft, Estados Unidos 1985), en este punto se ajustó el formato de tiempo y frecuencia, ya que el sensor lo toma en formato absoluto. Este documento modificado, se convirtió a un archivo de texto .txt que servía de entrada para el programa que realizaba el proceso de rectificación y normalización de onda, MATLAB R2023a (MathWorks, Estados Unidos 1984). En este punto se desarrolló la transformada rápida de Fourier, o Fast Fourier Transform (FFT), que permitía descomponer señales en sus componentes espectrales y así poder conocer información sobre su composición. Es un método ampliamente utilizado para el tratamiento de señales digitales de este tipo, sirvan de ejemplo los siguientes estudios con esta misma aproximación [118][41]. Adicional al filtro EMI del propio sensor, se aplicó un filtro de banda Butterworth de cuarto orden, para filtrar todos los valores de frecuencia en el rango de 20-200Hz eliminando ruido de la señal obtenida, aplanando la forma de onda obtenida. La rectificación se realizó para mostrar sólo valores absolutos, y la envolvente se generó a través de la metodología de raíz cuadrado de valor medio de los cuadrados, o media móvil cuadrática, más conocida como Root Mean Square (RMS), esto nos permitía ver el valor medio de la forma de onda generada por los valores, y sus tendencias, en vez de reconocer sólo valores picos. Por último, estas medidas se normalizaron ya que el sensor requería un valor original de contracción máxima voluntaria, definido en 9 mV como lectura inicial del sensor, puesto que el sistema requería también filtrar los micromovimientos que se producen para mantener la postura, incluso cuando uno se encuentra quieto.

A continuación, se muestra en detalle estos pasos en las líneas de código:

La entrada al programa, como fue mencionado anteriormente, estuvo estructurado en un archivo con dos columnas, frecuencia como columna 1 y voltaje para cada una de las frecuencias recogidas, columna 2.

La figura 43 muestra el primer paso en MATLAB, que corresponde al paso 2 de la figura 42, se limpió al buffer de datos del programa, y se llamó al documento de texto ".txt" creado previamente. Se definió la frecuencia, la cual debía ser la misma que la frecuencia de toma de datos del sensor, y con ello se pudiera hacer una primera gráfica de la señal sin procesar.

```
%% EMG signal processing
close all
clear all

%% Step1 : Read Raw Data from .txt tile
fq = 512; %sampling frequency
loc='C:\Users\Jaime\Desktop';
data1 = textread([loc '\' 'Test1_A_31052023.txt']);
figure;
plot(data1(:,1), data1(:,2)-mean(data1(:,2)));
xlabel('Time (s)','fontsize', 14); ylabel('Signal magnitude (mV)', 'fontsize', 14);
title('Raw Data from EMG - Trapezius descendens', 'fontsize', 14);set(gca,'FontSize',14);

```

Figura 43. Señal sin procesar en programa MATLAB.

La figura 44 muestra el paso 3 de la figura 42, la transformación rápida de Fourier, como se puede ver en la línea 16 solo se trabajaba con la columna de voltajes del fichero, del mismo modo "fft" sobre el fichero convertía los valores al dominio de las frecuencias, "fftshift" desplazaba la frecuencia 0 al centro del espectro y "abs_fft" calculaba la magnitud del espectro de frecuencias. Las líneas de código restante graficaban el espectro de frecuencias de la muestra.

```
%% Step2: Perform Fast Fourier Transform and Shift Zero-component to center
% Trapezius descendens
sEMG1 = data1(:,2);
fft_sEMG1 = fft(sEMG1);
fft_sEMG1 = fftshift(fft_sEMG1);
n = length(sEMG1);
fq_axis1 = (-n/2:n/2-1)*fq/n; % zero-centered frequency range
abs_fft_sEMG1 = abs(fft_sEMG1);
figure;
plot(fq_axis1, abs_fft_sEMG1 ); axis([fq_axis1(1) fq_axis1(end) 0 1000]);
xlabel('Frequency (Hz)','fontsize', 14); ylabel('X(jw) magnitude','fontsize', 14);
title('Frequency Domain - Trapezius descendens','fontsize', 14);
set(gca,'FontSize',14);

```

Figura 44. Transformada rápida de Fourier MATLAB.

La figura 45 muestra el paso 4 de la figura 42, en este caso se generó el filtro definiendo los valores en los que quiere realizarse el filtrado, se definieron los valores de corte inferior y superior con "fcuth" y "fcutl" y con el uso de la función "butter" ya predefinida por el programa, para el filtro de tipo Butterworth de cuarto orden, así como la función "filtfilt" que realizaba un filtrado a fase cero de los datos de entrada, en este caso los voltajes obtenidos del sensor. Este filtrado se hizo en dirección directa e inversa y elimina transitorios al inicio y al final de la señal.

```
%% Step 3: Generate Bandpass digital filter
% can be changed with desired cutoff frequency
%highpass = 20;
%lowpass = 200;

% Filtering for butterworth bandpass filter
fnyq=fq/2;
fcuth=20;
fcutl=200;

%4th order butterworth Bandpass filter
[b,a]=butter(4,[fcuth fcutl]/fnyq,'bandpass');
data1(:,2)=filtfilt(b,a,data1(:,2));


```

Figura 45. Generación de filtro de banda MATLAB.

En este punto se saltaron algunas líneas de código desarrolladas para mostrar el filtro, sin embargo, esta información no fue considerada relevante en el ensayo, por lo que se dejaron en el programa como líneas de comentarios. Estas líneas pueden verse en el anexo VIII de esta tesis, dónde se encuentra el programa completo.

La figura 46 muestra el paso 5 de la figura 42, para la etapa de rectificación se utilizó la función "rec_signal" referente a rectificación de onda completa y que convierte todas las amplitudes a valores positivos. Las líneas finales permiten graficar este cambio.

```
%% Step 4: Full wave rectification

rec_signal=zeros(length(data1),3);
rec_signal(:,2)=abs(data1(:,2));

plot(data1(:,1),rec_signal(:,2));
xlabel('Time (s)');
ylabel('Voltage (mV)');
title('Trapezius descendens wave rectification')

```

Figura 46. Rectificación de onda en programa MATLAB.

La figura 47 muestra el paso 6 de la figura 42, en este caso se utilizó la función "envelope" que permite conocer la envolvente de la señal, se limitó el gráfico a 150 valores de la muestra, para no saturar el gráfico, mediante la función "window".

```
64  %% Step 5: Root mean square envelope (RMS)
65
66  envelope=zeros(n,3);
67
68  %window 150
69  window=150;
70
71  envelope(:,2)=sqrt(movmean((rec_signal(:,2).^2),window));
72
73
```

Figura 47. Definición de la envolvente de onda obtenida en programa MATLAB.

La figura 48 muestra el paso 7 de la figura 42. La normalización se realizó mediante un valor limitado por un valor de reposo, marcado en 0.95V (MVC) que fue un valor estándar comprobado como el ruido del sensor cuando el sujeto se encontraba en posición para realizar el ensayo. Cabe destacar que este valor debía ser revisado para cada usuario, ya que este ruido producido en la postura es distinto para cada usuario, se comprobó que este valor se encontraba siempre entre 0.9 y 1V. Por último, los valores obtenidos se dividieron por este valor y se convirtieron a un porcentaje.

```
63  %% Step 6: Normalisation (baseline)
64  %MVC defined by a movement without any load in V
65  MVC=0.95;
66  MVC_normalised=zeros(n,1);
67  %Signal to percentage
68  MVC_normalised(:,1)=(envelope(:,2)./MVC).*100;
```

Figura 48. Normalización de los valores en programa MATLAB.

Para finalizar, la figura 49 muestra el paso 8 de la figura 42, se graficó tanto el cálculo de la onda RMS obtenida como la envoltura de la onda en un periodo de 120 segundos, tiempo definido en el estudio para cada ensayo, lo que permitió tener en un mismo gráfico la onda tratada y poder definir dónde ocurría la fatiga.

```
84  %% Step 7: Plot RMS and enveloped signal
85
86  %Time limits for plotting in seconds
87  limA=0;
88  limB=120;
89  figure;
90
91  plot(data1(:,1),rec_signal(:,2));
92  hold on;
93  plot(data1(:,1), envelope(:,2),'r','linewidth',2);
94
95  xlim( [limA limB]);
96  xlabel('Time (s)');
97  ylabel('Voltage (mV)');
98  title('Trapezius descendens RMS& envelope signal')
99  grid;
100
```

Figura 49. Gráficos de señal RMS y envolvente para comparación muestra en programa MATLAB.

Con este código se hizo posible leer y comparar valores, de modo que gráficamente podía definirse la fatiga. Se hace necesario comentar que la manera convencional de conocer en qué momento se produce fatiga cuando se da un esfuerzo sostenido, es a través de dos técnicas:

- Estudiando el cambio de pendiente dentro de la gráfica, pendientes negativas o cambios drásticos en la misma sugieren la llegada al límite de fatiga muscular.
- Variabilidad en la frecuencia, es decir, detectar frecuencias más bajas a los valores habituales, u oscilaciones en la frecuencia.

El código completo se encuentra en Anexo VIII. Los resultados de la aplicación de esta programación se muestran en el apartado resultados de esta Tesis.

4.7.2 Fase desarrollo

Tras los pasos realizados en la fase inicial en cuanto al tratamiento de señal, los esfuerzos en esta fase estuvieron focalizados en mejorar la interpretación de los resultados y mejora del código original, por ello, se amplió el código añadiendo diferentes gráficas que permitan una interpretación más sencilla de los resultados. La siguiente figura 50 muestra el flujograma realizado en esta parte de código:

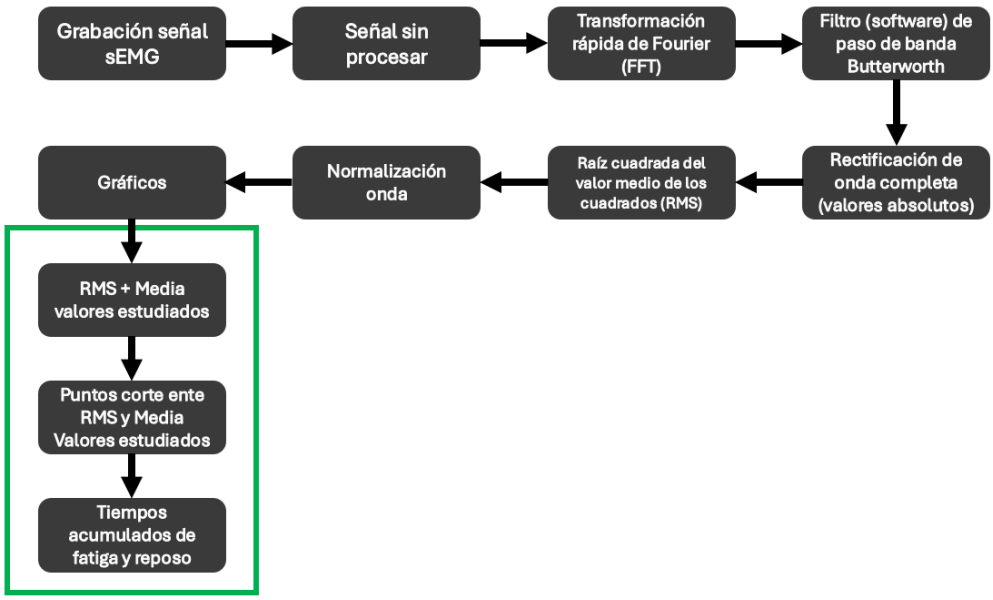


Figura 50. Flujograma de trabajo en fase de desarrollo Matlab.

El primer gráfico dibujaba únicamente la envolvente RMS junto con la medía de valores RMS y dibuja las áreas de corte entre estas dos gráficas, definiendo las partes por encima de la media RMS como valores de fatiga, en color rojo, y los valores de corte por debajo de esta media como

valores de postura relajada, color verde. Con este gráfico se pretendía tener una imagen más clara de cuándo y en qué manera se produjo la fatiga en el sujeto, remarcando las zonas en las que se produjeron picos y valles, y por tanto, cambios de tendencia en la gráfica. La figura 51 muestra esta parte de código.

```
%% Step 8: Plot RMS Envelope and Color Areas Relative to Mean RMS
% Create a new figure
figure;
hold on;

% Define the time and envelope values
time = data1(:,1);
rms_envelope = envelope(:,2);

% Fill the area below the Mean RMS in green
below_mean = rms_envelope <= mean_rms;
fill([time; flipud(time)], ...
     [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* below_mean + mean_rms .* ~below_mean)], ...
     'g', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Fill the area above the Mean RMS in red
above_mean = rms_envelope > mean_rms;
fill([time; flipud(time)], ...
     [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* above_mean + mean_rms .* ~above_mean)], ...
     'r', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Plot the RMS envelope in black
plot(time, rms_envelope, 'k', 'LineWidth', 2);

% Plot the Mean RMS as a green dashed line
line([time(1) time(end)], [mean_rms mean_rms], 'Color', 'g', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 2);

% Customize the plot
xlabel('Time (s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Voltage (V)', 'FontSize', 14);
title('RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS', 'FontSize', 14);
legend('Below Mean RMS', 'Above Mean RMS', 'RMS Envelope', 'Mean RMS', 'Location', 'best');
grid;
set(gca, 'FontSize', 14);
hold off;
```

Figura 51. Gráficos de media RMS y envolvente para comparación muestra en programa MATLAB.

El segundo gráfico, similar al anterior, fue programado para mostrar puntos de corte entre la media RMS y su envolvente, de este modo se podía detectar la cantidad de cambios de tendencia que se producían en el estudio así como su duración. El código se muestra en la siguiente figura 52.

```
%% Step 9: Detect and plot crossings with areas and vertical lines
% Find crossings
crossings = find(diff(sign(rms_envelope - mean_rms))); % Indices of crossings
cross_times = time(crossings); % Times of crossings

% Create a new figure
figure;
hold on;

% Fill the area below the Mean RMS in green
below_mean = rms_envelope <= mean_rms;
fill([time; flipud(time)], ...
     [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* below_mean + mean_rms .* ~below_mean)], ...
     'g', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Fill the area above the Mean RMS in red
above_mean = rms_envelope > mean_rms;
fill([time; flipud(time)], ...
     [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* above_mean + mean_rms .* ~above_mean)], ...
     'r', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Plot the RMS envelope in black
plot(time, rms_envelope, 'k', 'LineWidth', 2);

% Plot the Mean RMS as a green dashed line
line([time(1) time(end)], [mean_rms mean_rms], 'Color', 'g', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 2);

% Plot vertical blue lines at crossing points
for c = 1:length(cross_times)
    line([cross_times(c) cross_times(c)], [min(rms_envelope) max(rms_envelope)], ...
        'Color', 'b', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 1.5);
end

% Customize the plot
xlabel('Time (s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Voltage (V)', 'FontSize', 14);
title('RMS Envelope with Colored Areas and Crossings', 'FontSize', 14);
legend('Below Mean RMS', 'Above Mean RMS', 'RMS Envelope', 'Mean RMS', 'Crossings', 'Location', 'best');
grid;
set(gca, 'FontSize', 14);
hold off;
```

Figura 52. Gráficos de media RMS y envolvente con puntos de corte para comparación muestra en programa MATLAB.

Por último, en la figura 53, se muestra el código para el cálculo del tiempo acumulado por encima y debajo de la media RMS obtenida para cada sujeto, si bien es verdad que la media RMS no marca con precisión los puntos de fatiga de las gráficas se consideró como un marcador correcto para una interpretación rápida de los resultados. Por ejemplo, el uso de una media móvil provocaría el desplazamiento de los puntos de fatiga, y por tanto una detección más tardía.

```
%% Step 10: Horizontal Bar Plot of Accumulated Times Above and Below Mean RMS
% Calculate time differences
time_diff = diff(time);

% Initialize accumulated times
time_above = 0;
time_below = 0;

% Loop through RMS envelope to accumulate times
for t = 1:length(time_diff)
    if rms_envelope(t) > mean_rms
        time_above = time_above + time_diff(t);
    else
        time_below = time_below + time_diff(t);
    end
end

% Prepare data for the bar plot
times = [time_below, time_above]; % Accumulated times
labels = {'Below Mean RMS', 'Above Mean RMS'};

% Create a horizontal bar plot
figure;
barh(times, 'FaceColor', 'flat');
yticklabels(labels);
xlabel('Accumulated Time (s)', 'FontSize', 14);
ylabel('RMS Classification', 'FontSize', 14);
title('Accumulated Times Above and Below Mean RMS', 'FontSize', 14);
grid on;

% Add time values as text on the bars
for i = 1:length(times)
    text(times(i), i, sprintf('%.2f s', times(i)), 'VerticalAlignment', 'middle', 'HorizontalAlignment', 'left',
end

end
```

Figura 53. Gráficos de tiempos acumulados bajo el criterio de media RMS Matlab.

Una vez se conoció y estableció el funcionamiento de la señal obtenida, se hizo necesario definir el tipo de onda a utilizar en el TENS:

De forma resumida, puede decirse que: la amplitud de onda tiene una relación directa con la intensidad del impulso que recibe el sujeto. La frecuencia, con la activación del tipo de fibra dentro del músculo a tratar, y, el ancho del impulso, con la densidad de fibras del músculo estudiado.

Como ya se mencionó anteriormente, este hecho es muy dependiente del sujeto de estudio, su composición y desarrollo muscular. Puede decirse que las fibras Tipo I están más relacionadas con la resistencia, por lo que son más difíciles de fatigar, y las fibras TIPO II son más óptimas para la generación de esfuerzos, produciéndose en ellas la fatiga de forma más rápida que en las Tipo I [119]. Dada la aplicación, quedó patente que se debía utilizar un tipo de onda que mitigara los efectos de la fatiga en fibras Tipo I, sin provocar contracción muscular debido al TENS. Por tanto, la definición del tipo y parámetros de onda se consideró vital en el estudio, ya que una aplicación errónea de corrientes bajo FES a músculos con predominancia de fibras tipo II, puede prolongar la progresión de la fatiga en el músculo debido a los parámetros de onda [119].

Una onda viene definida por concepto por: la amplitud del pulso, medida en miliamperios (mA). La frecuencia, medidas en pulsos por segundo (pps). El ancho o duración del pulso en picosegundos (µs) y por el patrón que realiza la corriente [120] valores que pueden reconocerse en la siguiente figura 54.

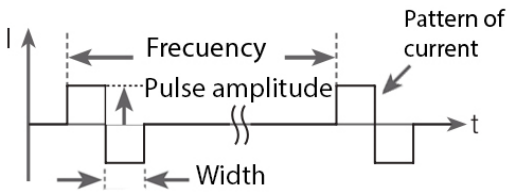


Figura 54. Gráfico tipo de onda generada.

Para la realización del TENS se optó por utilizar la teoría convencional de uso de TENS, utilizada para una analgesia de poca duración, como base de aplicación: Según la Asociación para el Estudio del Dolor (Association for the Study of Pain, ISAP) estos valores quedan baremados entre 50-100 Hz para frecuencia, y una duración entre 50-200 ms y con valores de intensidad comprendidos entre 0-90 mA, como parámetros estándar. Baja intensidad y alta frecuencia produce una fuerte a la vez cómoda parestesia [120].

Como ya se comentó anteriormente, estos valores son dependientes del usuario y por ello, se mantuvieron unos valores comunes para el ensayo a realizar en toda la muestra con el fin de homogeneizar los resultados.

En cuanto al tipo de onda, se caracterizó una onda bifásica cuadrada simétrica, que permite la descarga de tensión muscular, provoca menos fatiga y tienen una aplicación más segura que un tipo de onda monofásica. Conociendo esta información, la onda utilizada en el estudio quedó definida por los parámetros mostrados en la tabla 13. Estos valores se definieron a través de un TENS comercial programable, mediante el cual se obtuvieron los parámetros que resultaban cómodos para el usuario, sin que produjera dolor o movimientos involuntarios. Estos valores también se encontraban dentro de los rangos que han sido mostrados en la literatura [63][82][121].

Tabla 13 Parámetros a definir en el diseño eléctrico y electrónico.

Patrón de onda	Cuadrada bifásica
Amplitud de pulso	50 mA entrada
Frecuencia	4 Hz
Ancho de pulso	25µs

Por tanto, el predimensionamiento del sistema se movió a la entrada en una zona segura para el usuario, tal y como se mostró en el capítulo de material y método figura 9, y que queda detallado con la nueva figura 55.

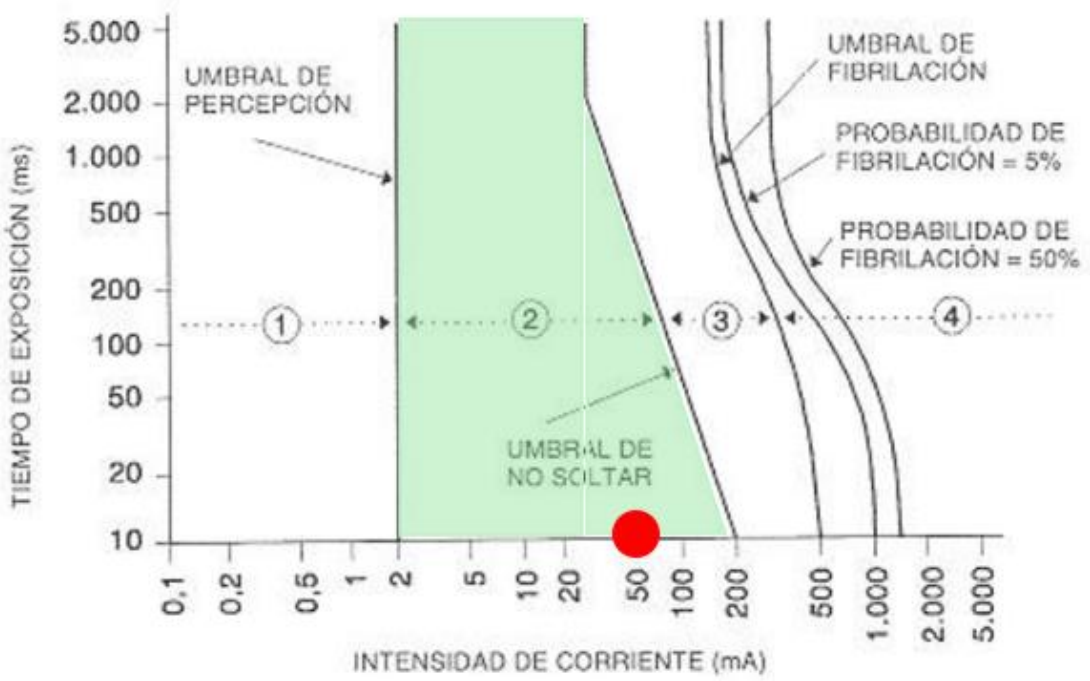


Figura 55. Zona trabajo para diseño entrada TENS.

A continuación, se muestran los cálculos realizados para obtener este tipo de onda TENS:

El TENS tiene tres elementos principales, tal y como se muestra en la figura 15, un conversor elevador de tensión DC-DC, figura 32, un módulo PWM con puente H, figura 30 y el microcontrolador, figura 19, que permite el control de esta señal.

- **Conversor DC-DC:** Este elemento se utilizó para regular de forma estable el voltaje necesario, que dadas las condiciones de resistividad de la piel humana puede catalogarse como "alto". Para evitar problemas con sobretensiones, este elevador de tensión se alimentó mediante una batería de 9V en vez de una fuente de alimentación externa, similar a los TENS comerciales. Este conversor posee un resistor variable que permite elevar dicha tensión de entrada de la batería hasta 45V máximos a la salida. Para conocer el valor de voltaje a la salida se utilizó la siguiente fórmula mostrada en la figura 56.

$$Vout = 1.25 * \left(1 + \frac{Rv}{Rf}\right) = 1.25 * \left(1 + \frac{49.9}{1.5}\right) = 43V$$

Figura 56. Fórmula para cálculo de voltaje a la salida del conversor DC-DC.

Dónde:

"Rv" es la resistencia variable montada en la placa.

"Rf" es la resistencia de retroalimentación.

A este valor hubo que añadirle el rendimiento de la conversión, del 94%, tal y como se muestra en la tabla 10, obteniendo los 40V continuos máximos de salida. En cualquier

caso, este valor fue rebajado a 35V para el ensayo, y medido a la salida con un voltímetro profesional con un error de escala de 0.1%. Este valor también estuvo condicionado por el propio modulo PWM, el cual solo admite un máximo de 35V de entrada nominal, y 45V de pico. Es interesante mencionar que este tipo de modulo, funciona por igualdad de potencia, es decir, la potencia a la entrada es la misma que a la salida, por lo que, la intensidad de corriente puede ser regulada a través de este elemento mediante el voltaje a la salida. Es por ello por lo que se hizo necesario montar un potenciómetro a la salida, de modo que se pudiera regular el paso de corriente fuera de este módulo sí fuera necesario, además de ser una seguridad adicional al usuario.

- **Modulo PWM:** Esta encargada de convertir la corriente continua positiva del elevador de voltaje DC-DC a una señal de polaridad positiva y negativa, alterna, a través del puente H que contiene en su interior, obteniendo así la onda bifásica. A través de dos señales digitales de entrada, producidas en el microcontrolador, este elemento realiza los cambios que se muestran en la siguiente tabla 14, y los envía por sus salidas, que son el cableado de conexión al sujeto de estudio.

Tabla 14 Parámetros a definir en el diseño eléctrico y electrónico.

IN 1	IN 2	OUT 1	OUT 2	Descripción
0	0	*Alta impedancia*	*Alta impedancia*	*Puente H cerrado. Sin paso de corriente*
0	1	Alto	Bajo	OUT 2 Voltaje + OUT 1 Voltaje -
1	0	Bajo	Alto	OUT 2 Voltaje - OUT 1 Voltaje +

Este elemento, además de tener la limitación del voltaje de entrada, también se encuentra limitado por la máxima corriente que puede pasar por el mismo, pero su valor no es limitante, puesto que la corriente máxima que puede pasar por el cuerpo es bastante menor.

- **Microcontrolador:** Como se mencionó anteriormente, este elemento mandaba señal al módulo PWM a través de dos pines digitales, los cuales eran programados con el tiempo de activación: la frecuencia de la onda cuadrada a definir y la duración del pulso, es decir, el ancho del pulso de la onda bifásica cuadrada.

Para terminar de definir el tipo de onda faltaba la intensidad de corriente, lamentablemente, este parámetro es dependiente, principalmente, de las características de la piel, por lo que se suele utilizar un valor estándar de 500 Ohm (valor mínimo), por lo que los parámetros de onda teóricos para el ensayo quedaron definidos en la siguiente tabla 15.

Tabla 15. Parámetros teóricos de TENS

Canales:	1, pudiendo ser expandido.
Alimentación:	Mediante pila 9V 650mAh, limitado por seguridad.
Tipo de onda:	Bifásica cuadrada simétrica generada por PWM.
Intensidad de pulso:	0 a 140 mA de pico a pico considerando 500 Ohm de resistencia
Voltaje de salida:	70V pico a pico nominales (sin perdidas)
Duración de pulso:	25µs, programables.
Intervalo entre pulso:	1µs, limitado por hardware.
Frecuencia de estimulación:	4Hz, programables:

Bajo estas condiciones, el sistema TENS fue capaz de producir una corriente analgésica, que no producía contracción muscular.

Habiendo definido como interpretar los valores obtenidos por un sensor EMG y los parámetros que definen el TENS para poder realizar uno propio, quedó definir el conexionado y software necesario para su funcionamiento.

Prosiguiendo con el apartado 4.6.2, a continuación, se describen los conexionados eléctricos y software necesario para el control del conjunto completo, comenzando por una vista general del esquema electrónico del sistema creado en la figura 57. Para el desarrollo de estos esquemas, fue necesario la utilización del programa Fritzing© (Interaction Design Lab, 2007), un programa de automatización de diseño electrónico de licencia pública, que permitió prototipar esquemas eléctricos a partir de componentes para poder simular y producir productos electrónicos.

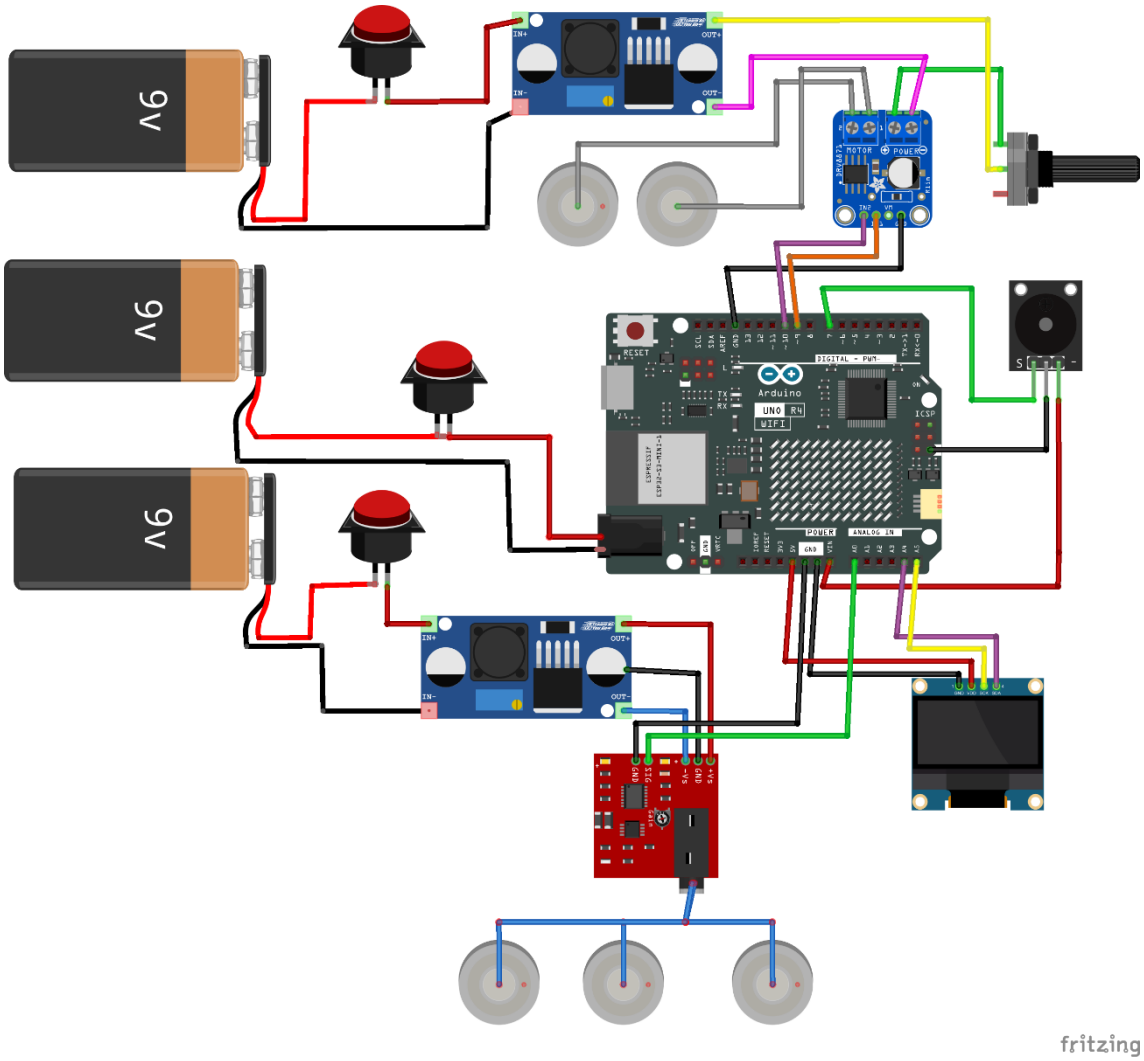


Figura 57. Esquema electrónico fase desarrollo.

A continuación, se detalla el conexionado de cada una de sus etapas:

En el caso del control, figura 58, la placa Arduino tuvo una alimentación independiente, mediante una batería recargable de 9V y 650 mAh, que fue conectada mediante un Jack 3.5 macho a la placa.

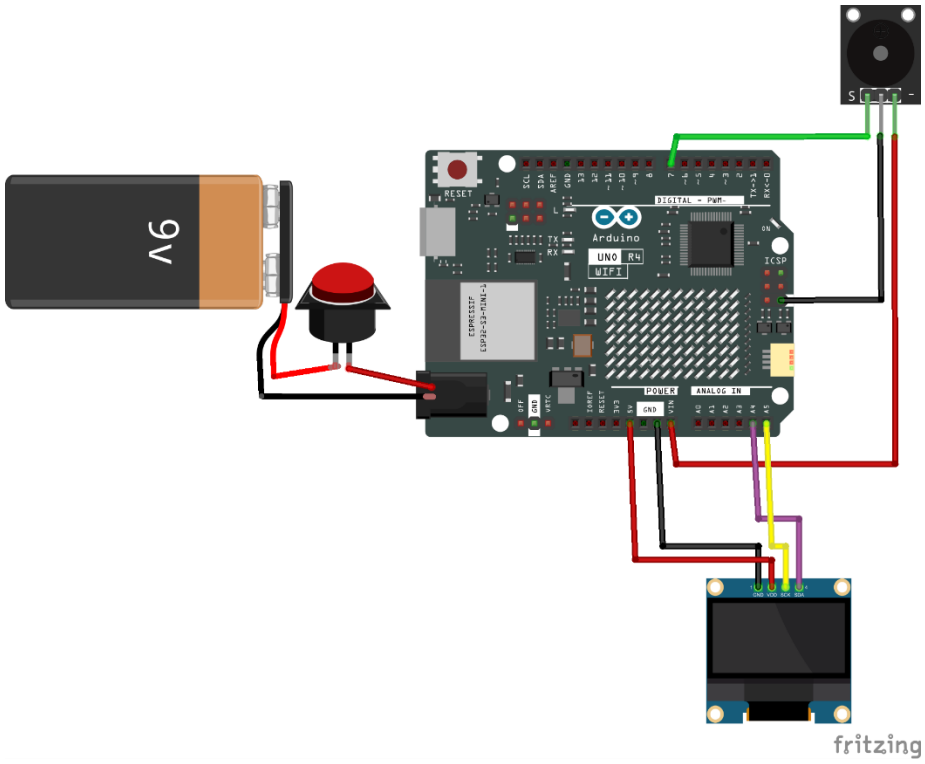


Figura 58. Detalle esquema control en fase desarrollo.

Por otro lado, la pantalla OLED se conectó según la especificación del fabricante, la cual puede verse en la siguiente tabla 16.

Tabla 16. Conexionado pantalla OLED I2C

Pines Pantalla	Pines Microcontrolador	Color Cableado
SDA	A4	Morado
SCK	A5	Amarillo
GND	GND	Negro
VCC	5V	Rojo

En el caso del motor de vibración, el conexionado queda recogido en la siguiente tabla 17.

Tabla 17. Conexionado motor vibración

Pines motor vibración	Pines Microcontrolador	Color Cableado
Señal	D7	Verde
GND	GND puerto ICSP	Negro
VCC	VIN	Rojo

En el caso del EMG, el conexionado quedó definido según la siguiente figura 59.

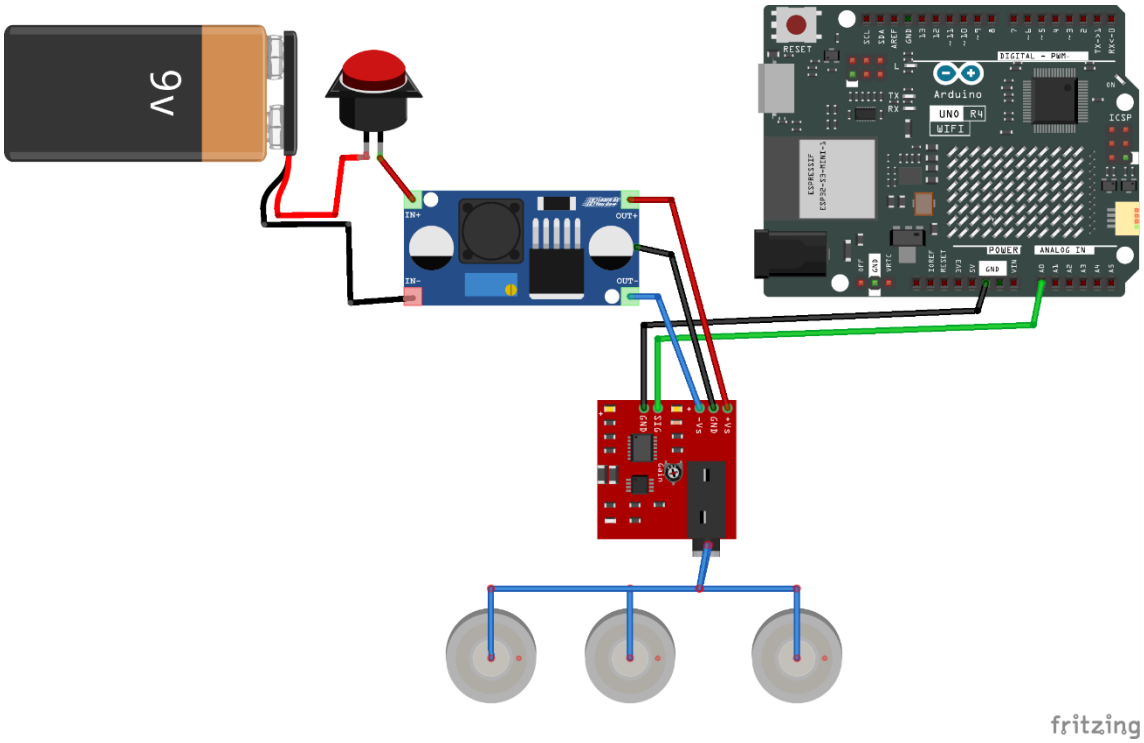


Figura 59. Detalle esquema sEMG en fase desarrollo.

Como ha sido mencionado en el apartado anterior, este sensor requirió de una fuente de alimentación externa para poder activarlo, que incluya voltaje positivo y negativo, por ello, la pila de 9V se conectó por cable al módulo fuente de alimentación dual. El cual tuvo 3 salidas que se recogen en la siguiente tabla 18 de conexiones con el sensor EMG.

Tabla 18. Conexionado sensor EMG.

Pines módulo alimentación dual	Pines Sensor	Color Cableado
VEE	Vs+	Rojo
GND	GND	Negro
VDD	Vs-	Azul

El conexionado a microcontrolador queda definido en la tabla 19.

Tabla 19. Conexionado microcontrolador

Pines Sensor	Pines Microcontrolador	Color Cableado
Signal	A0	Verde
GND	GND	Negro

El sensor equipaba un conector Jack tipo TS hembra de 3.5mm, que permitía mediante un Jack macho de 3.5mm la conexión del cableado EMG para los electrodos.

Para la etapa de TENS, la figura 60, muestra el montaje final. Este tipo de montaje requirió una alimentación independiente del elevador de tensión para evitar sobretensiones, ya que la placa Arduino permite hasta 24 V de entrada, cuando el sistema funcionó a un máximo de 35 Voltios. El propio elevador de tensión tiene un regulador de voltaje incorporado que permitía regular este valor de forma manual según las necesidades del usuario. Sin embargo, a la salida de este módulo XL6019 se añadió un potenciómetro, que permitía una regulación más sencilla de voltaje, y por tanto de la intensidad de corriente que recibía el usuario. El módulo DRV8871, estuvo alimentado por el propio elevador de tensión, y contenía 5 salidas, 2 denominadas motor 1 y 2 (OUT 1 y OUT 2), que iban conectadas a electrodos positivo y negativo del TENS, y estaban encargados de transmitir el tipo de onda TENS. Por otro lado, los pines encargados de la lógica proporcionada por el microcontrolador, dos cables conectados a pines PWM, para regular la forma de onda positiva y negativa, es decir, valores de 0 a 35V mediante pin positivo, asignado a pin D10 y valores de voltaje -35 a 0V, regulados por el pin D9, obteniendo una amplitud de onda de 70V, de -35 a 35V, el último cable de salida fue colocado a tierra al microcontrolador. Las conexiones se detallan en la siguiente tabla 20.

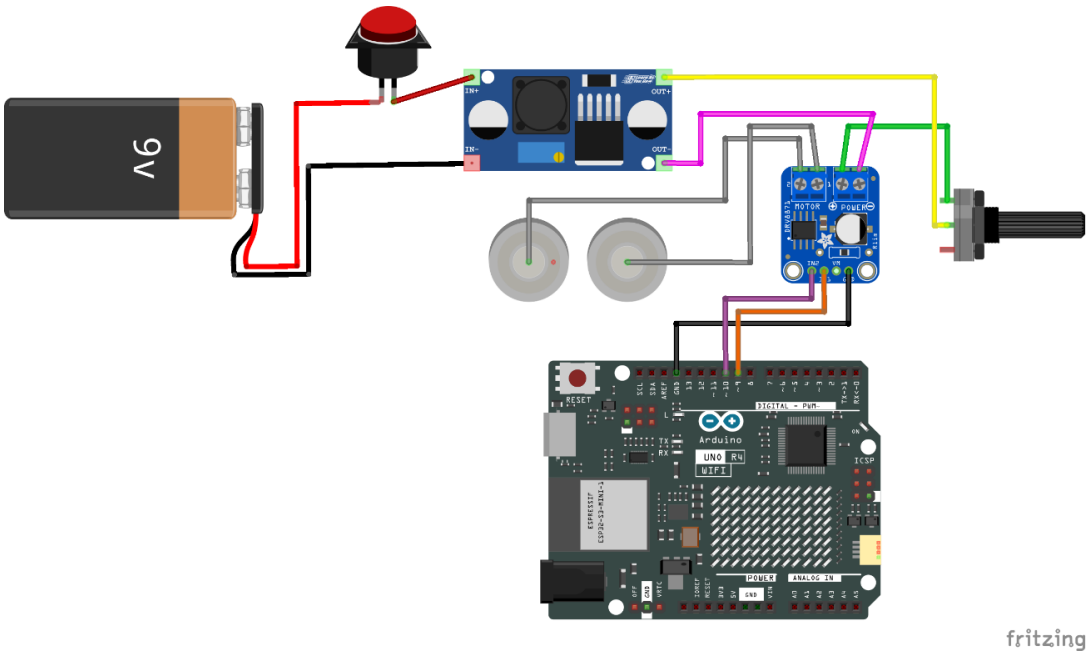


Figura 60. Detalle esquema TENS en fase desarrollo.

Tabla 20. Conexionado sistema TENS.

Elemento	Pin entrada	Pin salida	Color Cableado
Batería 9V	-	9V	Rojo
	-	GND	Negro

Elevador tensión	9V batería	A potenciómetro	Amarillo
	GND batería	A negativo DRV8871	Lila
Módulo DRV8871	- elevador de tensión	-	Amarillo
	+ potenciómetro	-	Verde
	Pin D9	Motor 1	Naranja
	Pin D10	Motor 2	Morado
	GND	GND	Negro
	-	Electrodo +	Gris
	-	Electrodo -	Gris
Potenciómetro	Elevador tensión	-	Verde
	A positivo DRV8871	-	Amarillo

En cuanto al software desarrollado para controlar estos elementos de esta etapa, se utilizó la plataforma de programación de Arduino denominada Arduino IDE, se muestra detalle de la interfaz en figura 61. El código completo se encuentra en ANEXO VII.

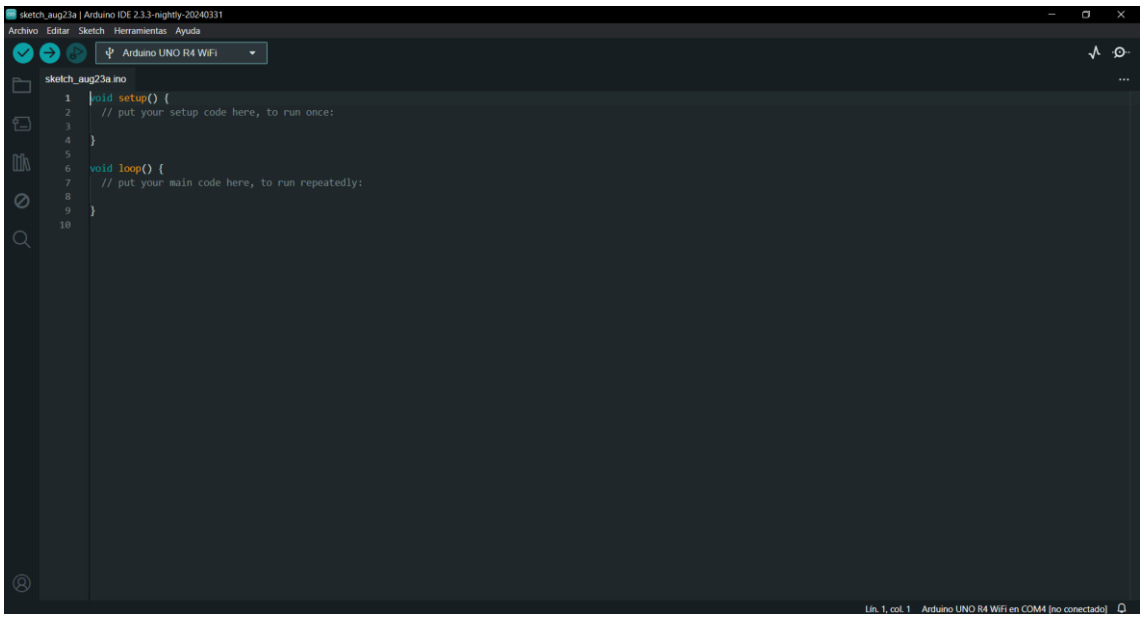


Figura 61. Interfaz Arduino IDE.

Para realizar la programación, y dada la limitada potencia y memoria disponible en la placa, se optó por estructurar la programación de modo que el uso de recursos fuera mínimo. Para ello, la mejor opción fue evitar las funciones tipo “delay” que retrasan el programa y mantienen muchas líneas de código en funcionamiento al mismo tiempo, así como las tasas de refresco de los datos a través del protocolo de comunicación con la pantalla, de modo que el “void loop” del

programa quedó muy simplificado y este, no llamaba a funciones no cargadas en memoria hasta que eran requeridas por el programa.

En primer lugar, se incluyen las bibliotecas necesarias, figura 62. Estas bibliotecas permiten la comunicación con la pantalla OLED y proporcionan funciones gráficas para mostrar texto e imágenes en la pantalla.

```
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>

```

Figura 62. Carga de bibliotecas en Arduino ID.

En la siguiente figura 63, se muestran los parámetros de pantalla, medidas, comunicación y tipo de pantalla.

```
// Inicializa dirección I2C
#define i2c_Address 0x3c // OLED I2C addr
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1   // QT-PY / XIAO
Adafruit_SH1106G display = Adafruit_SH1106G(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

```

Figura 63. Propiedades de pantalla en Arduino ID.

A continuación, se definieron las variables necesarias, declarando los pines a los que están conectados el control PWM del TENS, el pin digital necesario para comunicarse con el módulo vibrador y también se declararon las variables para definir parámetros de onda del TENS, frecuencia, que permitía tener pulsos más o menos cercanos en el tiempo, y tiempo o ancho de pulso. Esta explicación es mostrada en la figura 64.

```
// Pines PWM TENS
#define LOGIC_IN1 9
#define LOGIC_IN2 10
// Vibración
#define vibrador 7
// Frecuencia y parámetros de estimulación
#define Hz 4 // frecuencia
#define tiempoPulso 25 // tiempo del pulso en microsegundos
```

Figura 64. Declaración de variables en Arduino ID.

La función “void setup” permite realizar una serie de operaciones una única vez durante el programa, por ello se utilizó para inicializar elementos o para tareas que se quieren utilizar una única vez al inicio del programa. Por ello, de inicializó la velocidad de comunicación a 9600 Baudios, y se definió como van a funcionar los pines definidos anteriormente como salida de datos. Posteriormente, se inicializó la pantalla OLED, siempre que esta tenga comunicación, si no, debía mostrar un error el programa. Finalmente, se definió una cuenta regresiva de inicio.

Adicionalmente, se añadió un temporizador de 15 segundos, y se hizo que mostrara por pantalla una cuenta regresiva con el tiempo restante para el inicio del ensayo. Esto se muestra en la figura 65.

```
22  void setup() {
23    Serial.begin(9600);
24    pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
25    pinMode(LOGIC_IN1, OUTPUT);
26    pinMode(LOGIC_IN2, OUTPUT);
27    pinMode(vibrador, OUTPUT);
28
29    // Inicializa la pantalla OLED
30    if (!display.begin(i2c_Address, true)) {
31      Serial.println(F("Error al iniciar la pantalla OLED"));
32      for (;;); // Detener si falla la pantalla
33    }
34
35    display.clearDisplay();
36    pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
37
38    // Pausa inicial antes de comenzar
39    unsigned long tiempoEspera = 15000;
40    cuentaRegresiva("ENSAYO EN:", tiempoEspera);
41  }
```

Figura 65. Función void setup en Arduino ID.

Esta función “void loop” se realizó en dos etapas de adquisición de datos: Una primera etapa midiendo la señal EMG, con descansos entre tomas de 120 segundos en las que se aplica la corriente TENS, y una segunda etapa con tres ensayos en los que únicamente se recoge la lectura del sensor EMG, figuras 66, 67, 68 y 69.

Como se muestra en la figura 66, durante los intervalos de descanso de la primera etapa, hay varias funciones definidas. “mostrarMensajeOled” permitió mostrar datos por pantalla o “realizarEnsayo” que permitió controlar el tiempo y llevar el conteo del ensayo en que se encuentra el ensayo.

Cuando fue aplicado el TENS se añadió una línea de código adicional, que obliga a mantener a 0 la señal PWM, esta fue definida como “PORTB”, esto viene definido por el módulo PWM y la salida negativa asignada. Esto se incluyó, a modo de seguridad, para evitar descargas parciales del módulo PWM. Para finalizar, cada vez que se realizó una de las tareas de esta secuencia, se activó una función de vibración para avisar al sujeto estudiado del cambio.

```
43  void loop() {
44    for (int i = 1; i <= 3; i++) {
45
46      //EMG
47      mostrarMensajeOLED("EMG " + String(i), "Voltaje:");
48
49      unsigned long tiempoEnsayo = 120000; // Tiempo de ensayo por bloque (120 segundos)
50      realizarEnsayo(i, tiempoEnsayo);
51
52          // Descanso + TENS
53      unsigned long tiempoDescansoTENS = 120000;
54      aplicarTENSConDescanso(tiempoDescansoTENS);
55      PORTB = B00000000;
56      activarVibrador(2000);
57    }
```

Figura 66. Función "void loop" A en Arduino ID.

Antes de pasar a la segunda parte del ensayo, se generó una variable, "tiempoPausa", de 15 minutos, con la finalidad de dar descanso suficiente entre tomas al sujeto.

```
59    // Segunda etapa del ensayo
60    unsigned long tiempoPausa = 900000; // Tiempo entre tomas ensayo
61    cuentaRegresiva("DESC. PARTE 2", tiempoPausa);
```

Figura 67. Función "void loop" B en Arduino ID.

La segunda parte del ensayo estuvo compuesta unicamente por la adquisición de datos por el EMG, esto se realizó mediante llamadas a "tiempoensayo", una variable que contiene el bloque de tiempo del ensayo, y por tanto, del temporizador de adquisición de datos.

```
63    for (int i = 4; i <= 6; i++) {
64
65      mostrarMensajeOLED("EMG " + String(i), "Voltaje:");
66
67      unsigned long tiempoEnsayo = 120000; // Tiempo de ensayo por bloque (120 segundos)
68      realizarEnsayo(i, tiempoEnsayo);
69
70
71      // Descanso sin TENS
72      unsigned long tiempoDescanso = 120000;
73      cuentaRegresiva("DESCANSO", tiempoDescanso);
74    }
```

Figura 68. Función" void loop" C en Arduino ID.

Para finalizar la parte principal del programa, el software mostró por pantalla un mensaje de referencia para finalizar del ensayo.

```
76    // Fin del ensayo
77    mostrarMensajeOLED("FIN ENSAYO", "");
78    while (true); // Detener ejecución
79  }
```

Figura 69. Función" void loop" D en Arduino ID.

Esta estrategia de invocar funciones en el código permitió optimizar los recursos del microcontrolador, y permitió el correcto funcionamiento del sistema pese a las limitaciones de hardware existentes. Se probaron estrategias más directas, menos eficientes en recursos, y provocaron problemas en el conjunto: como por ejemplo ralentizaciones y bloqueos, afectando así al correcto funcionamiento del ensayo.

A continuación, se definen en detalle las funciones anteriormente mencionadas:

Función "mostrarMensajeOLED" se encargó de mostrar mensajes por pantalla. Esta función era reproducida cada vez que era llamada por el programa principal en tareas básicas, mostrando textos predefinidos junto a la función cuando esta era llamada por programa, los demás parámetros definidos en el código mostrado en la figura 70 hacen referencia al tamaño y características de los caracteres para mostrar en pantalla.

```
81  // Función para mostrar mensajes en la pantalla OLED
82  void mostrarMensajeOLED(String titulo, String subtitulo) {
83    display.clearDisplay();
84    display.setTextSize(2);
85    display.setTextColor(SH110X_WHITE);
86    display.setCursor(0, 0);
87    display.println(titulo);
88    display.setTextSize(2);
89    display.println(subtitulo);
90    display.display();
91  }
```

Figura 70. Función "mostrarMensajeOLED"

Función "realizarEnsayo" fue la encargada de realizar los ensayos con el sensor sEMG activado. En la figura 71, se muestra la llamada a la función, utilizando los parámetros definidos en el programa principal, es decir, número de ensayo y duración de este. Además, se definió una variable local para conteo del tiempo y gestión del tiempo para la pantalla.

```
93  // Función para realizar el ensayo de EMG
94  void realizarEnsayo(int ensayoNum, unsigned long duracion) {
95    unsigned long tiempoInicial = millis();
96    unsigned long tiempoAnteriorPantalla = 0;
```

Figura 71. Función "realizarEnsayo" 1

Dentro de esta función, se definió un bucle dónde se recibía el dato del sensor EMG a través del pin analógico A0, y se transformaba su valor a voltaje. Este valor se mostraba por pantalla, junto con el número de ensayo y tiempo por pantalla. Este valor tuvo una tasa de refresco de 250ms, para no saturar el buffer de memoria de la pantalla. Adicionalmente, se añadieron parámetros de pantalla para mostrar de forma correcta estos valores en pantalla. Por último, se llamó a la función que activa el motor de vibración para dar al usuario la señal de que el tiempo de toma de datos ha terminado. Este elemento se activó durante 2 segundos antes de terminar el uso de esta función. Esto puede verse en la siguiente figura 72.

```
  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    int sensorValue = analogRead(A0); // Lectura del sensor EMG
    float voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0); // Convertir a voltaje
    Serial.println(voltage);

    // Mostrar voltaje y tiempo transcurrido en la pantalla OLED cada 250ms
    if (millis() - tiempoAnteriorPantalla >= 250) {
      tiempoAnteriorPantalla = millis();

      unsigned long tiempoTranscurrido = millis() - tiempoInicial;
      int segundosTranscurridos = tiempoTranscurrido / 1000;

      display.clearDisplay();
      display.setTextSize(2);
      display.setTextColor(SH110X_WHITE);
      display.setCursor(0, 0);
      display.println("EMG " + String(ensayoNum));
      display.setTextSize(1);
      display.setCursor(0, 20);
      display.println("Voltaje:" + String(voltage) + "V");
      display.setCursor(0, 30);
      display.setTextSize(1);
      display.println("Tiempo:");
      display.setCursor(0, 40);
      display.setTextSize(2);
      display.println(String(segundosTranscurridos) + "s");
      display.display();
    }
  }
  // Vibrador 2 segundos al final
  activarVibrador(2000);
}
```

Figura 72. Función "realizarEnsayo" 2

La función "aplicarTENSConDescanso", del mismo modo que en la anterior función, requirió definir variables para inicializar tiempos de pantalla y gestión del tiempo, además de una variable para tiempos del pulso. Esto se muestra en la figura 73.

```
// Función para aplicar TENS durante el descanso
void aplicarTENSConDescanso(unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorPulso = 0;
  unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

```

Figura 73. Función "aplicarTENSConDescanso" 1

Se realizó un bucle para mantener la onda TENS durante el tiempo que fue definido en el programa principal. Dentro de este bucle, se activaron los comandos que hicieron funcionar el módulo PWM. Es interesante mencionar que el módulo PWM funciona gracias a la variable "tiempoAnteriorPulso" que regula el ciclo de la onda cuadrada, positiva y negativa, al estilo de la onda mostrada en la figura 28. La gestión del tiempo se hizo en microsegundos para mayor precisión y control del programa.

En paralelo se creó una función de cuenta regresiva durante el funcionamiento de este bucle. Por último, fuera de este último bucle, se llamó a la función “activarvibrador” para activar el motor de vibración y dar por finalizado esta función. Esto se muestra en la figura 74.

```
  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    unsigned long tiempoActual = micros(); // Usar micros() para más precisión

    // Control de los pulsos de TENS (aplicando sugerencia 1)
    if ((unsigned long)(tiempoActual - tiempoAnteriorPulso) >= tiempoPulso * 2) {
      // Fase positiva
      PORTB = B00000010;
      delayMicroseconds(tiempoPulso);

      // Fase negativa
      PORTB = B00000100;
      delayMicroseconds(tiempoPulso);

      tiempoAnteriorPulso = tiempoActual;
    }

    // Mostrar cuenta regresiva del descanso cada segundo
    if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
      tiempoAnteriorOLED = millis();
      unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
      mostrarMensajeOLED("DESC+TENS", "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
    }
  }
  // Vibrador 2 segundos al final
  activarVibrador(2000);
}

```

Figura 74. Función “aplicarTENSConDescanso” 2

Función “cuenta regresiva” es la función que permitía generar una cuenta atrás dentro del programa. Como las anteriores funciones, se definieron variables para la gestión del tiempo. La principal variación del código respecto a las propuestas habituales fue la utilización de la función “millis” en vez de funciones “delay” que cargan y retrasan el programa. Por último, se volvió a activar la función del motor de vibración para poder avisar al usuario de que la cuenta regresiva ha terminado. Esta función se muestra en la figura 75.

```
// Función para una cuenta regresiva
void cuentaRegresiva(String mensaje, unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    // Actualizar OLED cada segundo
    if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
      tiempoAnteriorOLED = millis();
      unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
      mostrarMensajeOLED(mensaje, "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
    }
  }
  // Vibrador 2 segundos al final
  activarVibrador(2000);
}

```

Figura 75. Función “cuentaRegresiva”

Por último, la función "activarVibrador" definió los parámetros para activar el motor de vibración. Este elemento funciona de forma muy sencilla, activando un bucle que se activa y desactiva cada 500ms cuando es llamada por el código principal, este código se muestra en la siguiente figura 76.

```
180
181 // Función para activar el vibrador intermitente durante un tiempo dado (aplicando sugerencia 6)
182 void activarVibrador(unsigned long duracion) {
183   unsigned long tiempoInicial = millis();
184   unsigned long tiempoAnteriorVibracion = 0;
185   bool estadoVibrador = false; // Nueva variable para alternar estado
186
187   while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
188     // Activar/Desactivar vibrador cada 500ms
189     if (millis() - tiempoAnteriorVibracion >= 500) {
190       tiempoAnteriorVibracion = millis();
191       estadoVibrador = !estadoVibrador;  // Alterna el estado
192       digitalWrite(vibrador, estadoVibrador);  // Controla el vibrador según el estado
193     }
194   }
195   digitalWrite(vibrador, LOW); // Asegurar que el vibrador esté apagado al finalizar
196 }
197
```

Figura 76. Función "activarVibrador"

El código completo puede encontrarse en el anexo IX de este trabajo de tesis.

Para finalizar: la figura 77, muestra como fueron posicionados los 3 puntos clave del desarrollo, TENS recuadrado en rojo, área de control, en verde, y sEMG, recuadrado en azul. Las figuras 78 y 79 muestran algunos detalles del montaje realizado:

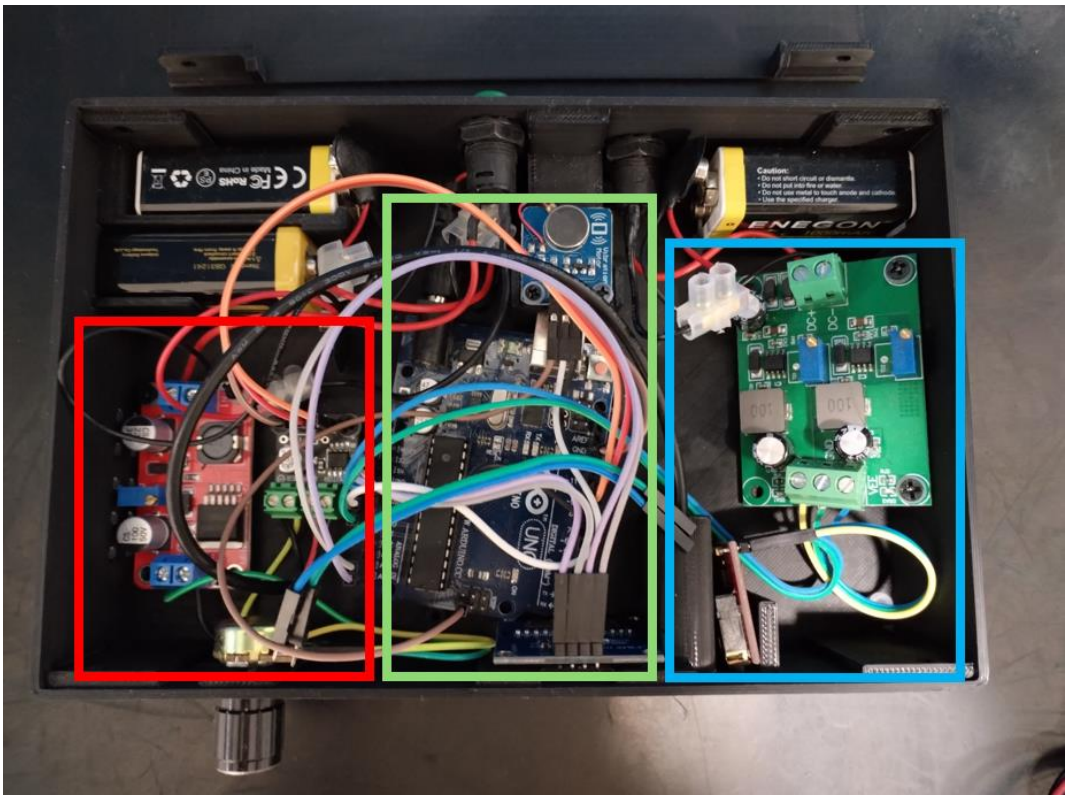


Figura 77. Montaje conjunto fase desarrollo I

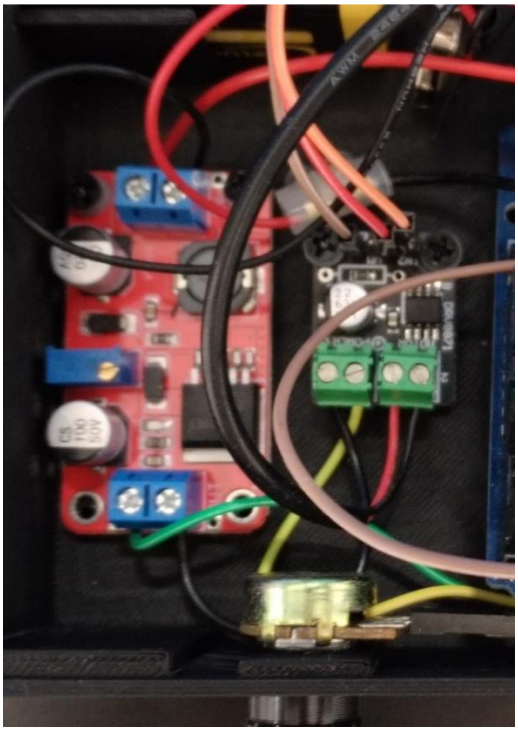


Figura 78. Montaje conjunto fase desarrollo. Detalle TENS

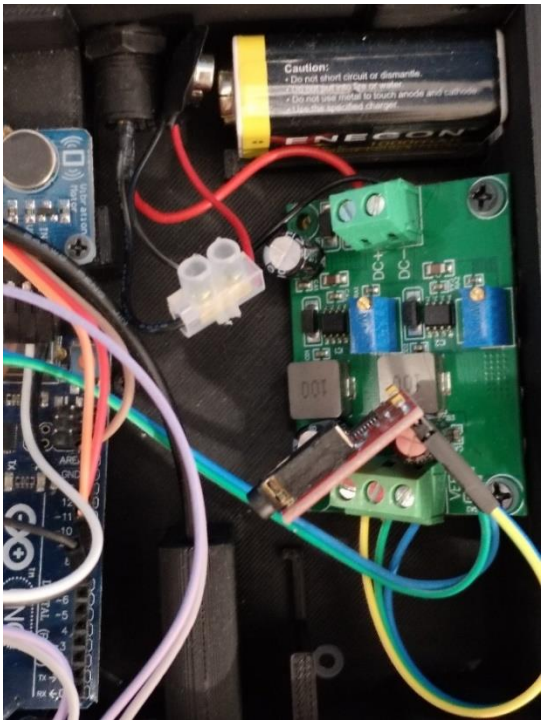


Figura 79. Montaje conjunto fase desarrollo. Detalle sEMG

Una vez montado y cargado el software, debió comprobarse que el TENS cumplía las condiciones dimensionadas mencionadas al inicio de este apartado, por esto, se montó y probó el conjunto bajo el uso de un osciloscopio, de modo que pudiera conocerse el tipo de onda creada por el TENS y de esta forma comprobar los valores de voltaje e intensidad, vía añadir una resistencia al conjunto, que se estaban utilizando eran los calculados y fueran seguros para los sujetos de ensayo.

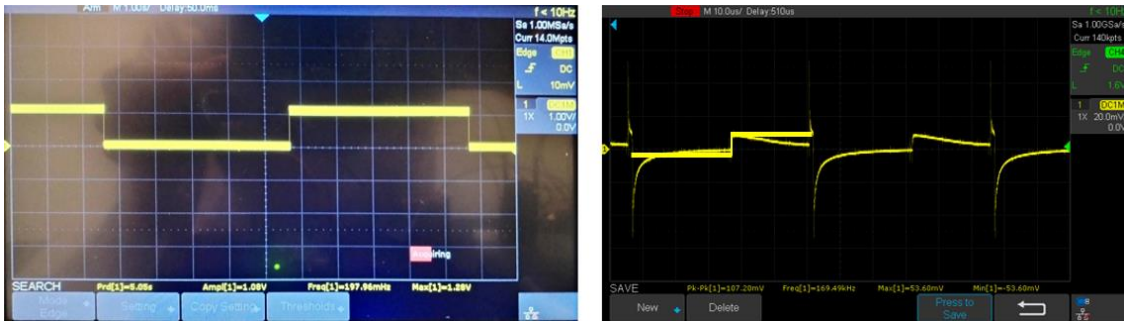


Figura 80. Onda obtenida con relé (izquierda) y con módulo PWM (derecha).

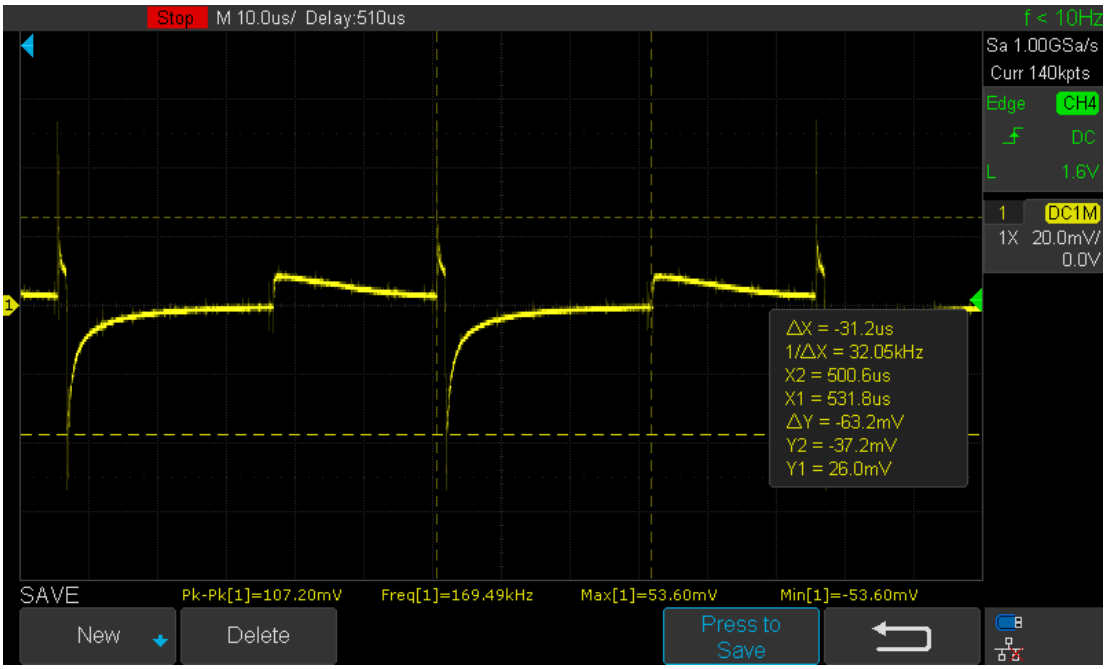


Figura 81. Valores de onda TENS en osciloscopio. Voltaje y tiempo de ciclo.

En la figura 80 se muestra una comparación entre la onda bifásica cuadrada obtenida con un relé (izquierda) y la onda obtenida con el módulo PWM seleccionado (derecha), al comprobarse esto en el osciloscopio se pudo observar la carga y descarga del condensador que monta este módulo PWM, lo que afecta al dibujo de la onda cuadrada esperada, principalmente la caída tan pronunciada que aparece al inicio de la fase de carga y la caída en el valor al acercarse la descarga completa del elemento. A esta imagen con módulo PWM se dibujó una estimación de la onda bifásica real. La figura 81 muestran los valores obtenidos para la onda definida por programa y ensayada, la tabla 21 muestra el resumen de los datos obtenidos.

Tabla 21. Valores osciloscopio frente a valores teóricos.

Característica	Valor teórico calculado	Característica	Valor Obtenido
Voltaje de entrada al cuerpo:	70V pico a pico nominales (sin perdidas)	Voltaje de salida cuerpo:	63.2 mV pico a pico
Resistencia:	No conocida	Resistencia	1107 Ohm (calculada)
Duración de pulso:	25µs, programables.	Duración obtenida:	31.2 µs
Intervalo entre pulso:	1µs, limitado por hardware.	Intervalo entre pulso:	3µs limitado por recarga del módulo PWM
Frecuencia de estimulación:	4Hz, programables:	Frecuencia obtenida:	4Hz definido por programa.

De estos valores, se tuvo que calcular la resistencia del cuerpo una vez conocido el voltaje de salida, que en este caso fue estimada en 1107 Ohm con los electrodos colocados en la porción superior del trapecio y sujeto estudiado, obteniendo una intensidad de corriente de 31mA de pico, hecho que contrasta con los valores de la amplitud estipulada en la definición de parámetros de onda teóricos de la tabla 13 y figura 55. Como ya se ha mencionado anteriormente, estos valores son dependientes del sujeto ensayado y por tanto, no replicables en otro sujeto pese a mantener los parámetros de software y hardware fijos.

4.7.3 Fase Producto

En esta fase de producto el esquema electrónico se mantuvo prácticamente invariable con la salvedad de haber añadido al conjunto un zumbador pasivo. En ese sentido, el conexionado fue muy sencillo, necesitando una nueva alimentación y toma a tierra junto con un pin digital, que en este caso fue definido en el número 5. Este elemento adicional puede verse incluido en la siguiente figura 82.

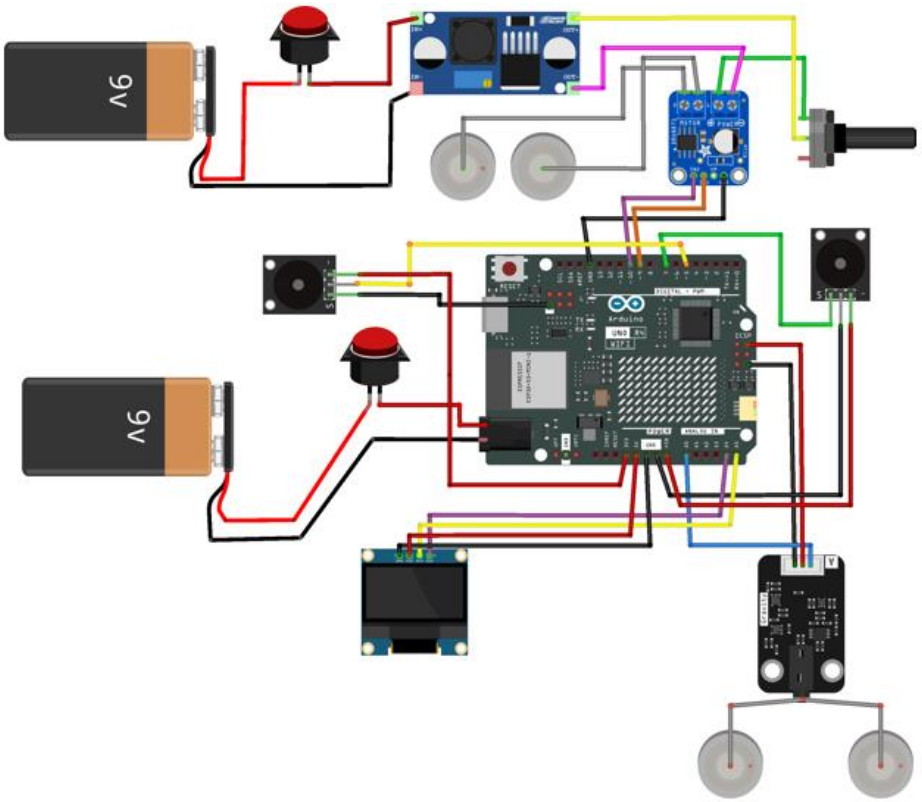


Figura 82. Esquema electrónico fase producto.

Tras el testeo del código mostrado en el apartado 4.7.2 y la nueva especificación de hardware mostrada en la figura 82, para poder obtener un producto que funcionara de forma completamente autónoma sin la necesidad de un ordenador que procesara los datos, el código relativo a la programación del microcontrolador cambió de forma significativa. Si bien se mantuvo la estructura original, existieron limitaciones en el hardware que no permitieron una conversión del código aplicado en la fase anterior de forma completa. La potencia de cálculo y librerías de Matlab no son comparables a las capacidades de Arduino, y esto fue uno de los principales hándicaps que presentó el sistema.

Una de las grandes ventajas del sensor "OYMotion SEN2040" es el desarrollo de librerías de código abierto para el mismo, que permiten el filtrado digital de su señal a través de ellas con un consumo de recursos en el microcontrolador relativamente bajo. Esto implicó utilizar una metodología simplificada del proceso que se había realizado en la fase de desarrollo, con la salvedad de perder cierta precisión en el cálculo. Las siguientes líneas muestran el código propuesto basado en el flujograma definido en la figura 10.

Tomando como base el código suministrado por el propio fabricante del sensor y sus librerías, https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240#target_4, junto con el software desarrollado en el apartado anterior, figuras 60 a 74, se procedió a unirlos para obtener un punto de partida para futuros desarrollos.

La siguiente figura 83 muestra la inclusión de nuevas librerías en el código, en concreto, la biblioteca encargada del buzzer "EasyBuzzer" que simplificó su programación, bastando de 2 a 6 parámetros para emitir un sonido personalizado, y la biblioteca "EMGFilters" desarrollada por la empresa DFRobot® propietarios de del sensor "OYMotion SEN2040". En esta biblioteca se encuentra la lógica necesaria para un filtrado digital de la señal y que utiliza una metodología similar al flujograma mostrado en la figura 42 de este trabajo de tesis.

```
1  #include <SPI.h>
2  #include <Wire.h>
3  #include <Adafruit_GFX.h>
4  #include <Adafruit_SH110X.h>
5  #include <EasyBuzzer.h>
6  #include "EMGFilters.h"
7
```

Figura 83. Carga de bibliotecas en Arduino ID.

La figura 84 muestra las propiedades e inicialización de la pantalla, es una figura análoga a la figura 63 de este trabajo de tesis.

```
8  // Configuración de pantalla OLED
9  #define i2c_Address 0x3c // OLED I2C addr
10 #define SCREEN_WIDTH 128
11 #define SCREEN_HEIGHT 64
12 #define OLED_RESET -1   // QT-PY / XIAO
13 Adafruit_SH1106G display = Adafruit_SH1106G(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);
14
```

Figura 84. Propiedades de pantalla en Arduino ID.

En la declaración de variables, a diferencia de la figura 64, se añadió el pin analógico A0, que en este caso si fue necesario definirlo como una variable de entrada debido a el propio software del sensor. Esto hecho es mostrado en la siguiente figura 85.

```
15  // Pines PWM TENS
16  #define LOGIC_IN1 9
17  #define LOGIC_IN2 10
18  // Vibración
19  #define vibrador 7
20  // Frecuencia y parámetros de estimulación
21  #define Hz 4 // frecuencia
22  #define tiempoPulso 25 // tiempo del pulso en microsegundos
23
24  // Pin del sensor EMG
25  #define SensorInputPin A0
```

Figura 85. Declaración de variables en Arduino ID.

La siguiente figura 86, es parte del código suministrado por el equipo de desarrollo del sensor, estas líneas permitieron poner el sensor en modo calibración, medir el valor del sensor para cada sujeto en reposo, y posteriormente utilizarlo en futuros filtros.

Además, en este sensor la frecuencia de muestreo está limitada a 500 o 1000Hz, lo que también es ajustable, así como la frecuencia de corte a 50 o 60Hz, relacionado con la atenuación de frecuencias que observa el sistema. Es decir, parámetros relacionados con el ruido en el sistema. En este sentido, estos parámetros se consideraron avanzados y se mantuvieron constantes.

```
27  // Variables de procesamiento EMG
28  unsigned long threshold = 0;  // Umbral para señales EMG
29  //Si threshold es 0, el sensor está en modo calibracion
30  unsigned long EMG_num = 0;    // Número de eventos EMG detectados
31  EMGFilters myFilter;
32  SAMPLE_FREQUENCY sampleRate = SAMPLE_FREQ_500HZ; //Frecuencia para obtener valores
33  NOTCH_FREQUENCY humFreq = NOTCH_FREQ_50HZ; //Frecuencia de corte
34
```

Figura 86. Declaración de variables para uso EMG.

Para poder identificar los posibles espacios temporales en los que se producía fatiga, fueron definidas nuevas variables de muestreo, y los valores que generan la envolvente, similar a lo mostrado en la figura 47 en el código de Matlab, adicionalmente, fueron definidas las variables que pudieran guardar los valores y su conteo. Además, se definieron dos variables necesarias para avisar de la fatiga: “tiempoFatigaInicio” que mostraba un aviso en pantalla y hacía funcionar la vibración y el buzzer y “tiempoFatigaSeveraInicio” que realizaba las mismas funciones que la anterior, pero también activaba el TENS. Esto se muestra en la figura 87.

```
// Variables para cálculo de media
double sumaEnvelope = 0;
unsigned int contadorEnvelope = 0;
const unsigned int limiteMuestras = 150;

// Variables para detección de fatiga
unsigned long tiempoFatigaInicio = 0;
unsigned long tiempoFatigaSeveraInicio = 0;
bool enFatiga = false;
bool enFatigaSevera = false;

```

Figura 87. Declaración de variables definición fatiga.

La siguiente figura 88 muestra un gran paralelismo con la figura 65 puesto que la parte del "void setup", es decir, la parte del programa que sólo se realizaba una vez, sólo se añadió una nueva función para inicializar el sensor EMG nuevo.

```
void setup() {
  // Inicialización serial
  Serial.begin(115200);

  // Inicialización de pines
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  pinMode(LOGIC_IN1, OUTPUT);
  pinMode(LOGIC_IN2, OUTPUT);
  pinMode(vibrador, OUTPUT);

  // Inicialización de la pantalla OLED
  if (!display.begin(i2c_Address, true)) {
    Serial.println(F("Error al iniciar la pantalla OLED"));
    for (;;);
  }
  display.clearDisplay();

  // Inicialización de filtros EMG
  myFilter.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);

  // Mensaje inicial
  unsigned long tiempoEspera = 5000;
  cuentaRegresiva("Toma datos en:", tiempoEspera);
}

```

Figura 88. Función void setup en Arduino ID.

Dentro del bucle "loop" del programa, la parte de ensayo desapareció y se incluyó la lectura en continuo del EMG. La figura 89 muestra la lectura de datos del sensor, suministrada por el equipo de desarrollo de este.

```
71  void loop() {
72    EasyBuzzer.update(); // Necesario para actualizar el buzzer
73
74    // Leer datos del sensor EMG
75    int data = analogRead(SensorInputPin);
76    int dataAfterFilter = myFilter.update(data);  // Procesar datos con filtros
77    int envelope = sq(dataAfterFilter);           // Calcular envolvente
78    envelope = (envelope > threshold) ? envelope : 0; // Filtrar valores por debajo del umbral
79
```

Figura 89. Lectura de datos EMG

Sobre este código suministrado fueron añadidas las siguientes líneas que permitieron:

- Guardar los valores que permitían dibujar la función “envelope” de los datos recogidos por el sensor y obtener la media de esos valores, figura 90. En principio, esto se realizó con un muestreo de 150 valores, al igual que en el código de Matlab mostrado en el apartado 4.7.1. Siendo este parámetro configurable en ambos softwares.

- Crear un bucle de verificación de estos valores: sí el sujeto se encontraba por encima de la media de sus valores por un tiempo mayor de 3 segundos de forma constante, entonces el dispositivo vibraba, emitía un sonido, y mostraba un mensaje en pantalla. Esto se muestra en Figura 91.

- Se creó un bucle de verificación secundario, en el que, sí los valores obtenidos por el sensor sEMG durante 6 segundos eran más altos que la media, entonces se hicieran las mismas acciones que el bucle anterior y además se activara el TENS durante 2 minutos, siendo esto programable. Este código se muestra en la figura 92.
  Cabe destacar que, aunque el TENS se activara en ese momento, existe un botón físico para su activación “física”, es decir, tal y como se muestra en el flujograma de la figura 10, el usuario tiene la responsabilidad última de su activación.

```
80  // Acumular valores de envelope para calcular la media
81  sumaEnvelope += envelope;
82  contadorEnvelope++;
83
84  static double mediaEnvelope = 0;
85
86  if (contadorEnvelope >= limiteMuestras) {
87    mediaEnvelope = sumaEnvelope / contadorEnvelope;
88    Serial.print("Media Envelope: ");
89    Serial.println(mediaEnvelope);
90
91    mostrarMensajeOLED("Media Envelope", "Media: " + String(mediaEnvelope, 2));
92
93    // Reiniciar acumuladores
94    sumaEnvelope = 0;
95    contadorEnvelope = 0;
96  }
97
```

Figura 90. Datos envelope y cálculo de media envelope.

```
98  // Verificar si envelope supera la media por más de 3 segundos
99  if (envelope > mediaEnvelope) {
100   if (!enFatiga) {
101     tiempoFatigaInicio = millis();
102     enFatiga = true;
103   } else if (millis() - tiempoFatigaInicio >= 3000) {
104     // Activar vibrador y buzzer
105     activarVibrador(2000);
106     activarBuzzer();
107
108     // Mostrar mensaje en pantalla
109     mostrarMensajeOLED("Fatiga", "Esta fatigandose");
110
111     // Resetear estado de fatiga para evitar repeticiones continuas
112     enFatiga = false;
113   }
```

Figura 91. Verificación envelope vs media envelope I.

```
115   // Verificar si envelope supera la media por más de 6 segundos
116   if (!enFatigaSevera) {
117     tiempoFatigaSeveraInicio = millis();
118     enFatigaSevera = true;
119   } else if (millis() - tiempoFatigaSeveraInicio >= 6000) {
120     // Activar TENS, vibrador y buzzer
121     activarVibrador(2000);
122     activarBuzzer();
123     aplicarTENS(120000); // 2 minutos
124
125     // Mostrar mensaje en pantalla
126     mostrarMensajeOLED("Fatiga Severa", "Esta fatigado, active TENS");
127
128     // Resetear estado de fatiga severa
129     enFatigaSevera = false;
130   }
131 } else {
132   enFatiga = false;
133   enFatigaSevera = false;
134 }
```

Figura 92. Verificación "envelope" vs media "envelope II".

Finalmente, dentro del "void loop" se definió los eventos EMG, es decir, los valores que se recibían del sensor, siendo esta parte código también heredada del fabricante. Esto se muestra en la figura 93.

```
136   // Detectar eventos EMG
137   if (threshold > 0) {
138     if (getEMGCount(envelope)) {
139       EMG_num++;
140       Serial.print("EMG_num: ");
141       Serial.println(EMG_num);
142     }
143   } else {
144     Serial.println(envelope); // Imprimir valores en proceso de calibración
145   }
146
147   delay(500); // Pequeña pausa
148 }
149
```

Figura 93. Muestreo de valores EMG.

El programa mantuvo la estructura de bloques mostrada ya en el apartado 4.7.2, por lo que las figuras 70, 74, 75 y 76, referentes a: mostrar mensajes en pantalla, aplicar TENS, cuenta regresiva y activar vibración respectivamente, se mantuvieron invariables y funcionales en este nuevo programa.

A esta lista de funciones hubo que añadir 2 nuevas:

La función que activación del “buzzer”, la cual se muestra en la figura 94, y cuyo funcionamiento se simplificó para estar solo dominada por la frecuencia del sonido a emitir y su duración en milisegundos.

Finalmente, la figura 95, muestra la función dependiente del sensor que permitió obtener un muestreo de valores cada 200 milisegundos, función desarrollada por el propio equipo proveedor del sensor y que fue optimizada para ser utiliza en un bloque, en vez de en el “void loop” del programa, optimizando así los procesos que corría el microcontrolador.

```
219 //Funcion para activar Buzzer
220 void activarBuzzer() {
221     EasyBuzzer.setPin(5);
222     delay (100);
223     EasyBuzzer.beep(
224       20,          // Frecuencia en herzios
225       5           // Duración beep en ms
226     );
227   }
228
```

Figura 94. Función activación buzzer.

```
// Detectar eventos EMG
int getEMGCount(int gforce_envelope) {
  static long integralData = 0;
  static long integralDataEve = 0;
  static bool remainFlag = false;
  static unsigned long timeMillis = 0;
  static unsigned long timeBeginzero = 0;
  static int  TimeStandard = 200;

  integralDataEve = integralData;
  integralData += gforce_envelope;

  if ((integralDataEve == integralData) && (integralDataEve != 0)) {
    timeMillis = millis();
    if (remainFlag) {
      timeBeginzero = timeMillis;
      remainFlag = false;
      return 0;
    }
    if ((timeMillis - timeBeginzero) > TimeStandard) {
      integralDataEve = integralData = 0;
      return 1;
    }
    return 0;
  } else {
    remainFlag = true;
    return 0;
  }
}
```

Figura 95. Función lectura valores EMG.

El código completo puede encontrarse en el anexo IX de esta Tesis.

4.8 Desarrollo del ensayo

En este apartado se detallan las metodologías seguidas para el desarrollo de los ensayos en las diferentes fases de desarrollo.

4.8.1 Fase inicial

En esta fase inicial el principal objetivo fue validar la hipótesis de trabajo y el procedimiento de ensayo mostrado en figura 11, además de encontrar unos parámetros de TENS que fueran reproducibles y seguros para poder poner en marcha todos los sistemas junto al software desarrollado para la lectura de datos.

En esta etapa inicial, la recepción de datos del sEMG se realizó mediante Bluetooth® mientras que del TENS no se tuvo más información que la programada por pantalla del dispositivo. Cabe recordar que en este apartado no existió una conexión entre EMG y TENS, es decir el ensayo se realizó manualmente tomando tiempos, y guardando los datos obtenidos por el EMG de forma manual a través de un software propietario del sensor EMG, el cual, tras depurar el archivo de salida, y utilizando Matlab® como base de cálculo, se pudo conocer el punto de fatiga.

El dispositivo Beurer EM-49 (Beurer,Alemania 1919), fue colocado siguiendo las indicaciones del manual del dispositivo, esto se muestra en la figura 96. En esta posición se tuvo en consideración no entrar en conflicto con la posición de los electrodos del sEMG.

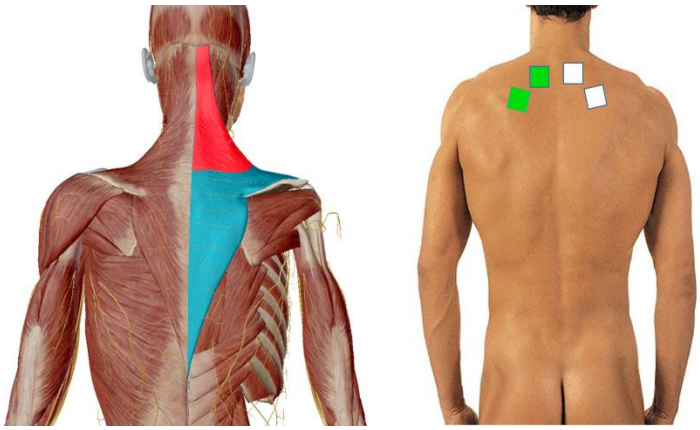


Figura 96. En rojo la porción superior trapecio de fibras descendentes y zona de aplicación del TENS según especificación del fabricante.

Como se comentó anteriormente, los electrodos son de tipo Ag/AgCl, ya mostrados en la figura 27, de diámetro 24mm y un diámetro efectivo de 16mm.

En el caso de sEMG, se utilizó un Shimmer3 EMG developer kit sensor (Dublin, Ireland 2008). Se preparó la piel, y se colocaron los electrodos mediante las recomendaciones dadas por el proyecto SENIAM (http://www.seniam.org/), la figura 97 ilustra este posicionamiento extraído de la propia web del proyecto, y bajo las normas para el para el reporte de datos por EMG (https://isek.org/emg- standards/). La tabla 22 recoge las recomendaciones más importantes de ambos documentos:

Tabla 22. Recomendaciones según proyecto SENIAM e ISEK.

Procedimiento para colocación de sensores	
Postura inicial	Sentado erguido, con los brazos colgando verticalmente.
Tamaño de los electrodos	Tamaño máximo en dirección a las fibras musculares: 10 mm.
Distancia de los electrodos	20 mm
Colocación de los electrodos	

Ubicación	Los electrodos deben colocarse al 50% de la línea que va del acromion a la columna vertebral en la vértebra C7.
Orientación	En dirección a la línea entre el acromion y la columna vertebral en la vértebra C7.
Fijación en la piel	Cinta adhesiva
Electrodo de referencia	En la espina dorsal de C7 o en / alrededor de la muñeca.
Prueba clínica	
Eleva el extremo acromial de la clavícula y la escápula; extiende y rota la cabeza y el cuello hacia el hombro elevado con la cara rotada en la dirección opuesta. Aplica presión contra el hombro en la dirección de la depresión y contra la cabeza en la dirección de la flexión anterolateral.	
Otros	
Sensores bipolares pasivos utilizados	
Sensores reutilizables de forma circular y medidas ya descritas	
Distancia entre centros de sensores 80mm	
Obtención de datos y rectificación mediante metodología Full Wave Rectification	

Cumpliendo estas indicaciones, se presentan dos imágenes, la primera, figura 98, muestra el posicionamiento de sEMG, marcados con círculos rojos en la figura y TENS marcados en un círculo azul. Como puede verse en las imágenes, ninguno de los apósitos fue pegado con cinta, puesto que no se consideró necesario. Por otro lado, el electrodo de referencia del sEMG, al no tener cable suficiente, fue colocado en el antebrazo lo más alejado de la zona de estudio, pese a que se podría haber colocado en la columna. Cabe recordar que esto se consideran recomendaciones y que las posiciones debían ser adaptadas a las condiciones del ensayo.

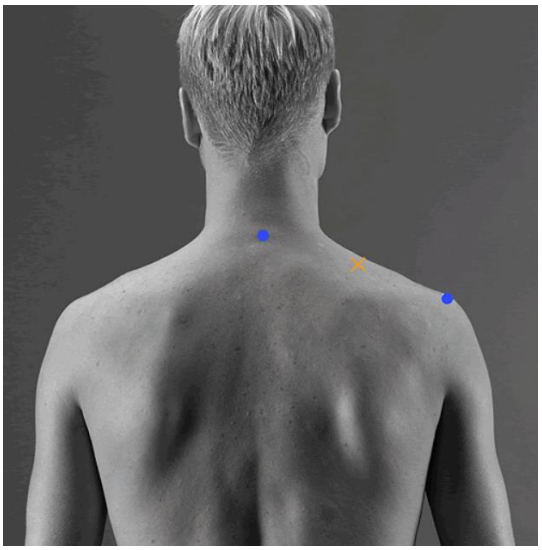


Figura 97. Posición electrodos/sensores para el estudio mediante EMG para la porción superior del trapecio según SENIAM http://www.seniam.org/



Figura 98. Pruebas de posicionamiento según las indicaciones del estándar y el fabricante del electroestimulador.

El caso de la figura 99, muestra una imagen del sistema durante uno de los ensayos preliminares con ambos sistemas en funcionamiento. En este ensayo se comprobó por primera vez el flujograma definido en la anterior figura 11, y se extrajeron los primeros datos para comprobar la hipótesis de trabajo, mostrados en el apartado 5.1 de esta Tesis.

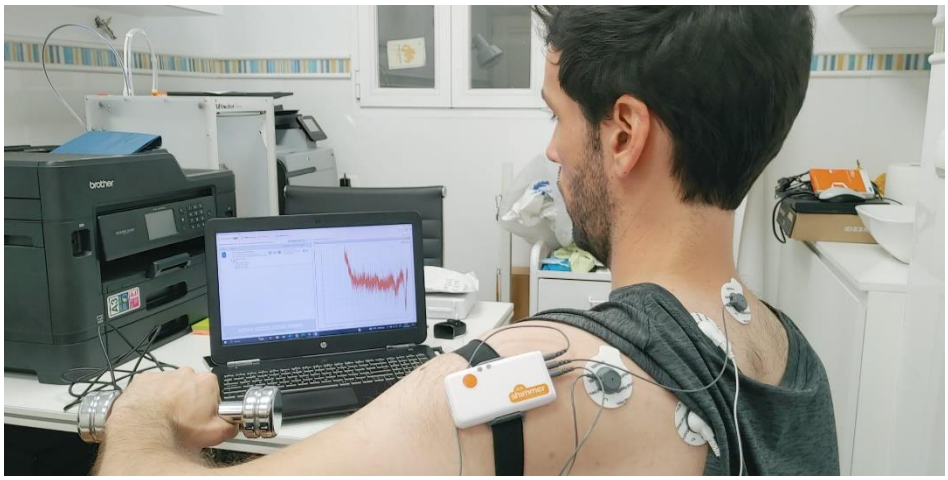


Figura 99. Imagen durante el ensayo en fase inicial.

Tras este proceso, se realizó el procesamiento de la señal según el flujograma mostrado en figura 42, a través del programa desarrollado para esta fase, figuras 43 a 49. Los resultados obtenidos para esta etapa se muestran en el apartado 5.1 de este trabajo de tesis

4.8.2 Fase desarrollo

En este punto del desarrollo se terminó de definir los documentos necesarios para el ensayo en muestra, anexos VI y VII. Previo al estudio en muestra, se realizó un ensayo con 2 sujetos adicionales para: comprobar la funcionalidad del sistema con los nuevos componentes, verificar la documentación y procedimiento, y su asimilación por personas ajenas a este desarrollo.

La siguiente figura 100 muestra ensayos preliminares en lo que a la colocación y recepción de datos se refiere. En este sentido se siguieron las condiciones mostradas en la tabla 22 atendiendo principalmente a la ubicación, orientación y distancia entre centros entre sensores. La correcta colocación fue un factor clave en la obtención de valores que pudieran ser estudiados posteriormente, eliminando posibles errores por ruido en la señal.

La figura 101 muestra la posición del cuerpo tal y como ha sido descrita en el apartado 4.4 y documentada en la figura 12.

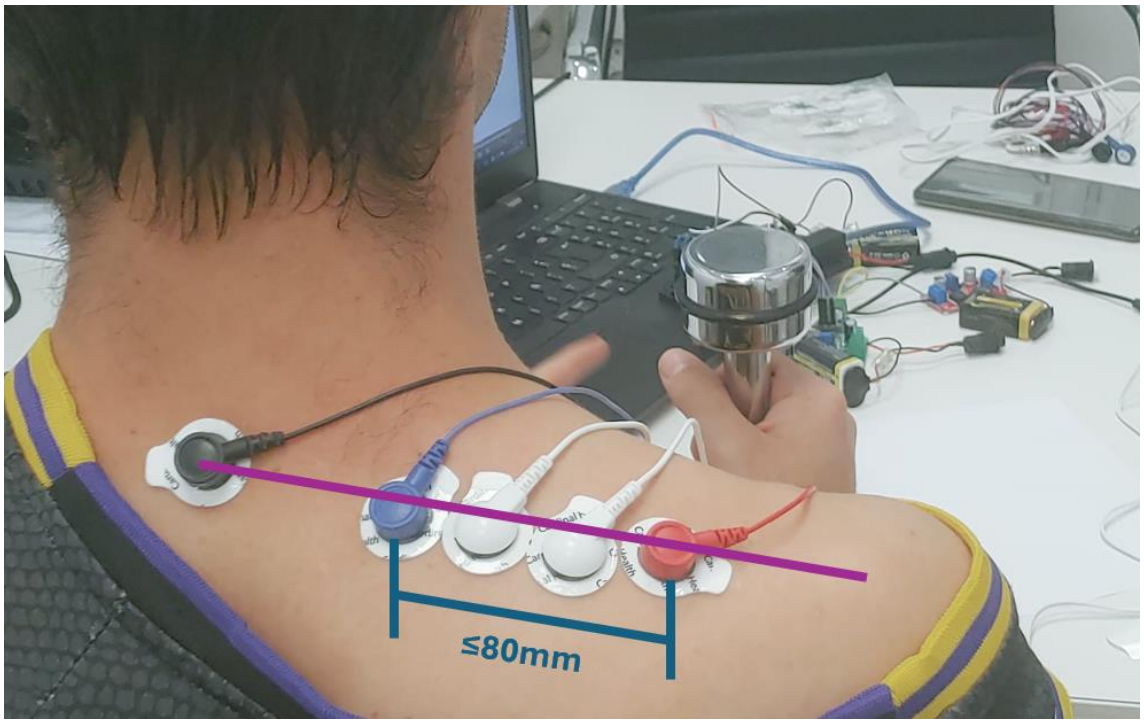


Figura 100. Posicionamiento de sensor y electrodos.

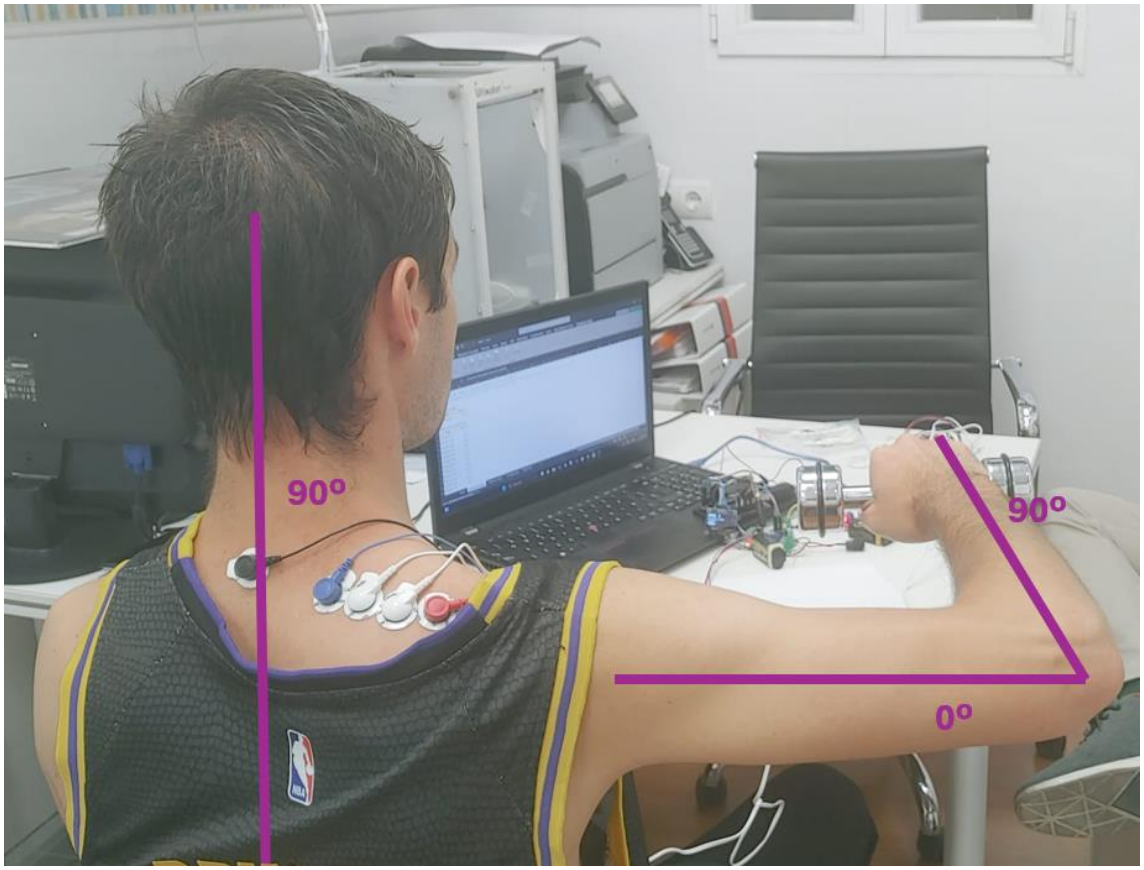


Figura 101. Ángulos posicionamiento estudio.

El estudio estuvo compuesto por 28 personas, repartidas en 17 hombres y 11 mujeres, con edades comprendidas en 21±3 años, los cuales fueron debidamente informados sobre la práctica a ensayar y dieron su beneplácito para realizar el ensayo con ellos según los documentos ya mencionados de información de ensayo y consentimiento, presentes en los anexos VI y VII de este trabajo.

De esta muestra, 4 ensayos fueron eliminados: sujeto 7, en el que a partir de la tercera toma se observó la perdida de adquisición de datos, probablemente debido a la pérdida de contacto de los apósitos con la piel. Debido a causas no especificadas sujetos 19,20,21, en los que no se obtuvieron comportamientos erráticos en la adquisición de datos, lo que pareció indicar que durante el proceso algún cable no estuvo fijado al cuerpo de estos, algún conector no hacía contacto apropiadamente o algún cable referente a la electrónica estaba suelto. Por tanto, estos sujetos quedaron eliminados del estudio, obteniendo una muestra total de 24 sujetos, 13 hombres y 11 mujeres.

Todos los ensayos realizados fueron guiados mediante un ejemplo práctico. Adicionalmente, y ante el desconocimiento de la muestra respecto a la tecnología TENS, se realizó un pequeño equipo con esta tecnología y se probó en los sujetos, previo al ensayo, para que pudieran conocer la sensación antes del ensayo. Cabe destacar que los parámetros de programa fueron iguales para todos los sujetos, por lo que la sensación obtenida por los mismos fue diferente.

Esta decisión de mantener los parámetros para todos los usuarios respondió a mantener, en la medida posible, una homogeneidad en la muestra.

El cableado y posicionamiento fue colocado por un fisioterapeuta bajo las pautas descritas en este trabajo, este proceso fue supervisado por los directores de esta tesis. Cada uno de los sujetos del estudio utilizó electrodos nuevos, figura 24, tanto para el cableado del sensor sEMG como para los electrodos TENS, una vez usados, estos fueron desechados. El ensayo se realizó con dos parejas de cables, de modo que pudieran solaparse ensayos durante el descanso entre tomas de los sujetos.

En el caso de la pesa a utilizar, los pesos fueron modificados en función del sexo: 2 Kg para hombres y 1.5 Kg para mujeres. Esta medida respondió a las diferencias morfológicas de cada sexo, pese a la idea original de mantenerlo igual para ambos sexos este equipo de trabajo lo consideró erróneo al comprobar las dificultades que suponía. Ambos pesos quedaron mayorados de igual forma respecto a un utensilio utilizado por un trabajador en una postura mantenida, y supusieron una mejor adaptación a la capacidad física de cada género.

Tras este proceso, se realizó el procesamiento de todas señales obtenidas según el flujograma mostrado en figura 50, similar al de la figura 42, pero que añadía grafismos nuevos que permiten mostrar signos de fatiga de forma más significativa, las figuras 51 a 53 añaden este código respecto a las figuras 43 a 49 del código original. Los resultados obtenidos para esta etapa se muestran en el apartado 5.2 de este trabajo de tesis

Lamentablemente, y debido a la protección de datos que protege a los sujetos de estudio, no se poseen fotos de esta fase de desarrollo.

4.8.3 Fase producto

Dado el cambio de hardware, se instaló en nuevo código, y el producto mínimo viable fue probado de forma preliminar. Dado que en este punto se pretendió dar una solución y no optimizarla, se consideró por parte del equipo de trabajo no realizar nuevos trabajos sobre esta base para limitar el alcance del trabajo. En este sentido, el nuevo software se puede considerar en fase de testeo y no ha sido probado en una muestra.

4.8.4 Otras consideraciones y limitaciones

Durante la realización de estas 3 fases de desarrollo, el equipo de investigación tuvo que superar varias dificultades que se exponen a continuación:

Fase inicial:

- Para probar la hipótesis de trabajo se recurrió a dispositivos médicos de alta precisión y coste, sin embargo, este tipo de productos se ven limitados por softwares propietarios, en muchas ocasiones de pago, y de los cuales extraer los datos deseados fue complicado, limitando las opciones de interacción entre datos y dispositivos.

Fase desarrollo:

- Pese a tener una muestra homogénea, existió cierta variabilidad en el posicionamiento de los sensores y electrodos entre sujetos, aunque en el ensayo fueron colocados midiendo las posiciones, esta variabilidad tuvo un impacto no cuantificable en los resultados del ensayo.

- El uso de una posición mantenida sin guiado tuvo la desventaja de no poder reproducir la posición exacta en toda la muestra. Al inicio de las gráficas se encontraron ciertos valores que representaban un control de la posición por parte del sujeto y no estaban relacionados con la fatiga.

- Durante los ensayos de muestra, y pese a recibir la misma explicación entre sujetos, se percibieron diferentes comportamientos entre sujetos, por ejemplo: casos en los que se perdió la postura ante el primer signo de agotamiento, o sujetos que pese a la fatiga no quisieron perder la posición. Esto quedó reflejado en las gráficas de cada sujeto, pero a nivel estadístico pudo provocar cierta variabilidad en los resultados, sobre todo en cuanto a valores medios se refiere.

- Dado que los ensayos en todas las fases fueron realizados en fechas distintas, las condiciones ambientales no fueron controladas. Hecho que pudo afectar a la lectura del sensor debido a las diferentes condiciones de la piel.

Fase producto:

- Como fue comentado en el apartado 4.8.3, debido a las limitaciones de tiempo y alcance, este nuevo software debe ser comprobado en una muestra.

5. Resultados

En este capítulo se presentan los resultados para las tres fases en las que se ha dividido este trabajo de tesis.

5.1 Fase inicial

Tras el tratamiento de datos para el ensayo inicial, se puede observar una fluctuación al inicio de las rondas 1 y 2, que puede atribuirse a que la postura mantenida durante el ensayo no está estabilizada mediante ningún tipo de elemento, como podría ser un cabestrillo u otro tipo de inmovilizador, lo que sugiere que hay un acondicionamiento del cuerpo a la postura y el peso definido en el ensayo.

Según la figura 102, la primera toma (imagen superior) muestra una leve caída a los 5 segundos, atribuida al posicionamiento inicial, seguida de un período de inestabilidad entre los 60 y 73 segundos. Posteriormente, la señal vuelve a estabilizarse. Al consultar al sujeto, este no reportó ninguna sensación de fatiga en ese tramo.

En la segunda toma (imagen intermedia), se observa un comportamiento similar. Hay una leve caída alrededor de los 17 segundos, pero luego la señal se mantiene relativamente constante hasta el final del ejercicio. En este punto, se registra una nueva caída en los valores, que podría indicar el inicio de la pérdida de la posición.

En la tercera ronda, la señal presenta una serie de picos y valles característicos de las lecturas con sEMG, posiblemente debido a la activación de otras cadenas musculares para mantener la postura. En este caso, sí se observa una caída pronunciada a partir del segundo 97, que se mantiene hasta el final del ensayo. Durante esta última etapa, el sujeto manifestó dificultades para sostener la posición, a diferencia de las rondas anteriores. Como se muestra en la figura 102, se registran pequeñas caídas a los 40, 66 y 85 segundos; sin embargo, en estos momentos el sujeto no reportó fatiga, lo que sugiere la compensación muscular mencionada previamente.

A partir del segundo 90, el sujeto expresó que no podía mantener la posición y realizó esfuerzos para conservarla. Esto se refleja en la gráfica con un valle y un pico en los segundos previos y posteriores, seguidos de un descenso en la señal.

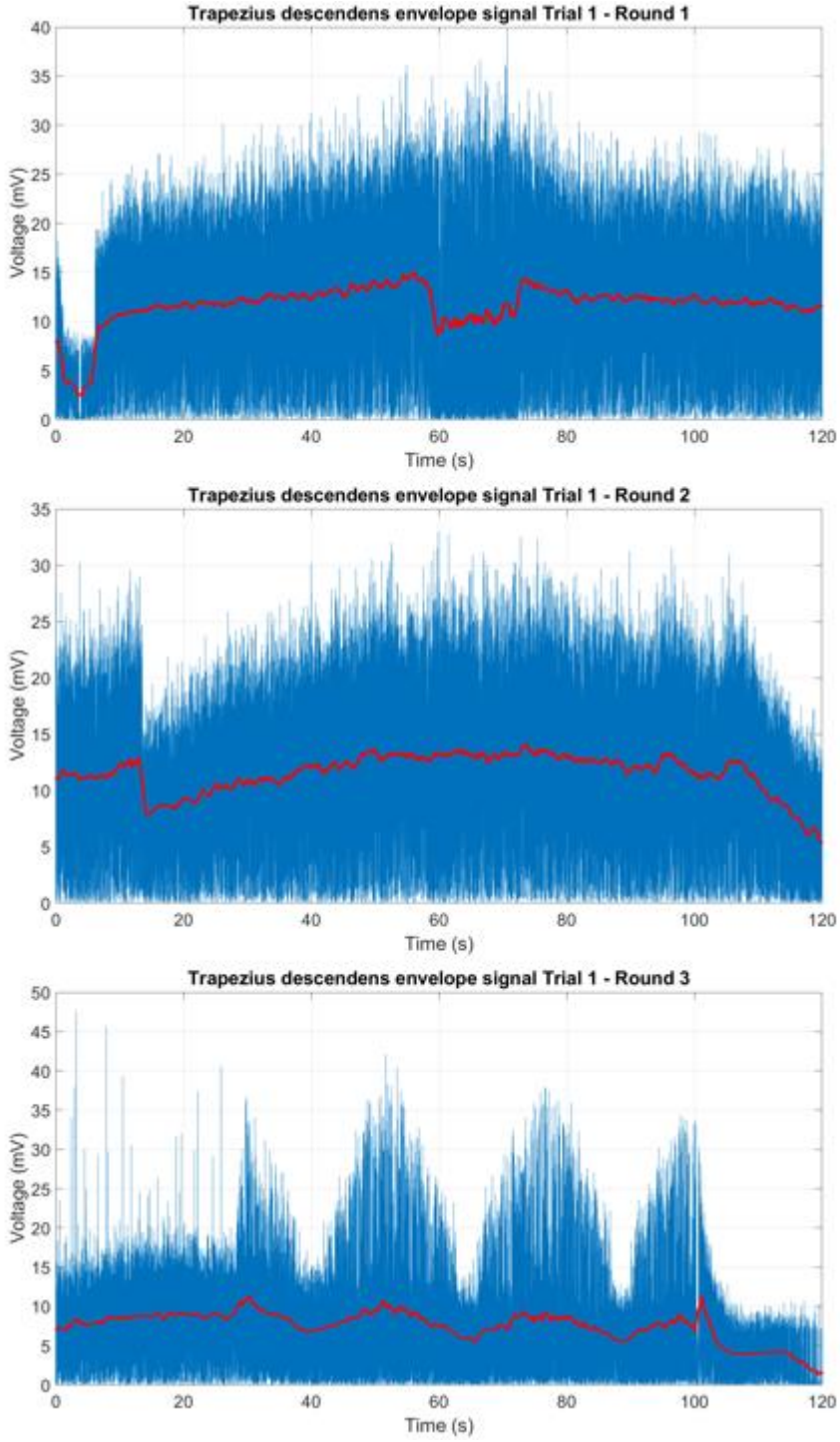


Figura 102. Envolventes de onda obtenidas para ensayo 1. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante.

En cuanto a los valores estadísticos de este ensayo (tabla 23), los resultados muestran una relativa homogeneidad en la media y la desviación estándar. No obstante, en la tercera ronda, cuando se detectó fatiga, el rango de valores es más amplio, lo cual resulta coherente con la condición observada.

Tabla 23. Datos estadísticos de la muestra para ensayo 1. 2 minutos de actividad y 2 de descanso con aplicación onda relajante.

Trial 2	*Mean*	*Standard deviation σ*	*Range*	*p value* ≤ 0.05	
Round 1	17.68	15.26	47.37	Round 2 = 0.19	Round 3 = 0
Round 2	18.85	14.51	39.54	Round 1 = 0.19	Round 3 = 0.56
Round 3	10.37	9.99	88.61	Round 1 = 0	Round 2 = 0.56

Para la segunda parte del ensayo, figura 103, sin aplicar una onda relajante TENS durante los descansos de 2 minutos entre el ejercicio de postura mantenida, se puede observar que la forma de onda se encuentra menos saturada y homogénea o estabilizada, comparada con la primera parte del ensayo figura 102.

El sujeto de estudio ha comenzado a mostrar signos de fatiga apreciables y significativos en la tercera ronda de la primera etapa de ensayos, esto puede verse a través de la figura 103, imagen inferior, alrededor de los 45 segundos, dónde puede verse un intervalo de unos 8 segundos en el que la envolvente desciende bruscamente, para volver a alzarse, sin embargo, a los 76 segundos vuelve a caer de nuevo, y vuelve a aparecer de forma sostenida del segundo 85 a 94, lo que parecen zonas en las que el sujeto ha perdido la posición. Estos valores coinciden en cierta forma con los comentarios del sujeto estudiado, y con la incapacidad de mantener la postura durante esta etapa.

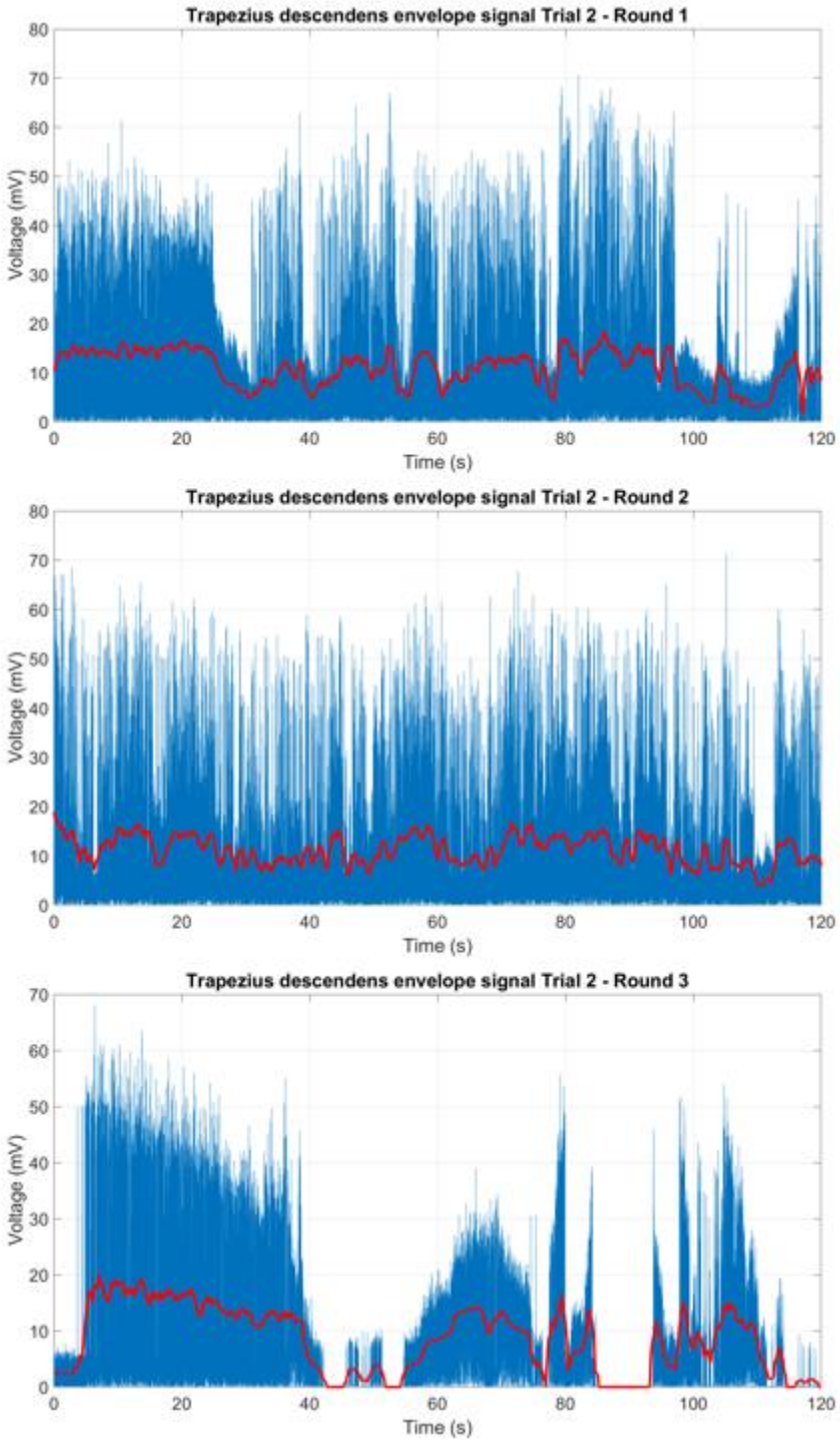


Figura 103. Envolventes de onda obtenidas para ensayo 2. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante.

La siguiente tabla 24, muestra los datos estadísticos básicos de los datos obtenidos para esta primera parte del ensayo. Como puede verse, los rangos de valores son muy amplios en esta

parte del estudio. Esto puede deberse a los fallos en la posición debidos a la fatiga y a los descansos entre perdidas de posición, que afectan a este cálculo.

Tabla 24. Datos estadísticos de la muestra para ensayo 2. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante.

Trial 1	*Mean*	*Standard deviation σ*	*Range*	*p value* ≤ 0.05	
Round 1	8.23	14.07	159.47	Round 2 = 0	Round 3 = 0,023
Round 2	4.34	14.44	159.71	Round 1 = 0	Round 3 = 0.28
Round 3	8.72	14.82	152.89	Round 1 = 0.023	Round 2 = 0.28

Al comparar ambos casos, se observan diferencias significativas. La más evidente es la variación en los rangos entre los ensayos. En particular, los valores obtenidos en el segundo ensayo son hasta tres veces superiores en algunas etapas del primer ensayo. Esto indica una mayor fluctuación en la señal registrada, lo que concuerda con la dificultad del sujeto para mantener la posición.

A pesar de esto, aunque la media disminuye en la segunda parte del ensayo, las desviaciones estándar se mantienen relativamente estables. Estos valores pueden estar influenciados por factores externos, como la postura sostenida por el sujeto o el aprendizaje de la postura. Esto coincide con los comentarios del sujeto, quien reportó mejores sensaciones, mayor estabilidad y un mejor equilibrio durante el ensayo, a pesar de experimentar fatiga.

En cuanto a la hipótesis estadística, los valores p obtenidos mediante la correlación de Pearson sugieren que no hay una relación significativa entre los distintos ensayos, especialmente en los terceros ensayos de cada ronda. Sin embargo, esto podría indicar la presencia de valores atípicos en la muestra, lo que a su vez reflejaría la aparición de fatiga y un cambio de tendencia en las gráficas. Será necesario un análisis estadístico más detallado en futuras etapas del estudio.

Por último, al comparar los ensayos, se observa que las terceras rondas presentan los valores más inconsistentes, además de ser aquellas en las que el sujeto reportó fatiga. En el primer ensayo, el punto de fatiga se registró a los 66 segundos, aunque el sujeto no identificó ese momento como tal. En el segundo ensayo, la fatiga apareció a los 45 segundos, lo que representa un desplazamiento de 21 segundos, equivalentes a un 10,5 % de retraso en su aparición. Durante la primera parte del ensayo, la disminución en el rendimiento ocurre de manera más gradual, lo que sugiere un posible efecto de mitigación en la manifestación de la fatiga. Este fenómeno será objeto de un estudio más amplio en el futuro.

5.2 Fase desarrollo

Una vez realizada la toma de datos, las nuevas gráficas desarrolladas muestran una cantidad mayor de información respecto a las del apartado anterior, aunque estas gráficas se han desarrollado para facilitar la lectura de fatiga, la información todavía requiere de cierta subjetividad en su interpretación. A continuación, se muestran los gráficos del ensayo completo para el sujeto 14 a modo de ejemplo explicativo. Con esto se pretende mostrar el criterio para entender el proceso que lleva a la fatiga muscular, la detección de umbrales, y los parámetros estadísticos que se buscan en este ensayo para demostrar estadísticamente la validez de la muestra.

Como se ha comentado en múltiples ocasiones, el ensayo tiene 2 partes, cada una de ellas con 3 adquisiciones de datos. Para cada una de estas adquisiciones se obtienen 4 gráficas, y algunos datos relevantes, como son: Valor medio RMS, máximos y mínimos de envolvente.

En este sentido, el nuevo valor de media RMS se ha tomado como criterio para poder definir cuando se produce fatiga muscular. Sí atendemos a la definición de este parámetro, la media RMS captura la variabilidad de señal, además de cuantificar la intensidad promedio de la actividad del músculo estudiado. Este criterio, pese a su simpleza, permite conocer puntos muy cercanos a los umbrales de fatiga muscular para una posición mantenida. Sí bien es verdad que otros criterios pueden dar valores más concretos, requieren de más recursos computacionales, sí se piensa en un producto portátil y autónomo, y no en un estudio de laboratorio, este criterio pese a cierta perdida en segundos en la predicción presenta una ventaja en cuanto a consumo de recursos del microcontrolador.

Si atendemos a la primera parte del ensayo, toma de datos 1, obtenemos las siguientes gráficas:

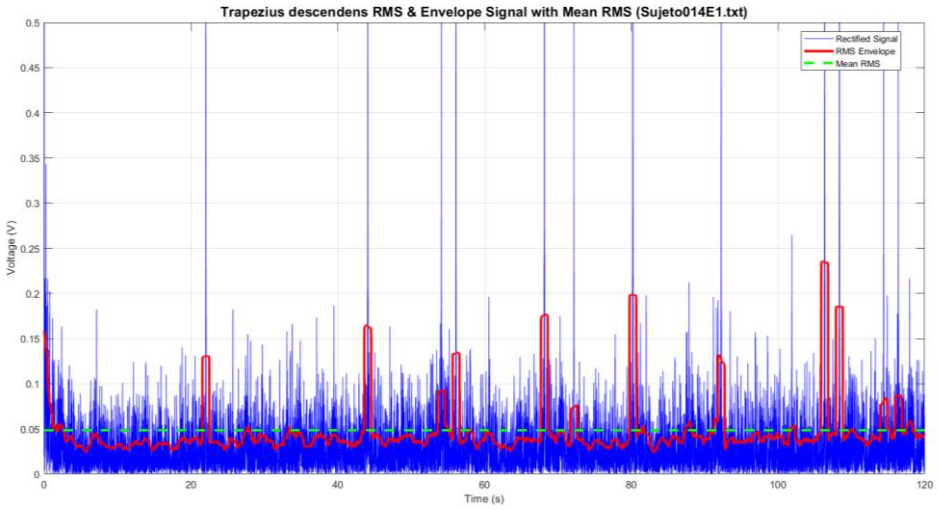


Figura 104. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 1.

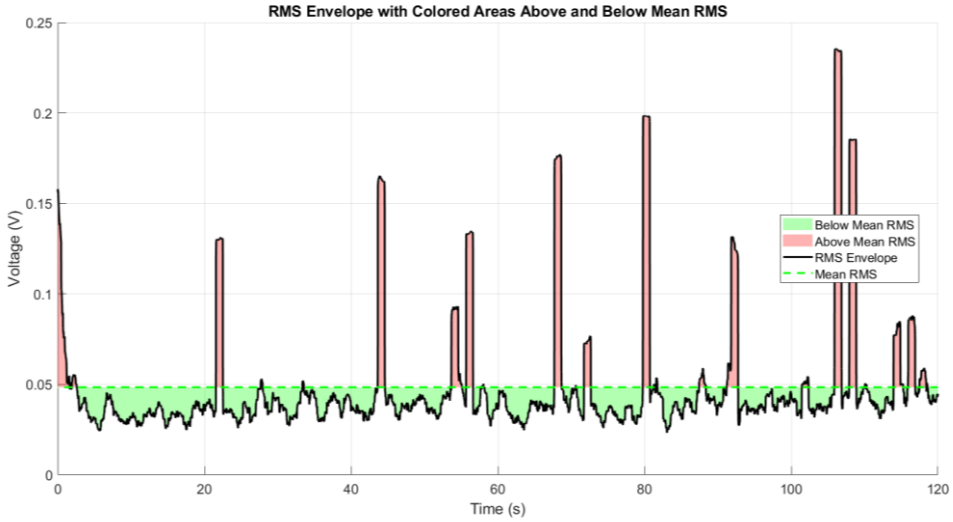


Figura 105. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *1.*

En el caso de la figura 104, se muestra la primera de las gráficas, la cual presenta un comportamiento esperado para el ensayo, el sujeto no presenta ningún tipo de signo de fatiga, si bien es verdad que pueden identificarse alrededor de 13 picos de lectura en el sensor, estos, debido a su corta duración, entre 2 y 3 segundos, pueden ser debidos a movimientos para mantener la postura definida en el ensayo. Este queda mejor definido en la figura 105 y 106, dónde pueden apreciarse estos picos en la lectura, y quedan graficados en las áreas rojas de las figuras, una base, eje x que referencia tiempo de ensayo, muy corto, y una altura significativa respecto a la media, habitual en movimientos involuntarios o cambios en la postura, como por ejemplo ocurre con una flexión o extensión de brazo, es decir, con movimientos repetitivos. Puede decirse que en este caso no ocurre fatiga por postura mantenida, de hecho, la figura 107, muestra el tiempo que pasa el sujeto por encima o por debajo de la media de los valores, es decir, los valores por debajo de la media pueden considerarse valores sin fatiga, mientras los que se encuentran por encima, pueden considerarse valores para los que el sujeto se encuentra fatigado. En este caso, 99 segundos sobre 120, por debajo del valor medio, es decir, un 82.5% del tiempo. El tiempo restante, aunque puede llevar a error, no puede considerarse fatiga, por lo comentado anteriormente, las áreas por encima del valor media RMS son de muy corta duración. Sin embargo, separar estos valores de los que si provocan realmente fatiga es complejo de discernir sin gráficos delante, salvo que se aplique un criterio temporal. Hecho seguido para el desarrollo de un software autónomo como el desarrollo del apartado 4.7.2.

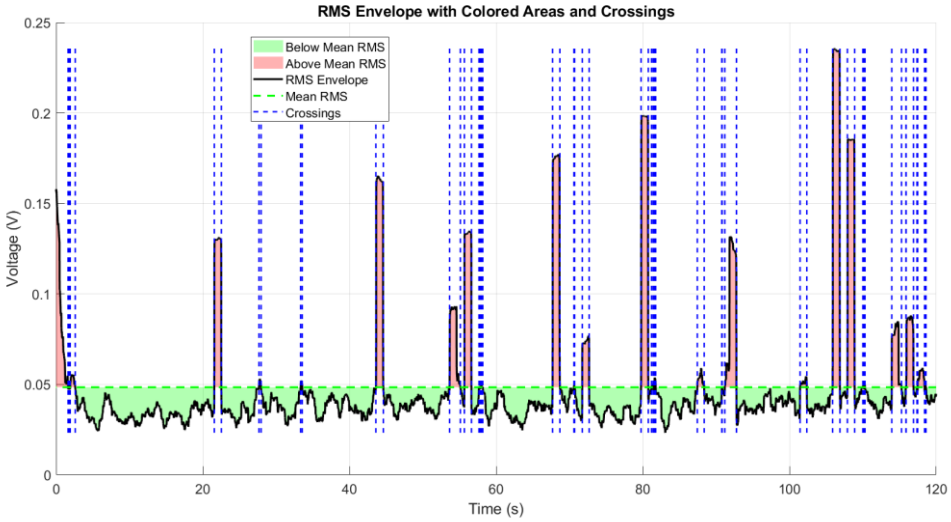


Figura 106. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *1.*

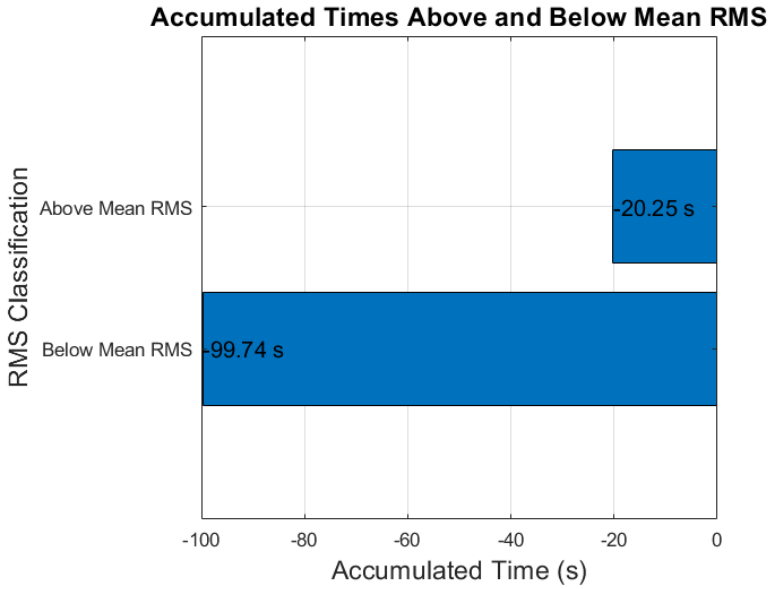


Figura 107. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *1.*

El ensayo 2 de esta primera parte ya denota los primeros signos de fatiga muscular como se muestra en la figura 108, en torno a los 75 segundos de ensayo.

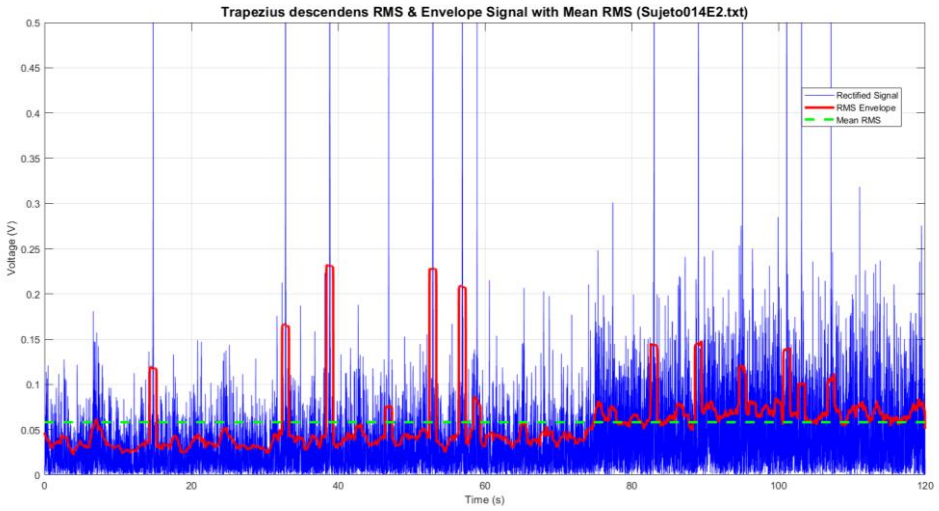


Figura 108. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 2.

Al graficar las áreas y puntos de corte, figuras 109 y 110, se puede ver de forma clara que el sujeto llega a su umbral de fatiga, y en este caso, mantiene la posición. Lo que provoca un área mayor por encima de la media y en este caso con picos de voltaje más pequeños, esto queda resaltado en figura 109 mediante el recuadro azul, esto contrasta con las áreas rojas definidas anteriormente en figuras 105 y 106, que también aparecen en estas gráficas, aunque en este caso menor cantidad y de menor tiempo, esto puede ser debido al control de la postura, ya conocida del ensayo anterior.

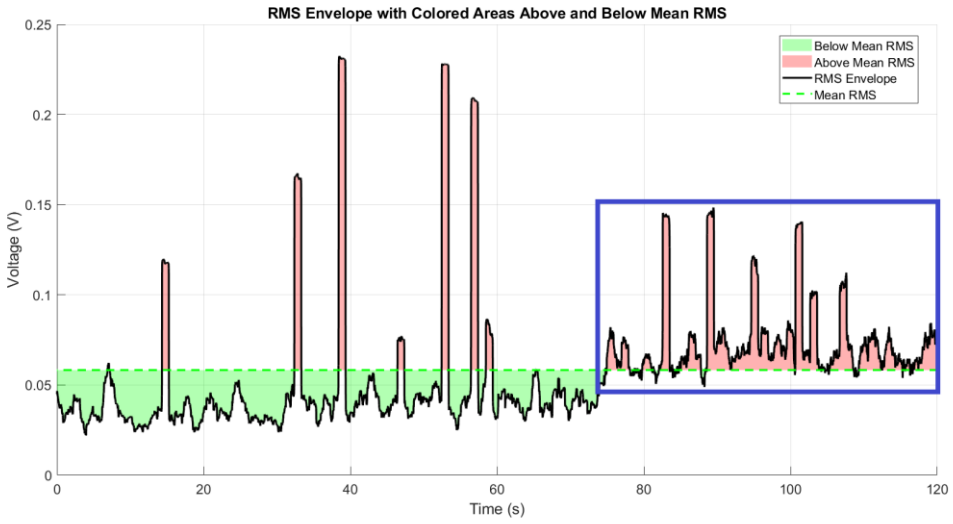


Figura 109. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *2.*

La figura 110 también muestra un comportamiento nuevo, los puntos de corte en la zona de fatiga aparecen más juntos, mostrando agrupaciones de zonas en las que se produce un punto

de corte con la media, y por tanto, un cambio de pendiente debido a la "vibración" que aparece en la postura debido al esfuerzo que realiza el sujeto por mantener la postura.

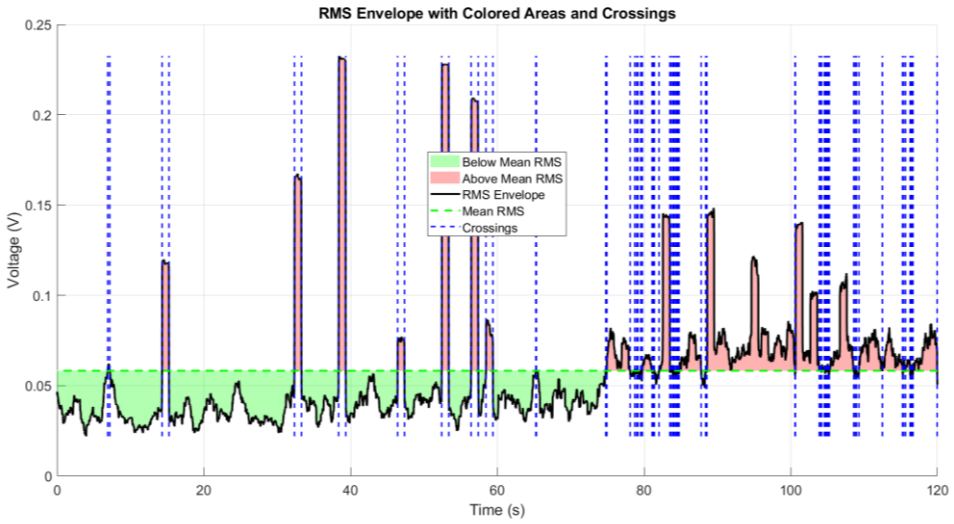


Figura 110. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *2.*

Por último, el gráfico de tiempos de la figura 111, presenta un gran cambio respecto al de la figura 107, reduciéndose el tiempo por debajo de la media, y aumentando en más de 20 segundos el tiempo por encima de esta.

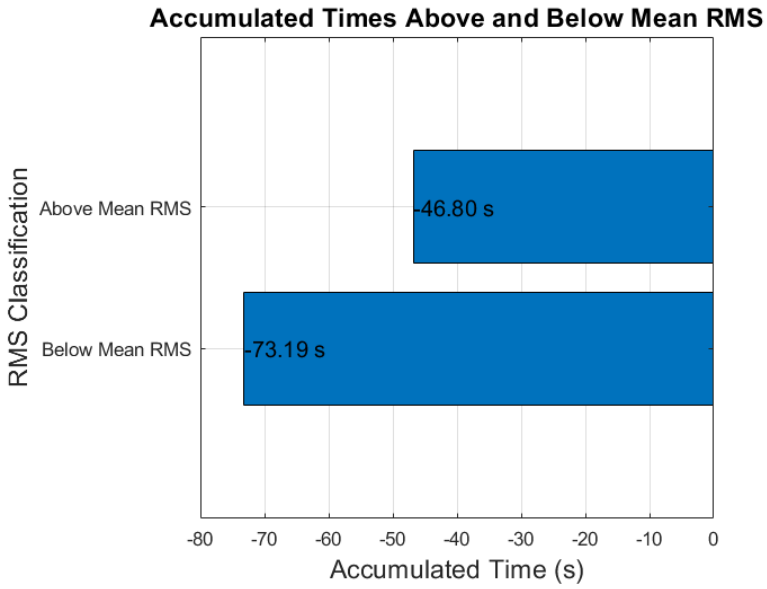


Figura 111. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *2.*

En el caso del tercer ensayo podemos comprobar un nuevo comportamiento en las gráficas, el hecho de que el sujeto decida perder la postura mantenida, esto puede verse por el desplome de valores hacia el final de la adquisición de toma de datos, puesto que el programa considera esa posición como lectura 0, y el voltaje que aparece en las gráficas es ruido de la señal que no ha sido filtrado. Esta zona se muestra en el recuadro morado de la figura 112.

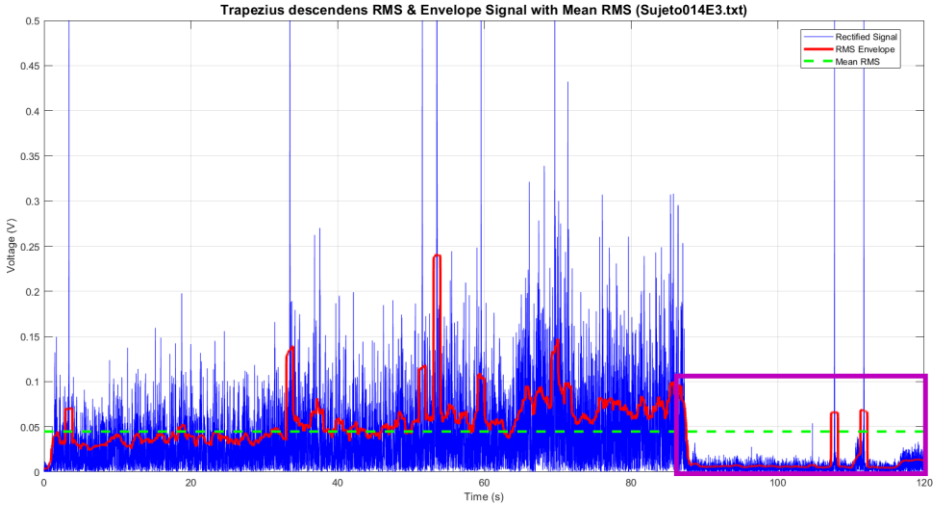


Figura 112. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 3.

En cuanto a las áreas y puntos de corte de las figuras 113 y 114, se muestra una zona en la que se cruza el umbral de fatiga en un tiempo muy temprano respecto a los otros ensayos, hay que considerar que, aunque existe un descanso entre tomas de datos de cada ensayo, no se puede obviar el hecho de que existe fatiga acumulada de los dos ensayos anteriores. Este hecho puede explicar la aparición temprana de fatiga muscular, hecho que es provocado por el propio diseño del ensayo. Los comentarios sobre las áreas rojas por encima de la media, sujeto fatigado, siguen siendo validos en estas gráficas.

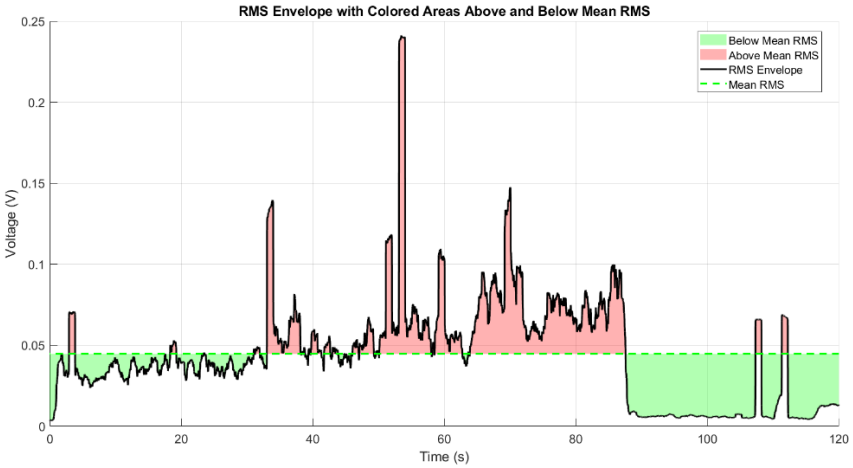


Figura 113. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *3.*

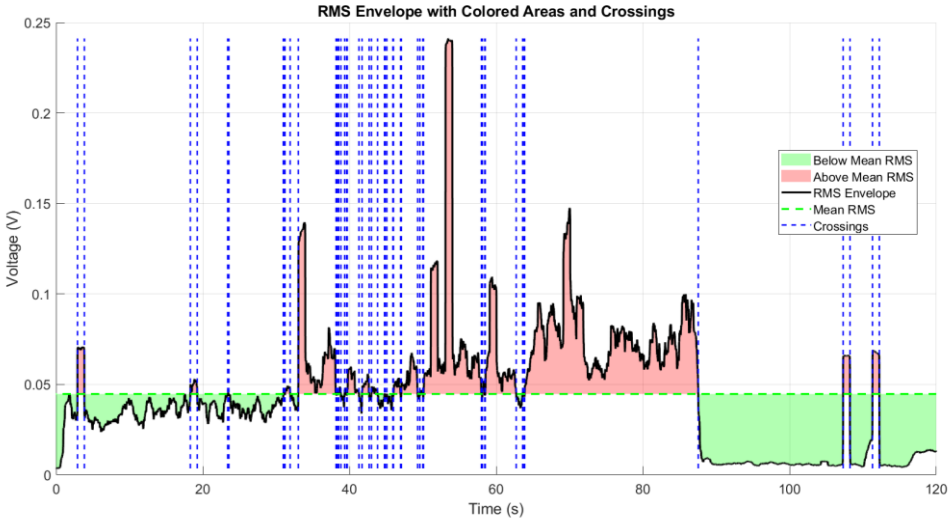


Figura 114. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *3.*

Por último, se muestran los tiempos promedio en los que el sujeto se encuentra fatigado, valores por encima de la media, y en condiciones normales para mantener la postura, valores por debajo de la media, en la figura 115. En este caso puede resultar algo engañoso el hecho de que, sí el sujeto descansa es porque está fatigado y contabilizar este tiempo como tal, sin embargo, este tiempo se cuenta como zona que este se encuentra en zona de reposo y no fatigado, puesto que la posición no se mantiene. Extrapolado a un trabajo con postura mantenida, el sujeto no se encontraría haciendo la acción del trabajo, ergo no estaría trabajando.

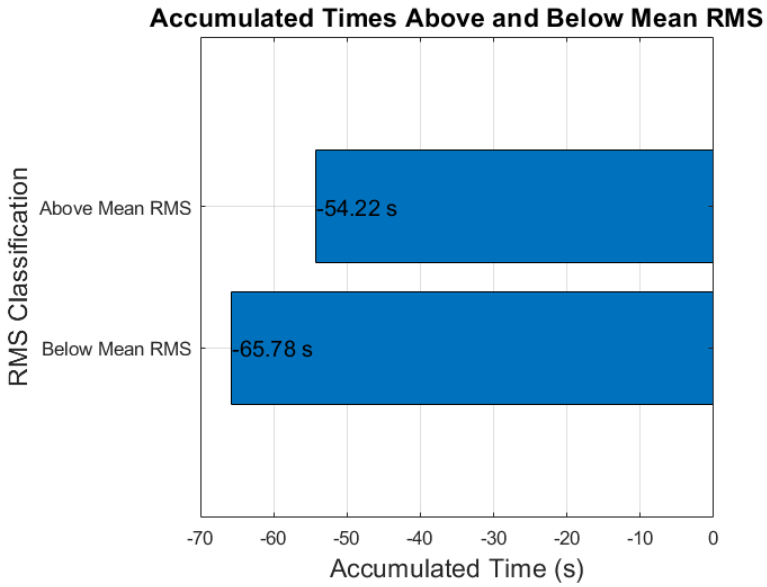


Figura 115. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *3.*

En cualquier caso, la media de valores obtenidos para este tercer ensayo es el mayor, y promedia un 45% a 55% entre zonas de fatiga y postura mantenida en condiciones normales.

A continuación, se muestran los resultados de la parte 2 del ensayo, recordando que en esta parte no existe aplicación de corriente relajante TENS, y se han tenido 15 minutos de descanso entre partes del ensayo.

Ya en la primera toma de datos aparecen signos de fatiga, similares a los de la adquisición de datos 3 de la primera parte, figuras 112 a 115. El sujeto pierde la posición y descansa en los instantes finales, tal y como se muestra en la figura 116.

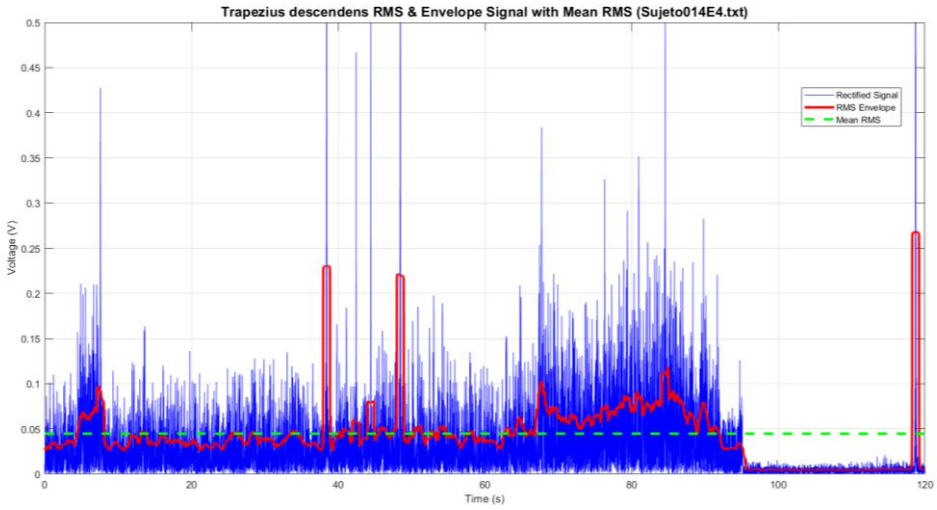


Figura 116. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 1.

Las figuras 117 y 118 muestran una etapa de fatiga anterior a la perdida de posición, la cual comienza en torno a los 65 segundos del ensayo. Las áreas rojas con alta señal y cortas en el tiempo aparecen en una cantidad menor. Como se ha mencionado anteriormente, este grupo de trabajo entiende que esto ocurre debido al entendimiento de la posición y a un aprendizaje por parte del sujeto de la postura mantenida.

Los resultados referentes a cuando el sujeto se encuentra en un estado funcional para mantener la postura o fatigado, figura 119 arrojan valores muy similares a los del ensayo 2 de la primera parte, por lo que puede deducirse que la fatiga crece, figura 111.

En este punto del ensayo, esto resulta inconsistente, puesto que el tiempo de descanso ha sido similar al tiempo del primer ensayo, y en ambas tomas de ensayo parte 1 y parte 2, las condiciones son idénticas, ya que todavía no se ha aplicado corriente al sujeto en la parte 1. Es verdad que puede haber cierta fatiga muscular acumulada debido al periodo de ensayo anterior, sin embargo, los 15 minutos de descanso parecen suficientes para que no sea un factor determinante en los resultados. Hay que considerar también el factor psicológico, ya que ha sido habitual recibir preguntas respecto al tiempo transcurrido o el faltante durante la toma de datos, y se han observado patrones de comportamiento distintos en función de la contestación: sí aún

queda un tiempo grande de ensayo, lo más habitual ha sido bajar el brazo y descansar. Por el contrario, sí es el último ensayo, o queda poco tiempo, generalmente la opción de los sujetos ha sido mantener la posición. En cualquier caso, es un hecho que aparece el umbral de fatiga antes que en el mismo ensayo para la primera parte del ensayo.

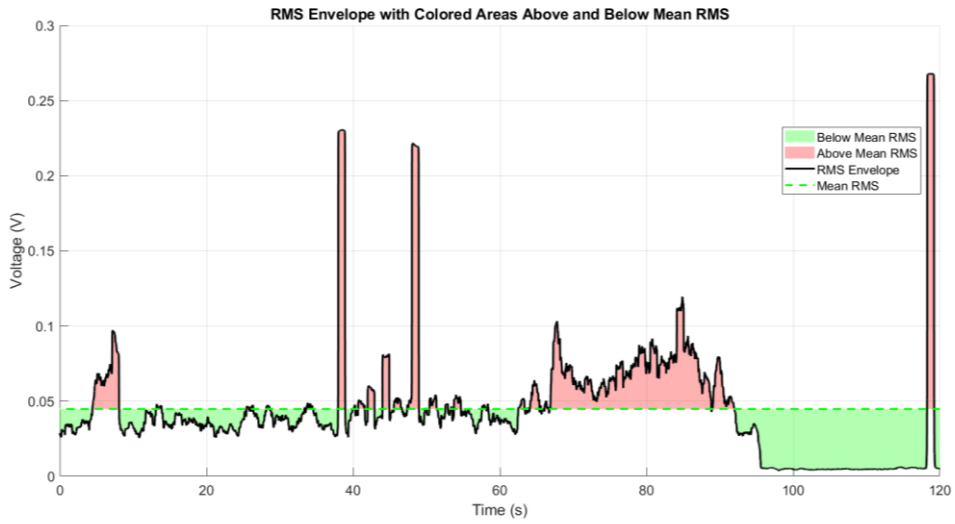


Figura 117. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *1.*

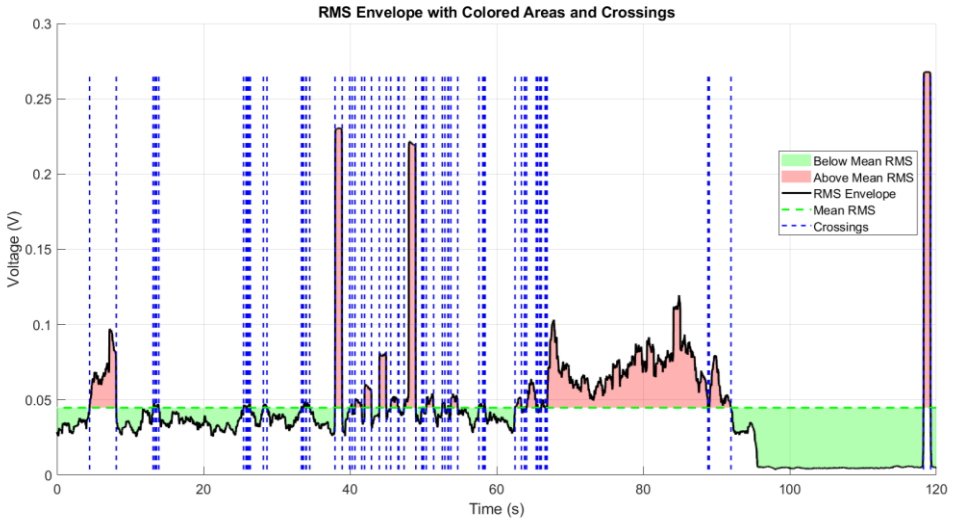


Figura 118. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *1.*

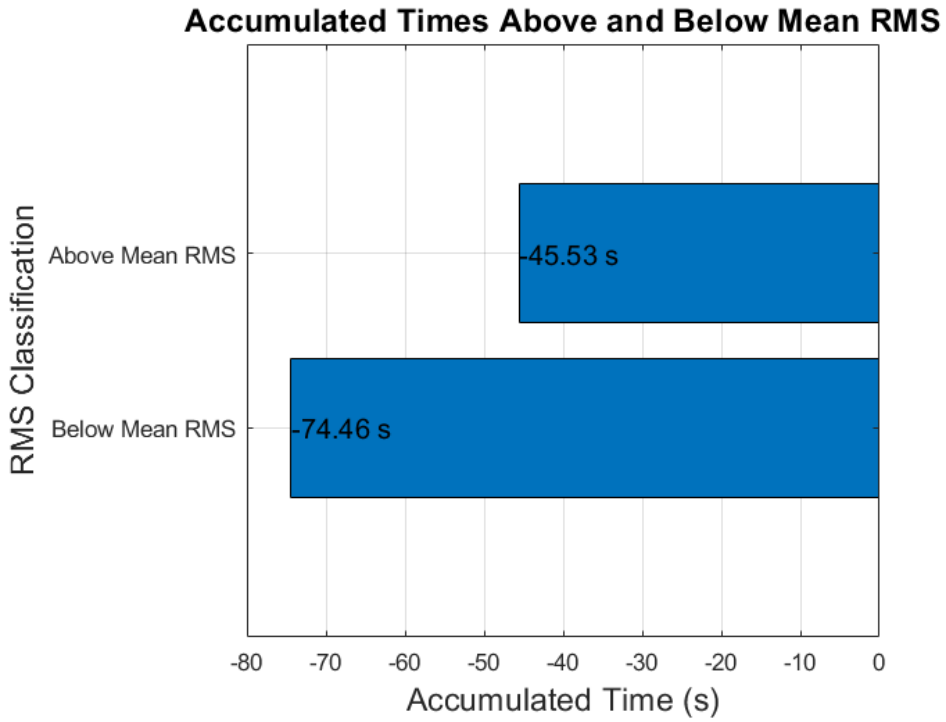


Figura 119. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *1.*

En el ensayo 2 de la parte 2, ocurre otro fenómeno que se ha visto en otros gráficos, la intención de recuperar la postura por parte del sujeto y no poder recuperarla debido a la fatiga muscular que acumula. Las gráficas de las figuras 120, 121 y 122 muestran esto. En concreto la figura 121 tiene resaltadas en recuadros azules las zonas en las que se traspasa el umbral de fatiga, en este caso en una etapa muy temprana del ensayo, sobre los 33 segundos.

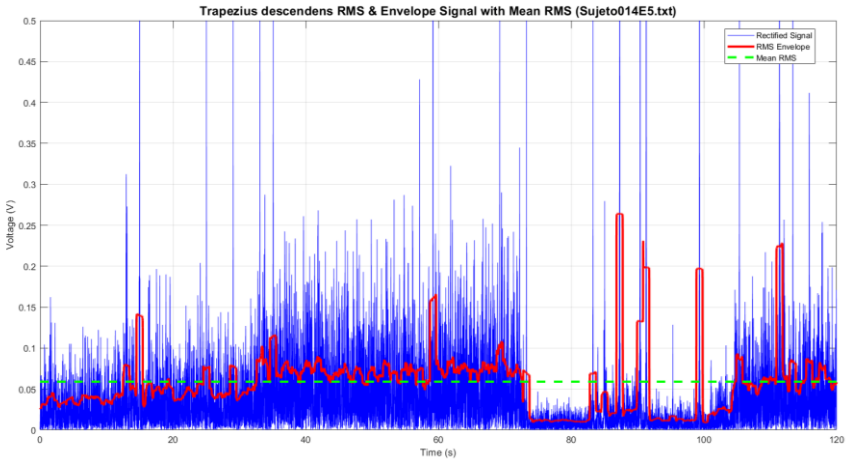


Figura 120. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 2.

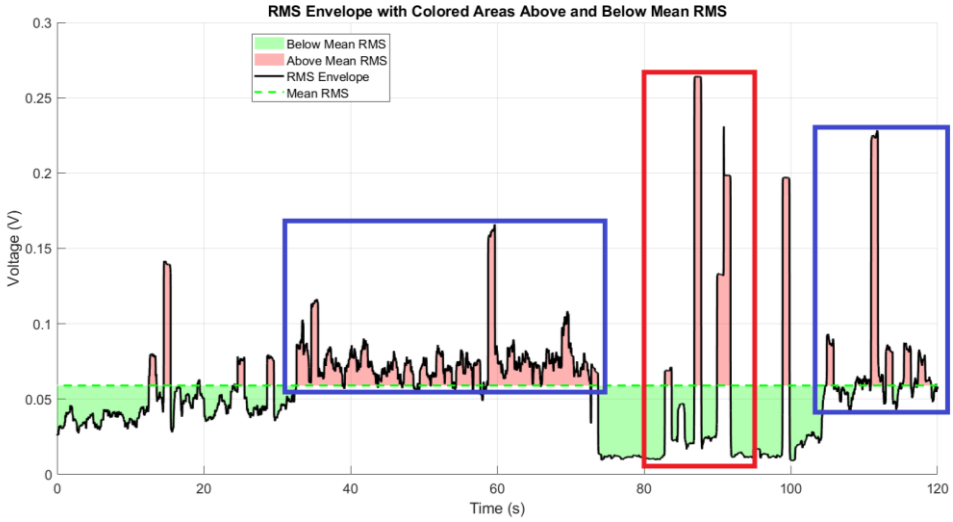


Figura 121. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *2.*

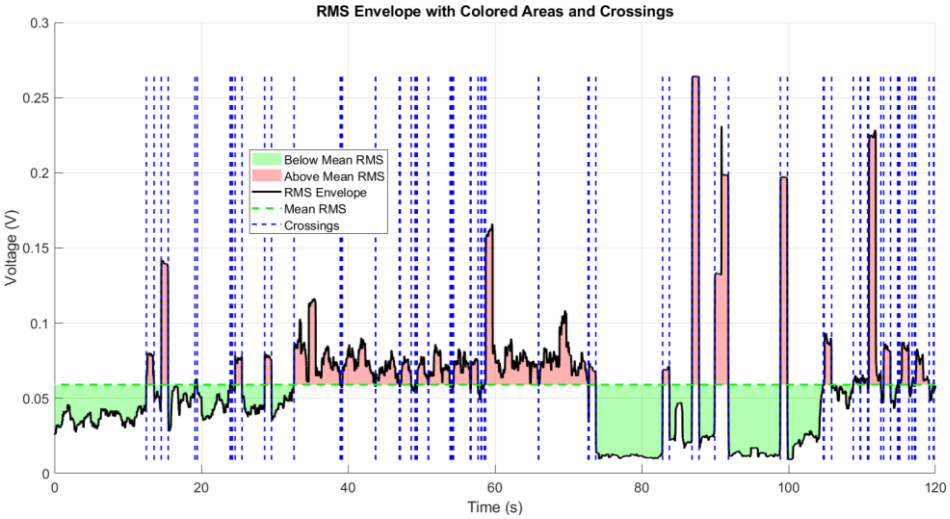


Figura 122. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *2.*

Una vez que el sujeto se fatiga y decide perder la posición mantenida, tras unos segundos de descanso trata de recuperarla, produciéndose el fallo muscular debido al corto tiempo de descanso, y volviendo a perder la postura de forma casi inmediata, este proceso ocupa unos 10 segundos del ensayo, cuadro resaltado en rojo de figura 121. Una vez el sujeto vuelve a intentar mantener la posición, entra directamente en su umbral de fatiga, aunque consigue mantener la posición hasta el final del ensayo, esto puede verse en el segundo recuadro azul resaltado de la figura 121.

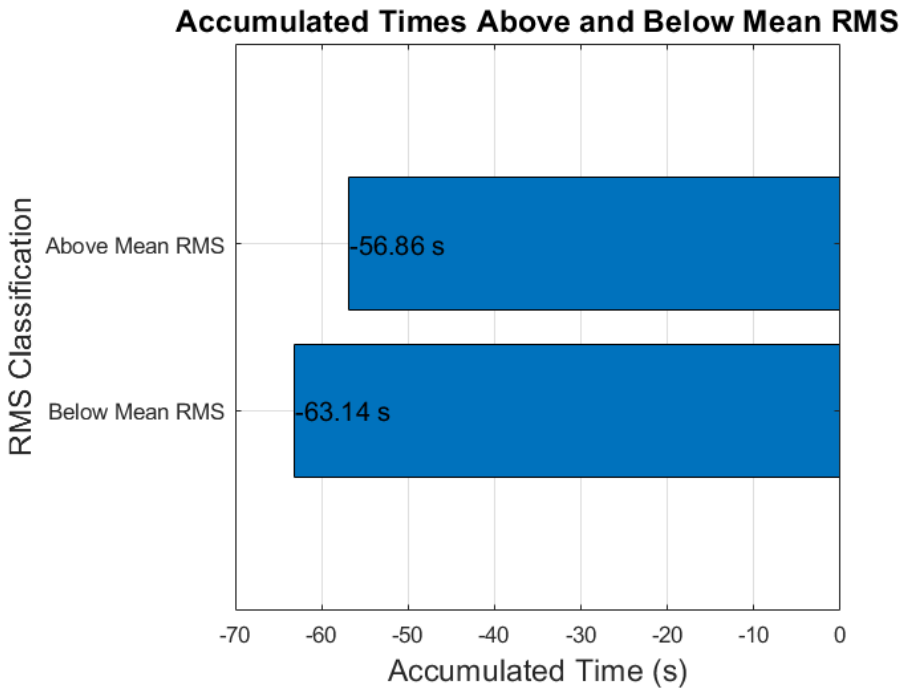


Figura 123. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *2.*

Por último, los valores obtenidos para el tiempo en el que el sujeto se encuentra en una etapa de fatiga muscular, figura 123, son muy similares a los de la adquisición de datos 3, parte 1, referenciados en la figura 115.

Finalmente, el ensayo 3 de la parte 2 muestra muchas similitudes con la anterior adquisición de datos: aparece fatiga en un periodo muy temprano del ensayo. Ya puede comprobarse este comportamiento en las gráficas de figuras 124,125 y 126 desde los 15 segundos de ensayo. Existe del mismo modo, una etapa en el que el sujeto se encuentra por encima del umbral de fatiga, pero mantiene la posición, para perder la posición y recuperarla tras unos segundos de descanso, tras esa etapa vuelve a aparecer una etapa en la que puede entenderse que el sujeto no mantiene del todo la posición y vuelve a rebasar el umbral de fatiga. Para finalizar los comentarios, la figura 127 muestra en este caso como el sujeto estudiado rebasa por primera vez el tiempo por encima de la media RMS respecto al tiempo por debajo, es decir, pasa más tiempo fatigado en el ensayo, que en una condición de postura mantenida.

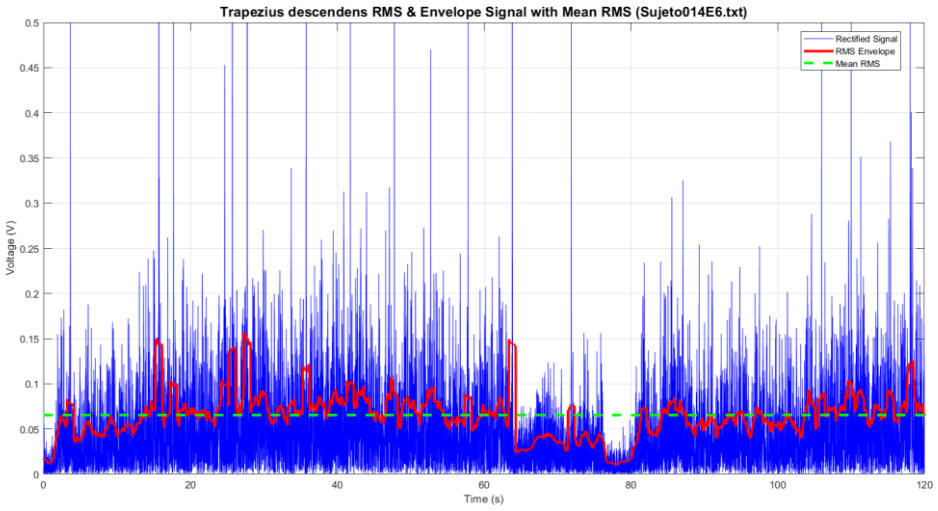


Figura 124. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 3.

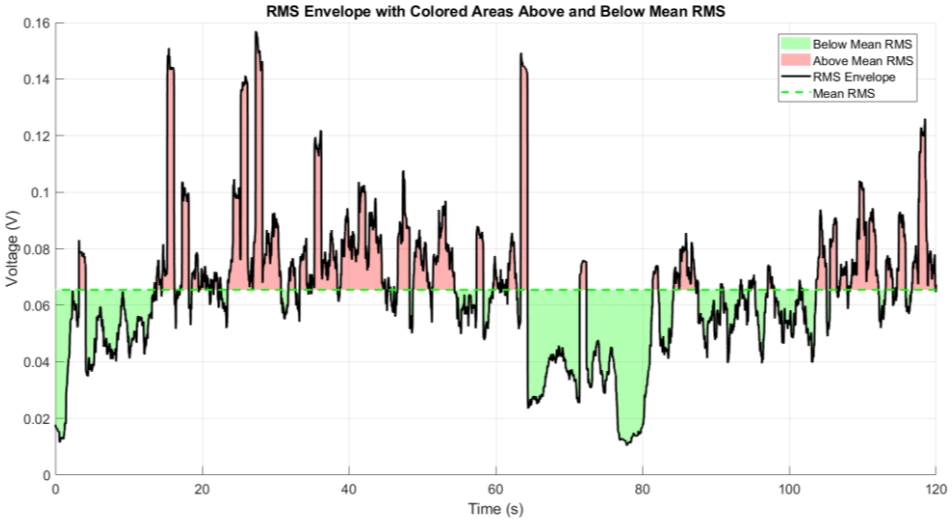


Figura 125. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *3.*

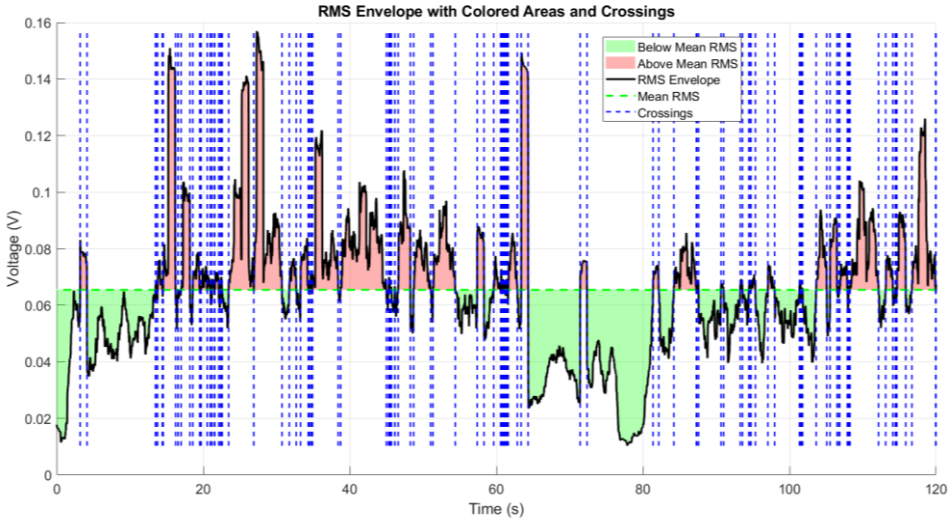


Figura 126. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *3.*

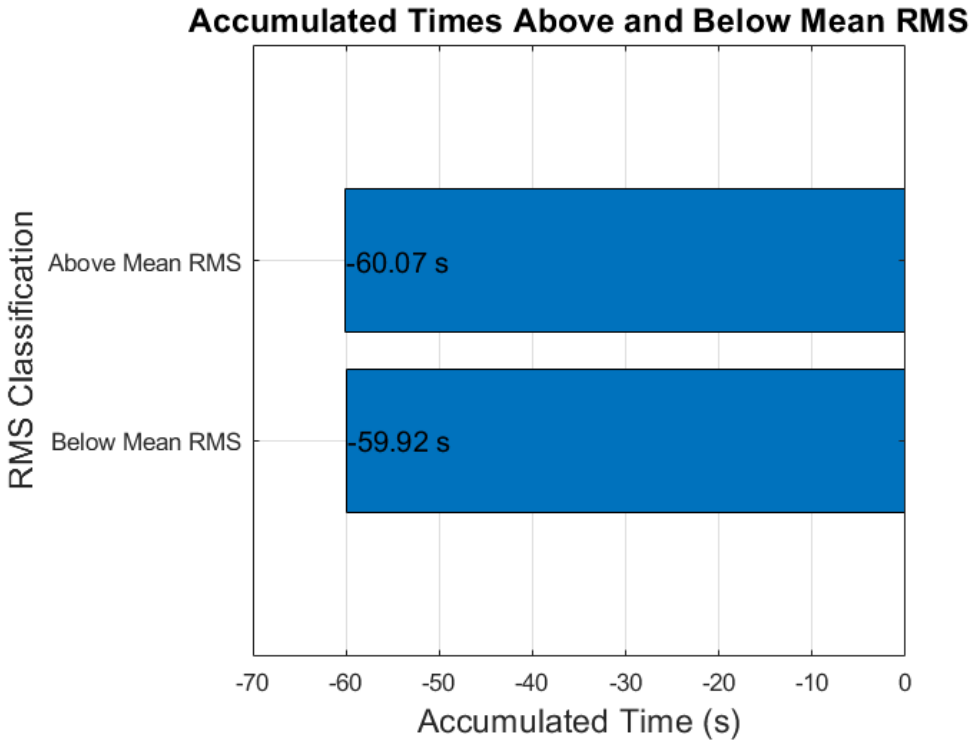


Figura 127. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *3.*

Para entender mejor lo descrito en este apartado, se ha realizado una tabla resumen, con datos cuantitativos y cualitativos que son la base del estudio estadístico. A continuación, se muestra la tabla 25 de valores recogidos para este sujeto 14.

Tabla 25. Valores estadísticos para sujeto 14.

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max. Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
14	1	0	0.04845	0.023297	0.23559	0			0	0	20.25	99.75
14	2	0	0.058281	0.021998	0.23251	1	74	46	0	0	46.8	73.2
14	3	0	0.04472	0.0034974	0.24117	1	50	36	1	1	54.22	65.78
14	4	0	0.044728	0.0036982	0.26767	1	66	26	1	1	45.53	74.47
14	5	0	0.058999	0.009053	0.26408	1	33	39	1	1	56.86	63.14
14	6	0	0.065452	0.010315	0.15696	1	16	48	1	0	62.07	57.93

Esta interpretación de los gráficos mostrada para el sujeto 14, se ha realizado para cada uno de los sujetos de la muestra, cumplimentando una hoja de cálculo que es utilizada para la realización del estudio estadístico que se muestra en el siguiente apartado 5.2.1. Esta recolección de datos completa, se encuentra en el anexo XI de este trabajo de tesis.

Cabe destacar que algunas variables han debido ser categorizadas, como son el sexo, sí el sujeto presenta signos de fatiga, si pierde la posición y descansa, en este sentido, se ha definido el valor 0 para hombres y el 1 para mujeres, del mismo modo, 0 es No y 1 es Si, para las variables dependientes son categorizadas de esa manera.

5.2.1 Estudio estadístico de la muestra

La estructura de datos obtenida es bastante compleja de analizar, cada sujeto tiene 6 tomas de datos, dependientes entre sí 3 a 3, puesto que son del mismo sujeto en el mismo ensayo, pero con diferentes condiciones, y por otra parte, cada sujeto supone una variable independiente dentro del conjunto de la muestra, lo que implica una estructura jerárquica. Es decir, un estudio de efectos mixtos. Dada la gran cantidad de datos obtenidos por cada sujeto, en torno a 18000 datos por toma (una medida de voltaje dado por el sEMG cada 160 milisegundos) y en torno a los 100000 datos recogidos por ensayo, se hace poco práctico manejar dicho volumen de datos de forma directa con la muestra completa. Para ello, se ha recurrido a los valores obtenidos del código Matlab definido en el punto 4.7.2 de esta tesis, Anexo VIII, extrayendo del mismo las variables de estudio que permitan trabajar con un volumen de datos manejable y permitan comprobar la hipótesis de trabajo. Del código se han extraído variable cuantitativas y cualitativas, principalmente: valores de la media RMS y valores máximos y mínimos de la envolvente, es decir valores ya filtrados de las señales obtenidas. Tiempos por encima y por

debajo de la media RMS, para poder predecir tiempos de fatiga durante el ensayo, y de forma subjetiva, observando las gráficas, se han definido sí ha existido fatiga y el primer punto en el que esta ocurre.

Tras la categorización de las variables en el programa SPSS, se comprueba que en las variables independientes no existan valores atípicos dentro de la muestra, para ello se realiza un análisis descriptivo inicial mostrado en la siguiente figura 128.

Estadísticos descriptivos

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. Desviación	Varianza
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Desv. Error	Estadístico	Estadístico
Media RMS	144	0.113446	0.028054	0.1415	0.065674215	0.002421009	0.029052106	0.000844025
Min. Valor Envelope	144	0.0685273	0.0028587	0.071386	0.016332039	0.001067985	0.012815823	0.000164245
Max.Valor Envelope	144	0.35997	0.10045	0.46042	0.234936597	0.004486811	0.053841735	0.002898932
Tiempo Primer signo fatiga	111	104	5	109	62.57657658	2.374535587	25.01728477	625.8645373
Duranción primer estado de fatiga	111	56	6	62	27.30630631	1.374971836	14.48622718	209.8507781
Tiempo por encima media RMS	144	56.73	11.05	67.78	43.11319444	1.144867311	13.73840773	188.7438471
Tiempo por debajo media RMS	144	59	49.95	108.95	76.79395833	1.156269481	13.87523377	192.5221122
N válido (por lista)	111							

Figura 128. Análisis descriptivo de la muestra obtenida.

En los valores de la figura 129, se puede ver que no aparecen valores atípicos o fuera del rango estipulado. Se aprecian valores de varianza altos debido a la gran diversidad de tiempos en los que se produce fatiga, desde la primera detección en un sujeto a los 8 segundos, hasta un caso en el que se produce en el segundo 109 para otro sujeto, y la variabilidad que existe en estas detecciones, desde un periodo minino de detección de 7 segundos, hasta máximos de 62.

A modo de verificación, se realizan los gráficos de cajas para las variables dependientes definidas, estás son las siguientes:

- Media RMS.
- Min. Valor “envelope”.
- Max. Valor “envelope”.
- Tiempo primer signo fatiga.
- Duración primer signo fatiga.
- Tiempo superior media RMS.
- Tiempo inferior media RMS.

Las demás variables definidas funcionan como variables independientes, como es el caso de sujeto, o pueden funcionar como dependientes/independientes en función de los estudios a realizar posteriormente. Debido a que han sido transformadas a valores, como se ha comentado

en la tabla 25, las variables dependientes formadas por 0 o 1, no se han añadido a esta verificación que busca de valores atípicos en la muestra o errores.

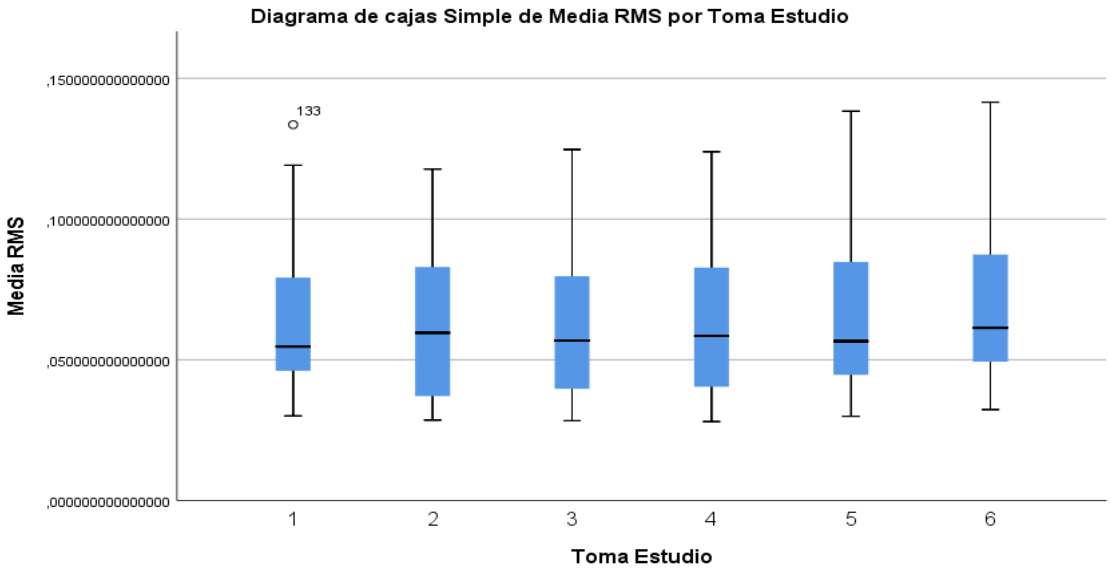


Figura 129. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para media RMS

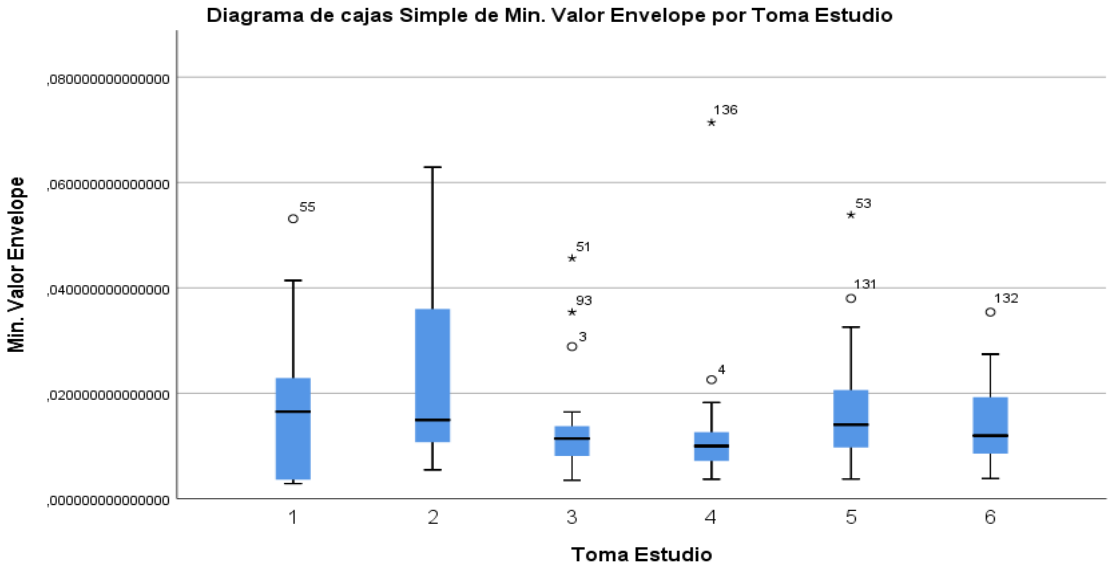


Figura 130. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para mínimo valor envolvente

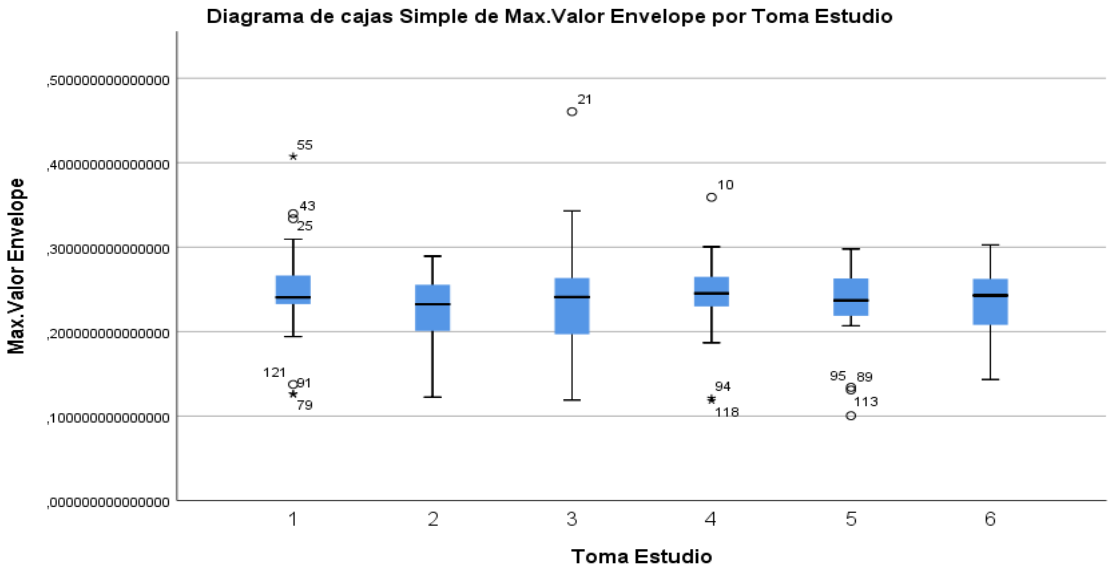


Figura 131. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para máximo valor envolvente

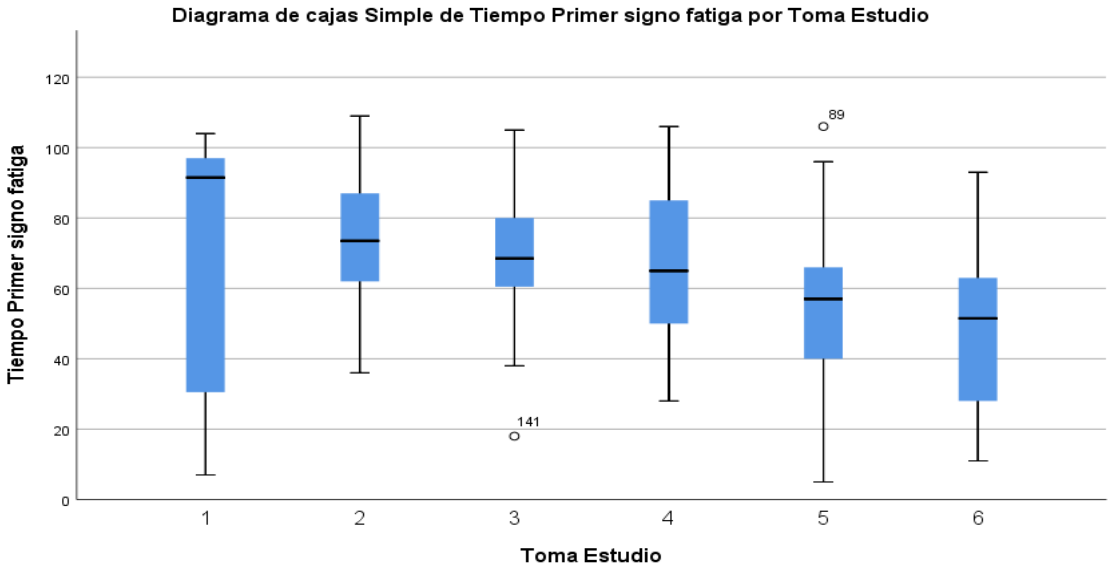


Figura 132. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos tiempo primer signo fatiga

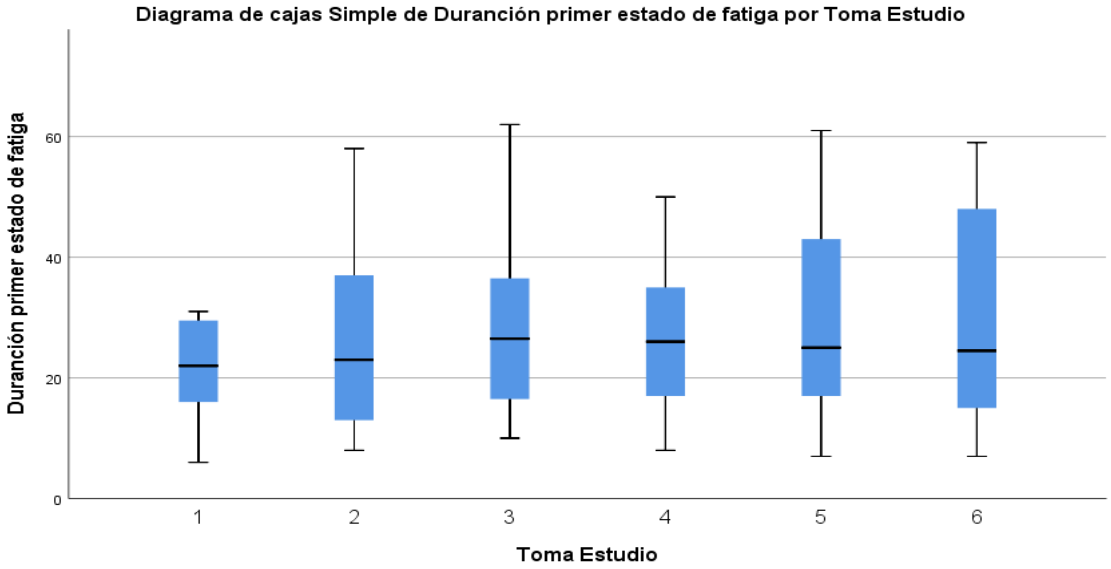


Figura 133. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos duración primer estado fatiga

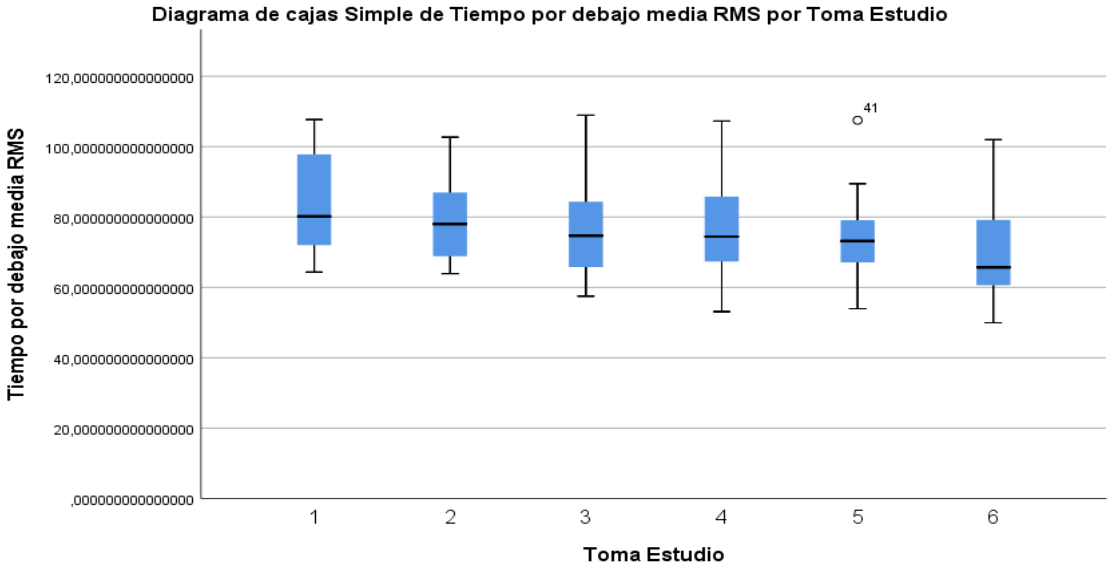


Figura 134. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para tiempos inferiores a valor medio RMS

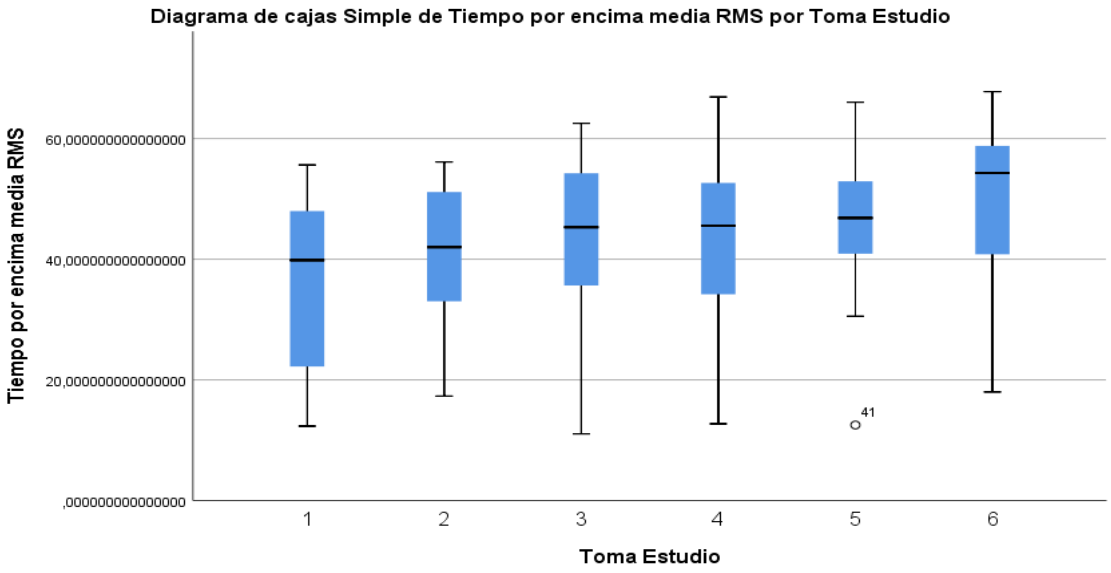


Figura 135. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para tiempos superiores a valor medio RMS

Tras la revisión de los valores, se desestima algún error tipográfico, por lo que los valores que aparecen pueden considerarse atípicos.

Esencialmente, estos valores aparecen en 5 sujetos, los cuales se encuentran en los extremos de la muestra: Sujetos 11 y 27 poseen gráficas muy variables y con valores medios altos respecto a los dejas sujetos estudiados, también sus gráficas se muestran más saturadas y con mayor número de oscilaciones, esto puede ser provocado por la incapacidad para poder mantener la posición durante el ensayo o a movimientos voluntarios o involuntarios para tratar de acomodarse a la posición, una situación no controlable por parte del estudio.

Por otro lado, aparecen valores también atípicos para los sujetos 8 y 13, los cuales, no presenta signos de fatiga evidente durante toda la realización del ensayo, lo que hace pensar que las condiciones físicas de estos sujetos les hace estar mejor preparados para el estudio realizado, no evidenciando un efecto de fatiga con el diseño de ensayo realizado. Finalmente, el sujeto 28 presenta un cuadro opuesto, la incapacidad de mantener el peso en la posición pedida, mostrando fatiga en todas las tomas desde prácticamente el inicio del ensayo.

Esto se muestra claramente en los valores atípicos que aparecen en figuras 129, 130 y 131 principalmente, y en menor medida en las figuras 132, 133,134 y 135 centrados en valores de sujetos: 8, 13 y 28. Tras esta verificación, estos sujetos se han mantenido en la muestra debido a que no se han encontrado razones para desestimar los valores recogidos en sus ensayos.

Tras la verificación de la muestra, se ha realizado un modelo estadístico mixto, considerando como variable dependiente la media RMS, y como factores fijos el número de tomas y el sexo del sujeto. Por último, la variable aleatoria es definida por el número de sujetos, para así poder modelar la variabilidad existente entre individuos. La siguiente figura 136 muestra la gráfica obtenida, en el anexo XI, puede encontrarse el cálculo completo de este análisis.

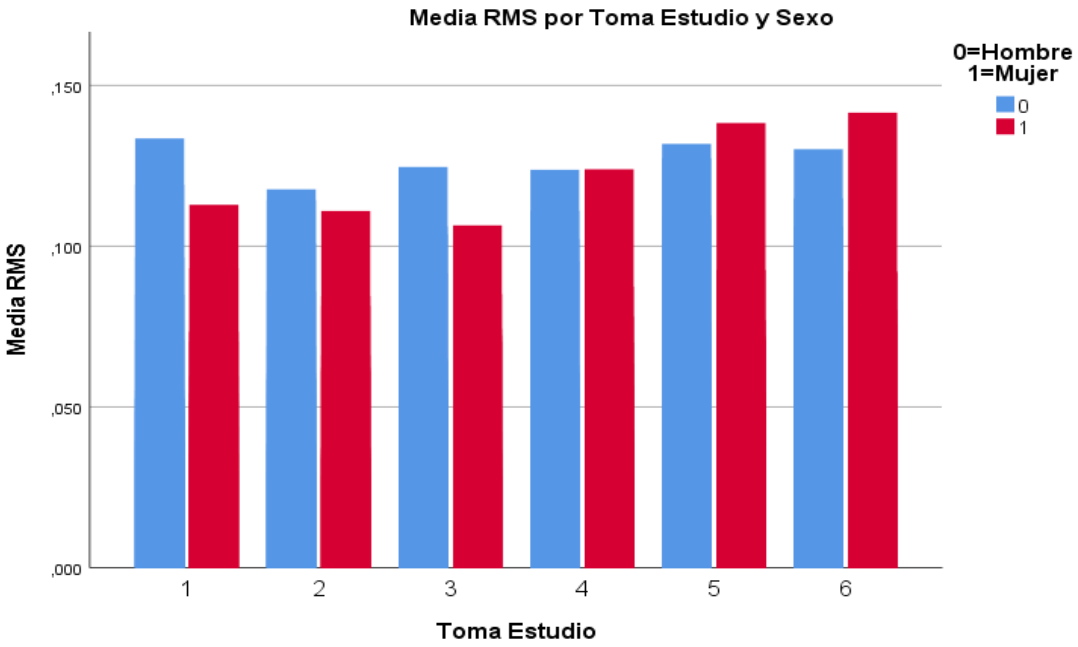


Figura 136. Modelo mixto para el promedio media RMS clasificada por tomas y sexo.

Del mismo modo, se realiza este modelo para conocer el primer punto de fatiga como variable dependiente, Anexo XI, y se grafican los valores medios obtenidos en la siguiente figura 137.

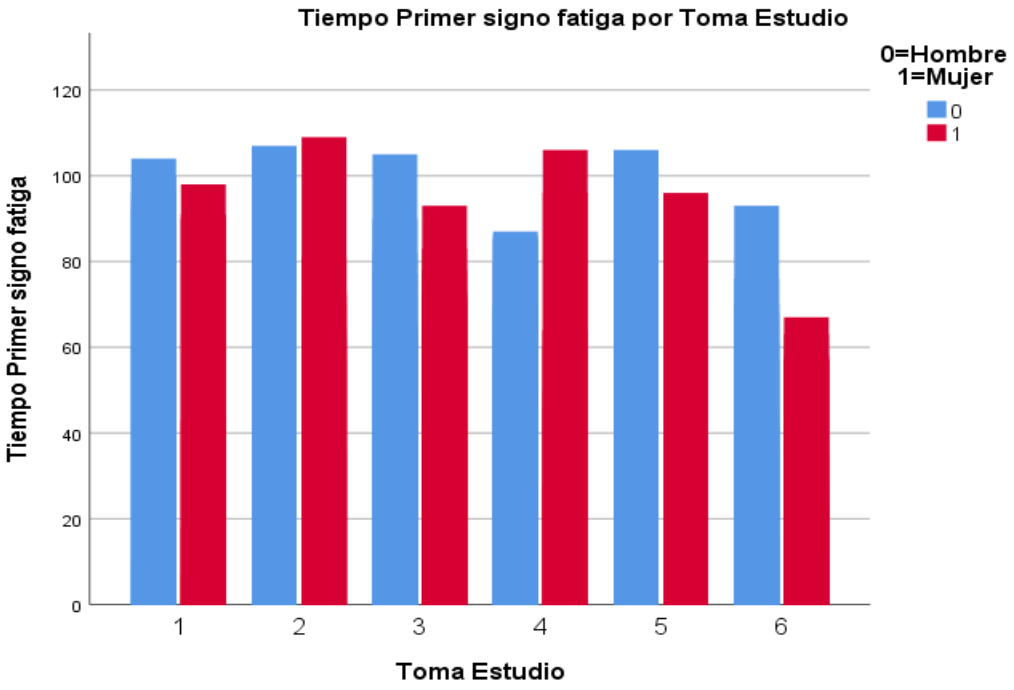


Figura 137. Modelo mixto para tiempos promedio primeros signos de fatiga por tomas y sexo.

De estos datos aportados puede extraerse que:

En el grafismo de la figura 136 los valores de actividad muscular para hombres, se mantienen relativamente estables entre tomas y entre partes del ensayo, siendo el promedio para la primera parte del ensayo, tomas 1 a 3, de 0.067153 voltios, mientras que para la segunda parte, tomas 4 a 6, es de 0.070414 voltios. Esto supone un incremento de actividad eléctrica en la porción superior del trapecio de en torno a un 4.8%.

En contraposición con estos valores, los obtenidos para mujeres tienen un promedio para la primera parte del ensayo de 0.059539 voltios, mientras que se produce un incremente de actividad muscular para la segunda parte de 0.064241 voltios, un incremento del 7.8% en la actividad muscular, lo que denota en mayor esfuerzo o fatiga para este sexo.

Sí se comparan ambos sexos, las diferencias para la primera parte del ensayo son un 12% mayores para hombres en vez de mujeres, sin embargo, este valor decrece hasta el 9.6% para la segunda parte del ensayo. Esto evidencia unos valores en cuanto a actividad eléctrica más homogéneos para el hombre y una mayor activación muscular en la segunda parte del ensayo para las mujeres. Esto podría sugerir comportamiento a fatiga distintos en función del sexo, o un mejor balance en el ensayo para uno de ellos.

Si atendemos a los valores mostrados por la figura 137, la muestra enseña que, en el caso de los hombres, los valores iniciales para los que se produce fatiga son similares para la primera parte del ensayo. En el caso de la segunda parte, existe un descenso pronunciado en el caso 4, que no responde a la hipótesis original, ya que deberían ser muy similares a los de la toma 1 debido a las condiciones del ensayo, ya que tomas 1 y 4, a efectos prácticos son iguales. Si contrastamos estos valores, el tiempo promedio para la primera parte del ensayo es 77.6 segundos, mientras que para la segunda 61.3 segundos, lo que implica una variación del 26.6%, y una diferencia de 16.3 segundos de desplazamiento del umbral de fatiga en la parte del ensayo en la que se ha utilizado TENS.

En el caso de las mujeres salvo en la toma 1, las tomas, para la primera etapa y segunda del ensayo presentan un descenso en el tiempo del primer signo de fatiga, hecho que concuerda con la hipótesis planteada. Sí comparamos parte 1 con 2 del ensayo, la parte uno arroja un valor promedio de 63.8 segundos, mientras que la segunda parte es de un 49.7 segundos, lo que supone una variación del 28.3%, 14.1 segundos, en la aparición de signos de fatiga.

Si atendemos a la comparación entre hombres y mujeres para cada parte del ensayo, los valores son muy similares en ambas partes del ensayo, con un 21.5% y 23.2% respectivamente, a favor del hombre, en cuanto a la muestra de signos de fatiga. Es decir, aparecen más tarde en estos, poniendo énfasis en las diferencias físicas que existen entre géneros.

En ambos casos, los valores para toma 1, son más bajos que los sucesivos, en este caso concreto, parece claro que el desconocimiento del ensayo y el control posicional afectan a estos valores, sin embargo, no hay un motivo aparente para el valor promedio de la toma 4 para hombres, cuyo valor debería ser más alto que las tomas 5 y 6, similar a los promedios obtenidos para mujeres.

Para más información revisar estudio completo en Anexo XI.

Adicionalmente, se han extraído algunas métricas de interés cómo, por ejemplo: la distribución de signos de fatiga en la muestra, habiendo algunos sujetos que no han sufrido fatiga durante el estudio, como es el caso de sujeto 8 y 13, y en muchos casos en los que las tomas iniciales tampoco han sufrido este hecho, como es el caso de sujetos: 1,3,9,14,6,22,23,25,27. Esto muestra la amplitud de resultados obtenidos y el grado de incidencia que tiene el estado físico de cada sujeto en el estudio. La figura 138 muestra estos resultados.

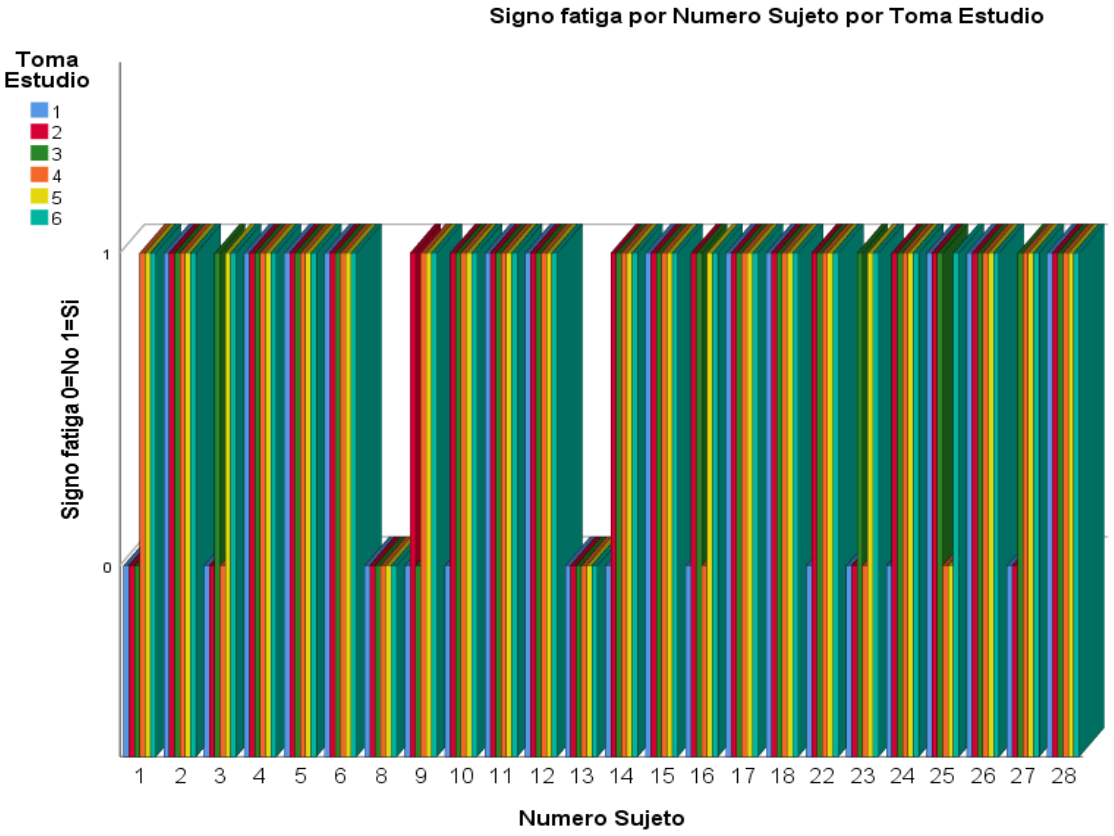


Figura 138. Distribución de signos de fatiga para cada sujeto por toma de datos recogida.

Sí atendemos a cuando se ha producido la fatiga en los sujetos, el gráfico de la figura 139 aporta información valiosa sobre este hecho.

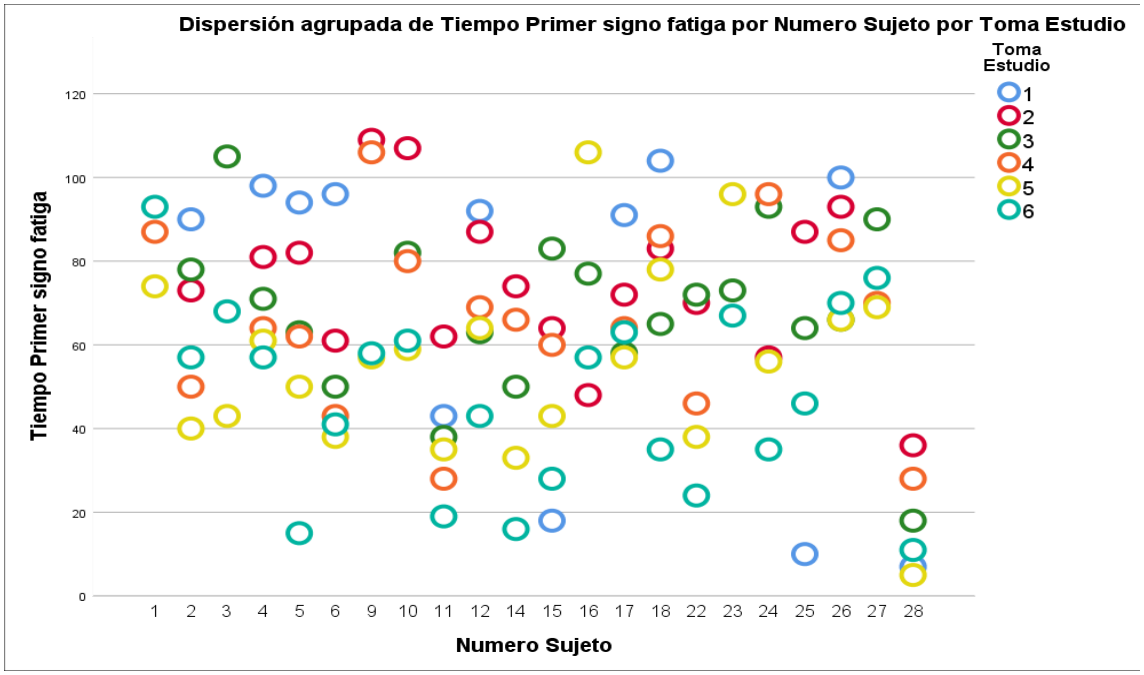


Figura 139. Distribución primer signo fatiga por sujeto y toma de estudio.

Agrupando en torno al 50% de los signos de fatiga entre los 60 y 80 segundos de ensayo. Adicionalmente, puede deducirse la naturaleza descendente de los umbrales de fatiga, es decir, tomas 1 a 3, y 4 a 6 se encuentran en un gran porcentaje de los casos desde un primer signo de fatiga colocado en la zona superior para la primera toma y a partir de este, decrece, puesto que de forma intuitiva se entiende que ensayo a ensayo el primer signo de fatiga para cada toma debería tener un valor inferior al anterior.

En este sentido también es interesante conocer cómo se agrupa el promedio de las duraciones de estos signos de fatiga, figura 140. Viendo que, especialmente existe una gran variabilidad para hombres en las tomas de datos 5 y 6 de la parte 2 del ensayo.

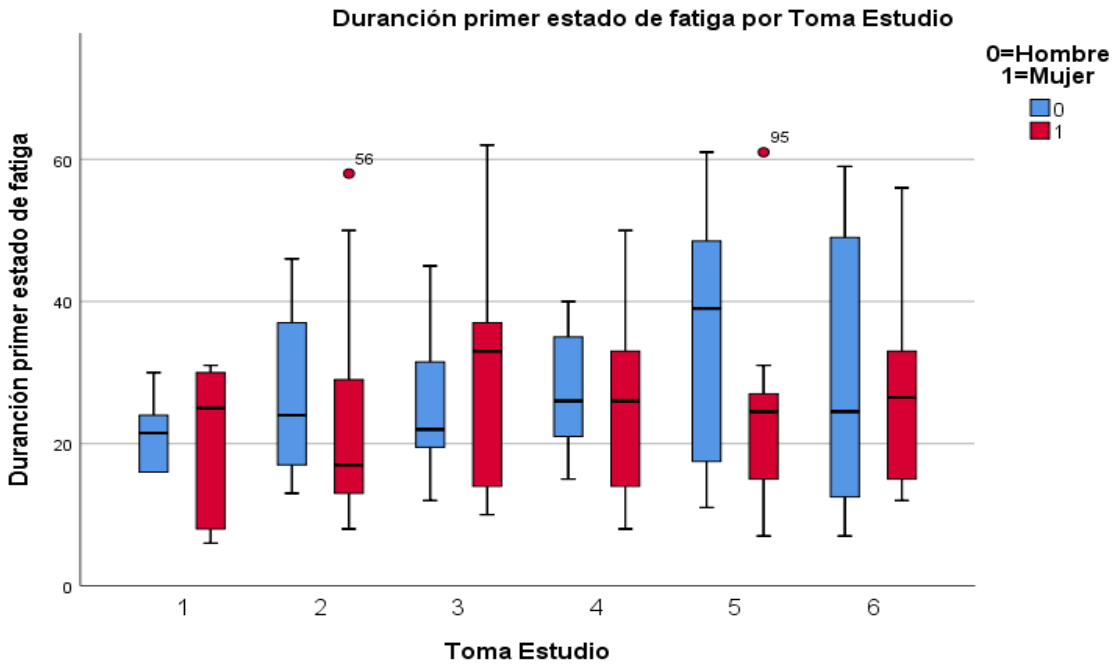


Figura 140. Estudio tiempo promedio para primer estado de fatiga.

Complementario a esta figura 140, se presenta la figura 141, la cual muestra los promedios de tiempo que se han obtenido en los primeros signos de fatiga, pudiendo extraer que la perdida de posición está tipificada entre los 20 y los 30 segundos de tiempo independientemente del género. Por otro lado, los valores promedio para cada parte de ensayo, 24.5 y 30.4 segundos para hombres, y 25.2 y 26.4 segundos para mujeres, respectivamente, no resultan significativamente diferentes, por lo que, se concluye que la ventana de actuación en caso de requerir una actuación debe ser inferior a 20 segundos, siendo este el tiempo límite para avisar al usuario de que abandone la postura mantenida, y considerando dentro de ella los segundos necesarios para diagnosticar que se está produciendo fatiga, que en el caso de este trabajo se ha tipificado en 6 segundos en el programa mostrado en el apartado 4.7.3, figura 92.

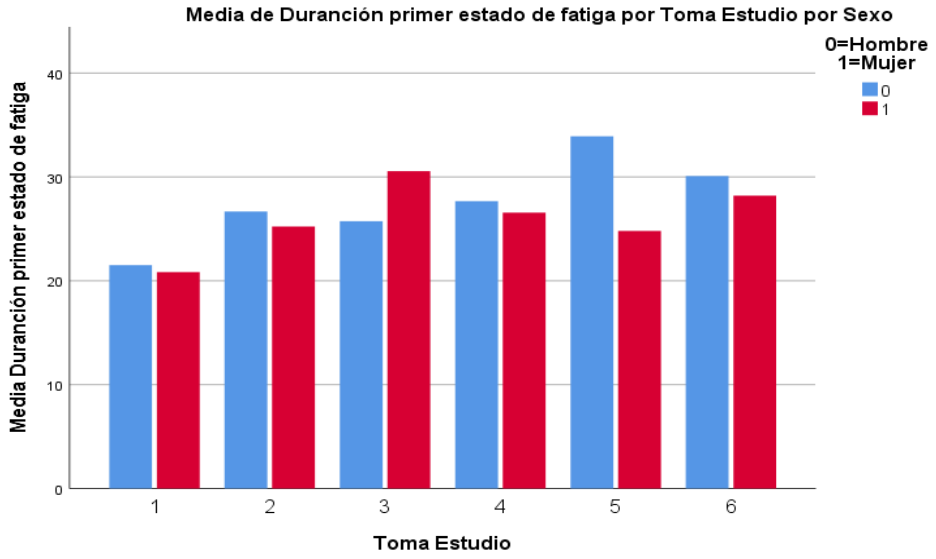


Figura 141. Duración promedio para primer estado de fatiga.

Adicionalmente, se ha generado un gráfico de cajas, figura 142, para conocer la dispersión del tiempo promedio se ha mantenido la posición habiendo llegado a la fatiga según el criterio planteado por este trabajo de tesis, obteniendo valores de los cuartiles Q1 y Q3 para ambos sexos y medianas muy similares.

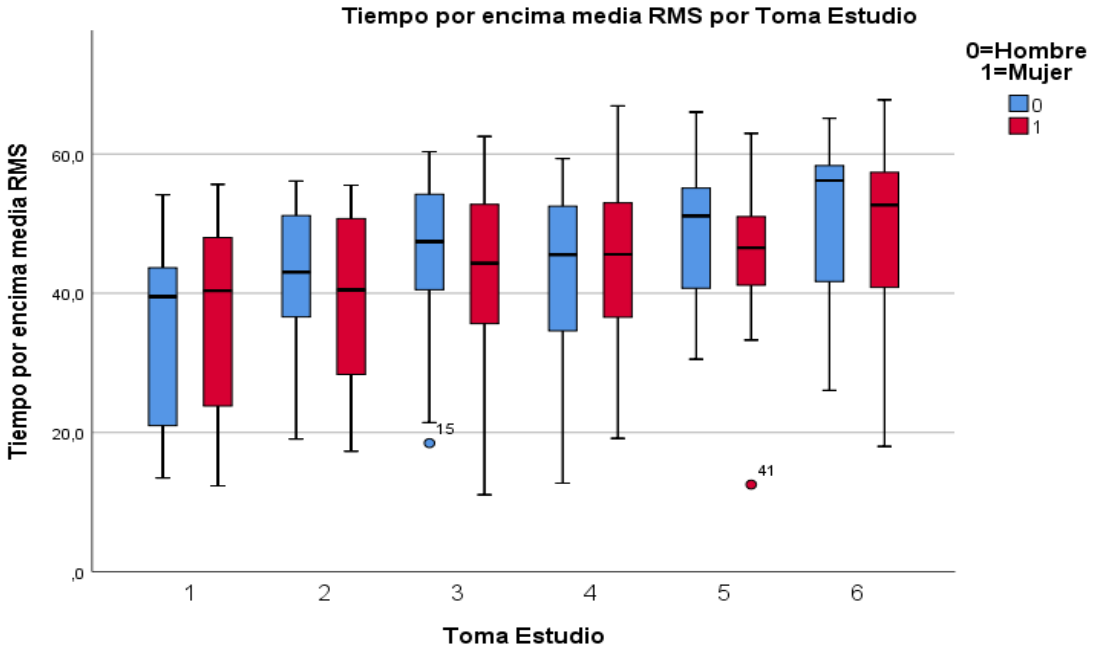


Figura 142. Estudio tiempo promedio para estado fatiga.

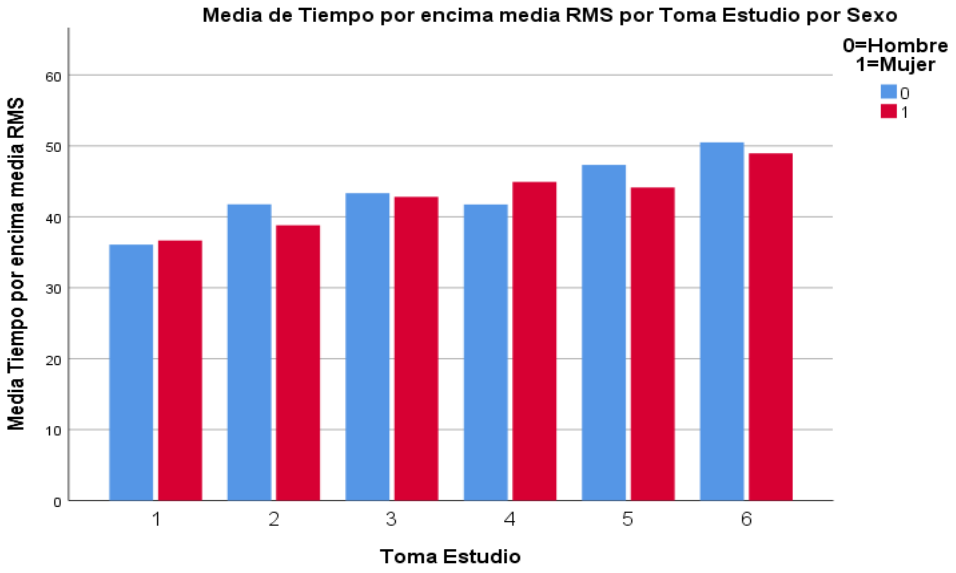


Figura 143. Valores de tiempo por encima de la media RMS.

Como punto final, se muestra la figura 143, la cual muestra los promedios de tiempo en los que las tomas han estado por encima del valor RMS, parámetro utilizado como detector de fatiga. En este sentido, se puede ver un incremento de valores entre partes del ensayo, tomas 1 a 3 y 4 a 6, lo que tiene sentido, puesto que sí existe más fatiga con el paso de las tomas, debe haber una cantidad de tiempo mayor por encima de la media RMS, indistintamente del sexo. Por otra parte, sí se comparan valores dos a dos entre partes de ensayos, es decir, 1 con 4, 2 con 5 y 3 con 6, los valores también mantienen una estructura creciente, por lo si se sugiere que la aplicación de una onda relajante TENS aporta una mejora a los sujetos.

Con los datos presentados, puede afirmarse lo siguiente:

- Se ha observado una mayor actividad eléctrica en la porción superior del trapecio en la segunda parte del ensayo, es decir, la que no utiliza una corriente relajante TENS, con un crecimiento promedio de un 4.8% en hombres y un 7.8% en mujeres.

- En cuanto a la aparición de signos de fatiga: En el caso de los hombres, se ha encontrado una diferencia promedio entre ensayos de 16.3 segundos en la aparición de signos de fatiga, extrapolado a un ensayo de 120 segundos como el propuesto, supone un desplazamiento en el umbral de fatiga de un 13.5%. En el caso de las mujeres, este valor alcanza los 14.1 segundos a favor de la primera etapa del ensayo, lo que implica un 11.75% de desplazamiento del umbral de fatiga en su caso.

- En un ensayo de 120 segundos, la gran cantidad de signos de fatiga, independientemente de la toma y parte de ensayo, se han encontrado entre los 60 y 80 segundos, en concreto 51 de los 111 datos tomados como signos de fatiga, lo que supone el 46% de los casos.

- La ventana de actuación en caso de fatiga muscular se ha acotado entre 20 y 30 segundos, independientemente de la parte y toma de ensayo. Por tanto, el trabajo del dispositivo debe estar acotado a menos de 20 segundos entre que se verifica el estado de fatiga y se activan los procedimientos para que el usuario realice las acciones necesarias.

- El valor de media RMS presenta la suficiente confiabilidad como para ser considerado un valor que puede predecir umbrales de fatiga como primera aproximación, pudiendo ser complementario a otras metodologías.

5.3 Fase producto

Como se ha mencionado en el punto 4.8.3, la principal novedad de este punto se encuentra en el empaquetamiento del conjunto debido a los cambios de hardware y a un nuevo software. En este sentido, con el código utilizado en la etapa previa de desarrollo no se han encontrado diferencias apreciables. A continuación, se muestran las gráficas obtenidas para esta verificación, figura 144 y 145, correspondientes a la primera y segunda parte del ensayo. Pudiendo verse que, pese al cambio en los componentes, el funcionamiento sigue siendo correcto, cumpliendo con los resultados esperados.

El conjunto completo de gráficas puede verse en el anexo X de este trabajo.

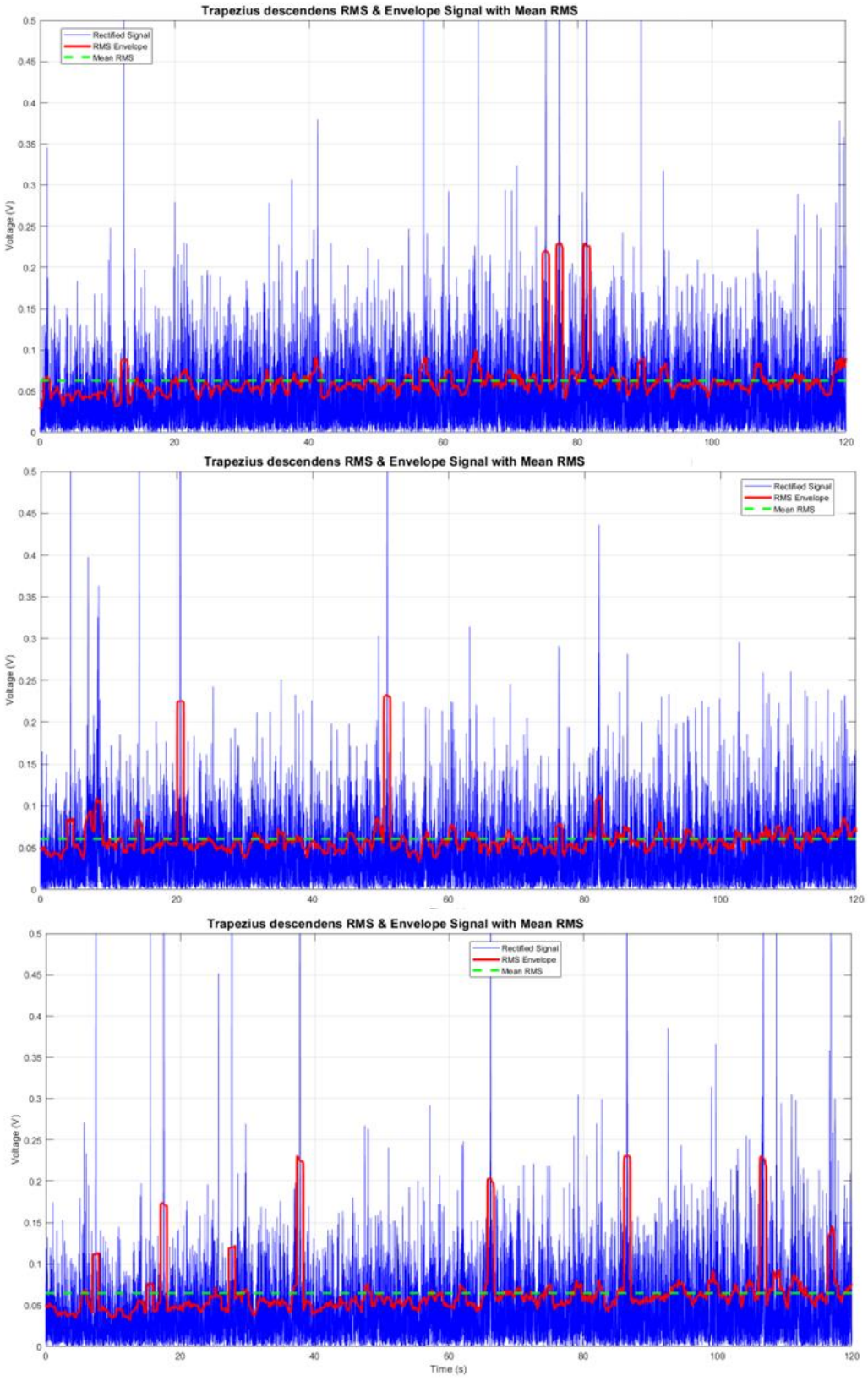


Figura 144. Verificación envolventes de onda obtenidas para ensayo parte 1. Fase producto.

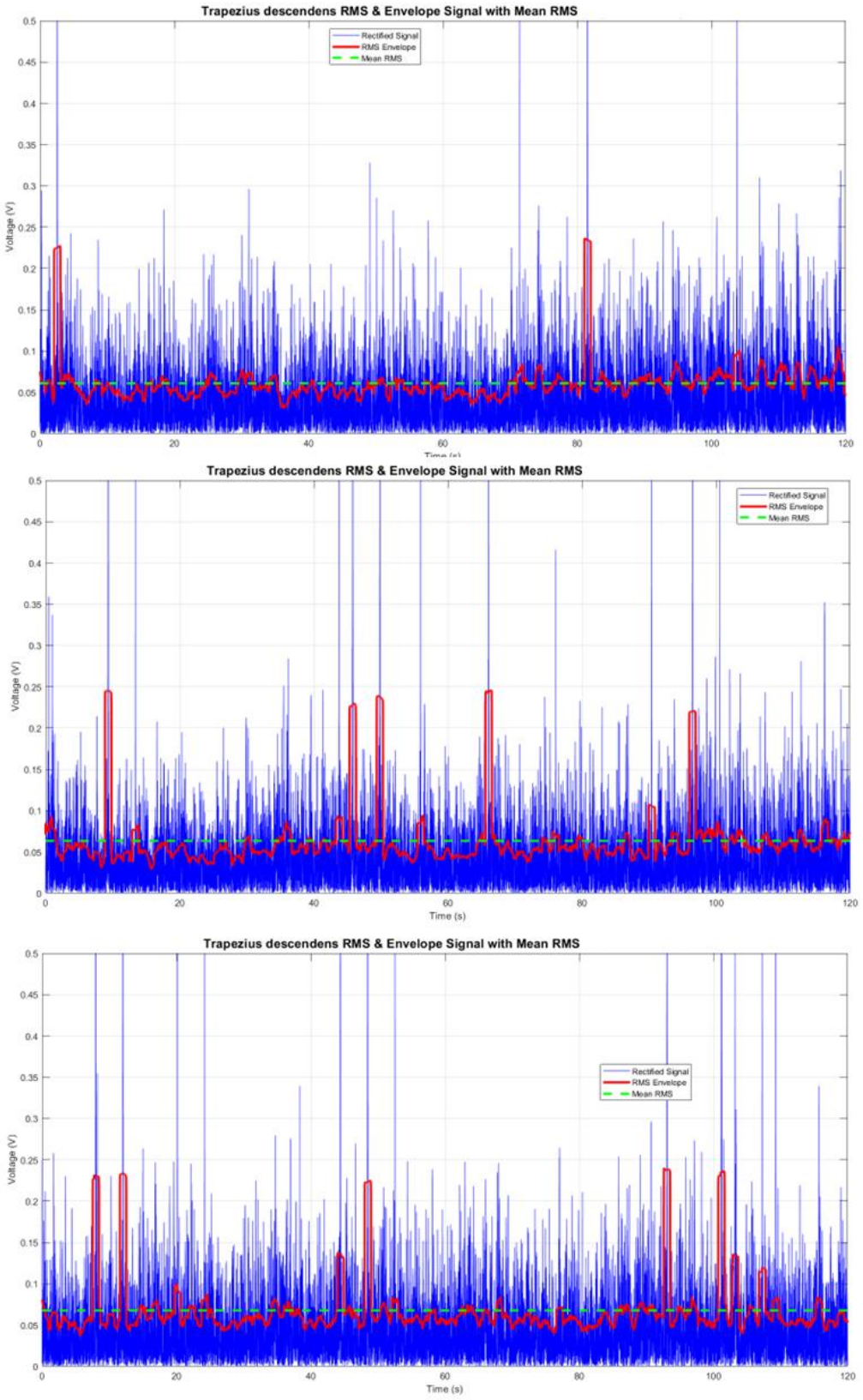


Figura 145. Verificación envolventes de onda obtenidas para ensayo parte 2. Fase producto.

En referencia al nuevo código para su uso como aparato autónomo, ha sido testeado, pero no probado en muestra. En este sentido, el nuevo código está pensado para ser adaptado a un grupo muscular y un individuo en concreto, lo que supondría una calibración específica para cada sujeto de la muestra, esto se entiende que va en contra de la naturaleza de este estudio estadístico, en el que ha prevalecido el mantener los parámetros del sistema lo más homogéneos posibles.

5.4 Otras consideraciones y limitaciones

Este apartado recoge algunas aclaraciones y anotaciones que se han producido a lo largo del desarrollo de las fases de desarrollo descritas anteriormente.

Fase inicial:

- El hecho de probar una hipótesis en una persona sin ninguna patología o lesión conocida no implica la validación de esta, unido al hecho de utilizar tecnología que no está unificada bajo un único sistema, puede suponer problemas en la interpretación de los resultados obtenidos.

- Existen varios modelos para el filtrado de señales que son aplicables al cálculo de señales procedentes de un EMG. Se ha optado por el modelo FFT puesto que es común su utilización en esta materia, sin embargo, este modelo también ha sido elegido por su optimización, y por el consumo de recursos de procesamiento. Modelos matemáticos más complejos pueden llevar a mayor efectividad en el reconocimiento de umbrales de fatiga.

Fase desarrollo:

- El estudio estadístico queda limitado por el gran volumen de datos que manejar, un análisis más exhaustivo podría realizarse mediante programación propia, lo que podría resultar en un mejor cálculo de los umbrales de fatiga.

Fase producto:

- Debido a las limitaciones en tiempo y alcance de este trabajo de tesis, no se ha realizado una comparación entre dispositivos de diferentes fases. Por tanto, los resultados deben ser entendidos dentro de cada una de las fases de desarrollo descritas.

Se ha anotado el hecho de que puede ser interesante conocer umbrales de fatiga con el mismo ensayo, pero con pesos distintos, en ambos sexos.

6. Discusión

Aproximadamente la mitad de las bajas laborales de España están causadas por problemas de espalda y cervicales, esto es más conocido como dorsalgia [41]. El estudio realizado ha permitido evaluar la actividad muscular y el impacto de la fatiga en una postura mantenida que involucra varias cadenas musculares a lo largo de 3 fases.

Los resultados obtenidos reflejan la complejidad del fenómeno y destacan la importancia de considerar tanto aspectos fisiológicos como psicológicos en su interpretación.

En la fase inicial, se han identificado fluctuaciones en las primeras rondas debido a la falta de estabilización de la postura. Un hallazgo relevante es que la fatiga comienza a ser evidente en la tercera ronda del ensayo planteado, lo que sugiere una reducción progresiva en la capacidad del sujeto para mantener la estabilidad. Además, la ausencia de una onda relajante durante los descansos en la segunda parte del ensayo aceleró la aparición de fatiga, 45 segundos en comparación con 66 segundos en la primera parte. Aunque no se encontró una relación estadísticamente significativa entre los ensayos, la presencia de valores atípicos sugiere que existen factores individuales que influyen en la estabilidad postural y en la resistencia a la fatiga. En este sentido, la obtención de p-valores fuera del rango habitual puede considerarse un valor atípico en comparación con las rondas en las que esto no ocurre. Esta posibilidad ya ha sido explorada por otro estudio de fatiga [122]. La inclusión de un tratamiento de procesamiento de señal mediante Transformada Rápida de Fourier, FFT, en el procesamiento de la señal sEMG obtenida, aunque es un modelo de procesamiento comúnmente utilizado, puede ser válido solo como una primera aproximación. Esta metodología asume una onda estacionaria, cuando en realidad las señales tratadas no lo son [123] [59]. Mejorar el algoritmo de procesamiento de las ondas podría llevar a una mayor precisión de los resultados. Sin embargo, sí se piensa en un procesamiento más complejo, este puede suponer problemas de procesamiento de la señal, pensando en un dispositivo autónomo y portable, como el desarrollado en la fase de producto de este trabajo de Tesis.

Durante la fase de desarrollo, se ha profundizado en el análisis de la fatiga muscular mediante herramientas gráficas y estadísticas. El caso del sujeto 14 ha permitido ilustrar cómo la fatiga afecta la postura a través de la evaluación de la media RMS y la envolvente de onda. Se ha evidenciado que la fatiga acumulada juega un papel crucial, especialmente cuando no se emplean estrategias de recuperación efectivas. La aparición temprana de fatiga en la segunda parte del ensayo, así como la dificultad del sujeto para recuperar la postura, refuerzan la hipótesis de que el descanso pasivo es menos eficiente que la estimulación activa en la recuperación muscular. La inclusión de nuevos marcadores para detectar fatiga en la etapa de desarrollo, como son el caso de: media RMS, primer signo de fatiga, o duración de esta fatiga, han permitido obtener aproximaciones que han demostrado funcionar de forma efectiva para la detección de fatiga en una posición mantenida, limitando la subjetividad de los resultados que deben ser interpretados. Parece evidente que cuando se produce fatiga durante el ensayo, se produce una compensación a través de otras cadenas musculares. Los valores obtenidos se alinean con las sensaciones expresadas por el sujeto durante el estudio inicial, aunque estos valores han surgido unos segundos antes de que el sujeto reportara fatiga o perdiera la postura

sostenida. En este sentido, el estudio en muestra ha permitido acotar el tiempo para realizar una acción ergonómica.

El análisis estadístico basado en un modelo de efectos mixtos reveló diferencias de fatiga según el sexo, mostrando que las mujeres experimentaron un incremento del 7.8% en la actividad muscular en la segunda parte del ensayo, frente al 4.8% en los hombres. Además, la diferencia en la aparición de signos de fatiga entre ambas partes del ensayo fue menor en mujeres, 14.1 segundos que, en hombres, 16.3 segundos, pese a la diferencia en peso, lo que sugiere una mayor susceptibilidad a la fatiga en el grupo mujeres. Este hallazgo es relevante para diseñar estrategias de recuperación diferenciadas por sexo y mejorar la resistencia postural en diferentes poblaciones.

En la fase de producto, se realizaron mejoras en el hardware y software del sistema, aunque los resultados no mostraron diferencias significativas con respecto a la etapa de desarrollo, pese al cambio de hardware realizado. No obstante, la consistencia de los datos sugiere que el sistema es fiable y puede emplearse en futuros estudios para analizar la fatiga postural en condiciones controladas.

Es fundamental mencionar la complejidad de interpretación de los resultados, dado que, en una postura sostenida, los datos recogidos siempre fluctúan alrededor de un valor medio. Al tratarse de una postura que no aísla un músculo concreto, estudiar la compensación y las cadenas musculares al aplicar una onda con este tipo de dispositivos complica la adquisición y el tratamiento de los datos al ser totalmente concluyentes cuando se aplica una corriente TENS [118]. La percepción generalizada fue de una mayor estabilidad en la postura cuando se realizó la etapa del ensayo incluyendo el uso de TENS. En este sentido, la literatura sugiere que el tipo de onda TENS puede no estar directamente relacionada con la eficacia analgésica sino más bien con la comodidad del paciente [82]. Esto contrasta con otros estudios en el campo, que o bien han seguido metodologías puramente teóricas para determinar el número de ciclos asociados a un tiempo de actividad relacionado con la potencial aparición de lesión [41], simulaciones de la lesión [4], o bien han optado por elementos estáticos, como estructuras o dispositivos externos para mitigar las causas de la fatiga resultante de posturas sostenidas o tareas repetitivas [124] [67] [74] [73]. La aplicación de TENS, junto con el uso de sEMG, representa un sistema sencillo, económico y adaptable a diversas circunstancias en comparación con estos desarrollos.

En conclusión, este estudio resalta la necesidad de considerar la fatiga acumulada y los métodos de recuperación en la evaluación de la estabilidad postural. La evidencia sugiere que estrategias activas de recuperación pueden ser más efectivas que el descanso pasivo para mitigar la fatiga.

Futuras investigaciones podrían centrarse en la validación de metodologías complementarias para la detección temprana de la fatiga y en el diseño de intervenciones específicas según las características individuales de los sujetos. Por otra parte, la ampliación de este estudio con muestras más amplias y diversas, por ejemplo, incorporando personas con patologías musculares o lesiones crónicas, permitiría evaluar la validez del modelo de fatiga muscular en estos grupos. Además, sería útil explorar cómo la calibración individual del sistema, adaptándolo a características específicas del músculo y del sujeto, podría mejorar los resultados, así como optimizar los umbrales de intervención en el contexto de ejercicios de resistencia. La media RMS ha demostrado ser un indicador fiable de la fatiga muscular, y aunque se enfrentaron ciertas

limitaciones en la fase de desarrollo y pruebas, los resultados apuntan a que las futuras aplicaciones de este modelo podrían ser beneficiosas en el ámbito de la monitorización y prevención de la fatiga en entornos deportivos y clínicos.

6.1 Limitaciones

Si bien, puede decirse que el uso de TENS es un complemento al tratamiento de la fatiga [121] y puede considerarse una metodología terapéutica de bajo coste para la solución de dolores crónicos o producidos por trastornos musculoesqueléticos [83] no debe considerarse una solución única, de hecho, la literatura muestra cierta divergencia en cuanto a los parámetros óptimos de utilización. El principal problema a estudiar es como realizar las dosis de TENS cuando se encuentra un grupo muscular fatigado, de modo que pueda evitarse el desarrollo de una tolerancia a la analgesia producida por el TENS y este se vuelva ineficiente [82]. Por otra parte, el estudio de grandes cadenas musculares y la compensación de otros músculos menores ante un esfuerzo complica aún más la toma de estos datos como plenamente ciertos [125]. El aislamiento del músculo a estudiar, se considera todavía un tema a tratar en este tipo de estudios, dadas las implicaciones comentadas anteriormente. Tampoco hay que olvidar que además de la dificultad para aislar el músculo a estudiar también existen otros problemas relacionados con la adquisición y procesamiento de datos: ruido de la señal, resolución, procesamiento de datos, etc., y la imposibilidad de lograr repetibilidad debido a las diferencias en la metodología entre ensayos.

En cuanto a la aplicación existen múltiples consideraciones: se pueden encontrar tiempos de aplicación de en torno a 6 minutos de forma continuada [119] incluso se habla de que no existe potencial de sobredosis por su uso [120] mientras que en muchos de los aparatos comerciales se limita su uso a dos periodos al día.

También ha sido objeto de estudio la aplicación de bajas y altas frecuencias en TENS en la misma sesión o la modificación de periodos entre dosis, lo que disminuye significativamente el desarrollo de tolerancia al TENS [82].

Todo lo comentado, demuestra la amplitud de estrategias que plantea la aplicación de un sistema TENS, la cual ya se encuentra acotada por el usuario y el músculo a tratar.

Adicionalmente tiene algunas limitaciones por las que se desaconseja su uso cerca de [120]:

- El seno carotídeo
- Ojos y corazón
- En cavidades internas como la boca.
- Con cualquier diagnosis relacionada con problemas cardiacos, embarazo o epilepsia.

Hecho que puede suponer un conflicto con algunos usuarios.

En cuanto a los dispositivos utilizados, la sEMG es una técnica recomendada principalmente para músculos relativamente superficiales [126], y sus resultados no son tan precisos como los

sistemas de EMG intramusculares, no funcionales fuera de una consulta, por el uso de agujas para su aplicación. Adicionalmente, su lectura está muy condicionada por su buen posicionamiento, lo que deriva en un estudio personalizado con un especialista y dar una solución a medida para su colocación en cada sujeto, cuanta más precisión se tenga en este sentido, más sencillo será poder estimar la fatiga.

La mejora y precisión de los resultados obtenidos podría tener la solución con la implementación de acelerómetros, esta medida, cruzada con los datos actuales, podría permitir omitir los falsos positivos que se obtienen con la metodología desarrollada en este trabajo de tesis. Sin embargo, el uso y procesamiento de datos en tiempo real, junto con la toma de decisión de lo que se considera fatiga o una condición normal, requiere de un amplio estudio fuera del alcance de este trabajo.

7. Conclusiones

Tras llevar a cabo un trabajo de investigación, de innovación tecnológica, para desarrollar un dispositivo auxiliar para el control y mitigación de la fatiga muscular en ambientes quirúrgicos, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1 **Desarrollo e integración del dispositivo**: Se ha diseñado y validado un prototipo de bajo coste, que combina sEMG y TENS para detectar y mitigar la fatiga muscular en entornos laborales con posturas repetitivas, especialmente en el ámbito quirúrgico.

2 **Implementación de la lógica de funcionamiento:** El algoritmo de control desarrollado permite identificar los umbrales de fatiga y activar la onda relajante en el momento oportuno, determinándose que la respuesta debe activarse en menos de 20 segundos para ser efectiva.

3 **Validación experimental:** Tras el ensayo en muestra se ha demostrado que, bajo la posición estudiada, el uso de TENS retrasa la aparición del umbral de fatiga un 13.5% en hombres y un 11.75% en mujeres, reduciendo la actividad eléctrica en la porción superior del trapecio entre un 4.8% y 7.8% respectivamente según sexo.

4 **Aplicación en la prevención de patologías laborales:** La integración de sEMG y TENS ofrece una alternativa segura y eficiente para prevenir patologías musculares en trabajadores expuestos a esfuerzos repetitivos, sin necesidad de sistemas mecánicos complejos.

7.1 Desarrollos futuros

Dentro de este apartado pueden mencionarse algunas líneas de investigación novedosas, que por alcance de este trabajo no han podido ser desarrolladas, pero que este equipo de Tesis considera un impulso a esta investigación.

- Particularización de la electrónica para el sEMG y TENS. Lo que permitiría una mejor integración y también repercutiría en un coste menor.

- Confección de prendas que pudieran adaptarse a este sistema desarrollado, como con el caso de medias, camisetas o corses, que permitan su uso, y que puedan realizarse a medida a través de un experto en la materia y bajo prescripción médica.

- Desarrollo de nuevos materiales técnicos para confección, como pueden ser materiales 4D que modifiquen su comportamiento bajo ciertas circunstancias, por ejemplo, volverse rígidos en las zonas dónde deben colocarse los sensores y electrodos, o también realizar patronajes con materiales capaces de conducir pequeñas corrientes sin necesidad de cableado.

- La caracterización del usuario, y la aplicación a su caso particularizado. Realizando estudios biométricos y digitalización para conocer las posiciones idóneas de sensores de electromiografía y electrodos TENS, de modo que cada dispositivo único y particularizado para cada usuario.

- Dadas las tecnologías de la información actuales, unas métricas, en tiempo real, sobre la monitorización podrían ser útiles para conocer el estado del usuario durante su jornada laboral, monitorizar su desempeño y tener un histórico de datos sobre sus dolencias y posibles causas.

- Por último, el desarrollo del software que permita mostrar de forma accesible al usuario su estado, en qué momento ha entrado en umbrales de fatiga o ha descansado, y a través del “machine learning” reconocer patrones y mejorar sus hábitos, también se considera un desarrollo potencialmente interesante para el futuro.

8. Bibliografía

1. Craven R, Franasiak J, Mosaly P, Gehrig PA (2013) Ergonomic Deficits in Robotic Gynecologic Oncology Surgery: A Need for Intervention. J Minim Invasive Gynecol 20:648–655. https://doi.org/10.1016/j.jmig.2013.04.008

2. Youssef Y, Lee G, Godinez C, Sutton E, Klein R V., George IM, Jacob Seagull F, Park A (2011) Laparoscopic cholecystectomy poses physical injury risk to surgeons: Analysis of hand technique and standing position. Surg Endosc 25:2168–2174. https://doi.org/10.1007/s00464-010-1517-9

3. Dalager T, Søgaard K, Bech KT, Mogensen O, Jensen PT (2017) Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review. Surg Endosc 31:516–526. https://doi.org/10.1007/s00464-016-5020-9

4. Islan M, Blaya F, Pedro PS, D'Amato R, Urquijo EL, Juanes JA (2018) Analysis and Fem Simulation Methodology of Dynamic Behavior of Human Rotator Cuff in Repetitive Routines: Musician Case Study. J Med Syst 42:. https://doi.org/10.1007/s10916-018-0908-7

5. Goubault E, Verdugo F, Pelletier J, Traube C, Begon M, Dal Maso F (2021) Exhausting repetitive piano tasks lead to local forearm manifestation of muscle fatigue and negatively affect musical parameters. Sci Rep 11:. https://doi.org/10.1038/S41598-021-87403-8

6. Lecocq M, Lantoine P, Bougard C, Allègre JM, Bauvineau L, Bourdin C, Marqueste T, Dousset E (2020) Neuromuscular fatigue profiles depends on seat feature during long duration driving on a static simulator. Appl Ergon 87:. https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2020.103118

7. Fu R, Wang H (2014) Detection of driving fatigue by using noncontact EMG and ECG signals measurement system. Int J Neural Syst 24:. https://doi.org/10.1142/S0129065714500063

8. Berguer R, Forkey DL, Smith WD (1999) Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery. Surg Endosc 13:466–468. https://doi.org/10.1007/PL00009635

9. Berguer R, Rab GT, Abu-Ghaida H, Alarcon A, Chung J (1997) A comparison of surgeons' posture during laparoscopic and open surgical procedures. Surg. Endosc. 11:139–142

10. Christensen H (1986) Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work An electromyographic study

11. Hammarskjiild E, Harms-Ringdahl K (1992) Effect of arm-shoulder fatigue on carpenters at work. Springer-Verlag

12. Jensen BR, Schibye B, Sogaard K, Simonsen EB, Sjogaard G (1993) Physiology and Occupational Phystology Shoulder muscle load and muscle fatigue among industrial sewing-machine operators

13. Li Z, Wang G, Tan J, Sun X, Lin H, Zhu S (2016) Building a framework for ergonomic research on laparoscopic instrument handles. Int. J. Surg. 30:74–82

14. Beevis D, Slade IM (2003) Ergonomics--costs and benefits. Appl Ergon 34:413–418. https://doi.org/10.1016/S0003-6870(03)00061-9

15. Ergonomía Cognitiva. Aspectos psicológicos de la interacción de las personas ... - José J. Cañas, Yvonne Waerns - Google Libros. https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=GqV_G-gkkwUC&oi=fnd&pg=PP11&dq=ergonomia+cognitiva+definicion&ots=j2kFHy2eMf&sig=vsutal7T44drhcA2Z5IsxC5jUS0#v=onepage&q=ergonomia cognitiva definicion&f=false. Accessed 16 Feb 2023

16. Andreoni G, Arslan P, Costa F, Muschiato S, Romero M (2012) Ergonomics and design for sustainability in healthcare: ambient assisted living and the social-environmental impact of patients lifestyle. Work 41 Suppl 1:3883–3887. https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0056-3883

17. Al Madani D, Dababneh A (2016) Rapid entire body assessment: A literature review. Am. J. Eng. Appl. Sci. 9:107–118

18. Pérez-Duarte FJ, Lucas-Hernández M, Matos-Azevedo A, Sánchez-Margallo JA, Díaz-Güemes I, Sánchez-Margallo FM (2014) Objective analysis of surgeons' ergonomy during laparoendoscopic single-site surgery through the use of surface electromyography and a motion capture data glove. Surg Endosc 28:1314–1320. https://doi.org/10.1007/s00464-013-3334-4

19. Caro Allendes P, Cerda Díaz E, Rodríguez-Herrera C, Navarrete Rey P, Miranda-Mendoza I, Caro Allendes P, Cerda Díaz E, Rodríguez-Herrera C, Navarrete Rey P, Miranda-Mendoza I (2020) Ergonomía en cirugía laparoscópica ginecológica. Rev Chil Obstet Ginecol 85:222–235. https://doi.org/10.4067/S0717-75262020000300222

20. Lee G, Lee T, Dexter D, Godinez C, Meenaghan N, Catania R, Park A (2009) Ergonomic risk associated with assisting in minimally invasive surgery. Surg Endosc Other Interv Tech 23:182–188. https://doi.org/10.1007/s00464-008-0141-4

21. McAtamney L, Nigel Corlett E (1993) RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. Appl Ergon 24:91–99. https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S

22. Hignett S, McAtamney L (2000) Rapid Entire Body Assessment (REBA). Appl Ergon 31:201–205. https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3

23. Karhu O, Kansi P, Kuorinka I (1977) Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. Appl Ergon 8:199–201. https://doi.org/10.1016/0003-6870(77)90164-8

24. Van Veelen MA, Kazemier G, Koopman J, Goossens RHM, Meijer DW (2002) Assessment of the ergonomically optimal operating surface height for laparoscopic surgery. J Laparoendosc Adv Surg Tech - Part A 12:47–52. https://doi.org/10.1089/109264202753486920

25. Lee G, Lee T, Dexter D, Klein R, Park A (2007) Methodological infrastructure in surgical ergonomics: A review of tasks, models, and measurement systems. Surg. Innov. 14:153–167

26. González Izard S, Juanes Méndez JA, Ruisoto Palomera P, García-Peñalvo FJ (2019) Applications of Virtual and Augmented Reality in Biomedical Imaging. J Med Syst 43:. https://doi.org/10.1007/S10916-019-1239-Z

27. Senjaya WF, Yahya BN, Lee S-L (2022) Sensor-Based Motion Tracking System Evaluation for RULA in Assembly Task. Sensors (Basel) 22:. https://doi.org/10.3390/s22228898

28. Gómez-Galán M, Pérez-Alonso J, Callejón-Ferre Á-J, López-Martínez J (2017) Musculoskeletal disorders: OWAS review. Ind Health 55:314–337. https://doi.org/10.2486/indhealth.2016-0191

29. Lee Y -H, Chiou W -K (1995) Ergonomic analysis of working posture in nursing personnel: Example of modified ovako working analysis system application. Res Nurs Health 18:67–75. https://doi.org/10.1002/nur.4770180109

30. Lins C, Fudickar S, Hein A (2021) OWAS inter-rater reliability. Appl Ergon 93:103357. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103357

31. Kee D (2022) Systematic Comparison of OWAS, RULA, and REBA Based on a Literature Review. Int J Environ Res Public Health 19:. https://doi.org/10.3390/ijerph19010595

32. Kee D (2020) An empirical comparison of OWAS, RULA and REBA based on self-reported discomfort. Int J Occup Saf Ergon 26:285–295. https://doi.org/10.1080/10803548.2019.1710933

33. Gómez-Galán M, Callejón-Ferre Á-J, Pérez-Alonso J, Díaz-Pérez M, Carrillo-Castrillo J-A (2020) Musculoskeletal Risks: RULA Bibliometric Review. Int J Environ Res Public Health 17:. https://doi.org/10.3390/ijerph17124354

34. Hita-Gutiérrez M, Gómez-Galán M, Díaz-Pérez M, Callejón-Ferre Á-J (2020) An Overview of REBA Method Applications in the World. Int J Environ Res Public Health 17:. https://doi.org/10.3390/ijerph17082635

35. Maurer-Grubinger C, Holzgreve F, Fraeulin L, Betz W, Erbe C, Brueggmann D, Wanke EM, Nienhaus A, Groneberg DA, Ohlendorf D (2021) Combining Ergonomic Risk Assessment (RULA) with Inertial Motion Capture Technology in Dentistry-Using the Benefits from Two Worlds. Sensors (Basel) 21:. https://doi.org/10.3390/s21124077

36. Bazazan A, Dianat I, Feizollahi N, Mombeini Z, Shirazi AM, Castellucci HI (2019) Effect of a posture correction–based intervention on musculoskeletal symptoms and fatigue among control room operators. Appl Ergon 76:12–19. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.11.008

37. Solleiro Rodriguez J, Juanes Méndez JA, Blaya Haro F, D'Amato R (2021) Operating Room & Surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders. In: Ninth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality (TEEM'21). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp 318–323

38. Rodríguez JS, Méndez JAJ, Haro FB (2023) Analysis of Ergonomic Aspects in the Surgery Field: Surgeons' Appraisals. In: García-Peñalvo FJ, García-Holgado A (eds) Proceedings TEEM 2022: Tenth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality. Springer Nature Singapore, Singapore, pp 192–200

39. Declaración de Helsinki de la AMM – Principios éticos para las investigaciones médicas

en seres humanos – WMA – The World Medical Association. https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/. Accessed 17 Feb 2023

40. ICH GCP - ADDENDUM INTEGRADO A LA ICH E6 (R1): DIRECTRICES PARA BUENA PRÁCTICA CLÍNICA E6 (R2) - ICH GCP. https://ichgcp.net/es. Accessed 1 Dec 2022

41. González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M (2012) Electromyographic models to assess muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol 22:501–512. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019

42. Wentzell M (2016) Fatigue in Sport and Exercise. J. Can. Chiropr. Assoc. 60:125

43. Boyas S, Guével A (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. Ann Phys Rehabil Med 54:88–108. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001

44. Merletti R, Rainoldi A, Farina D (2001) Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. Exerc Sport Sci Rev 29:20–25. https://doi.org/10.1097/00003677-200101000-00005

45. Tipos de tejido muscular: MedlinePlus enciclopedia médica illustración. https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/19841.htm. Accessed 11 Apr 2023

46. Tortora GJ, Derrickson B, Tzal K, de los Ángeles Gutiérrez M, Klajn D (2002) Principios de anatomía y fisiología. OXFORD University press

47. Wilson JM, Loenneke JP, Jo E, Wilson GJ, Zourdos MC, Kim J-S (2012) The effects of endurance, strength, and power training on muscle fiber type shifting. J strength Cond Res 26:1724–1729. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234eb6f

48. McComas AJ (1996) Skeletal muscle: form and function. Champaign, IL: Human Kinetics

49. Organización del músculo esquelético: las fibras. https://www.elsevier.com/es-es/connect/medicina/edu-organizacion-del-musculo-esqueletico-las-fibras. Accessed 5 Apr 2023

50. Wang W (2022) Intelligent Scanning Detection System of Muscle Exercise Fatigue Based on Surface Electromyography. Scanning 2022:9163978. https://doi.org/10.1155/2022/9163978

51. Cashaback JGA, Cluff T, Potvin JR (2013) Muscle fatigue and contraction intensity modulates the complexity of surface electromyography. J Electromyogr Kinesiol 23:78–83. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.004

52. Arendt-Nielsen L, Gantchev N, Sinkjaer T (1992) The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 85:166–172. https://doi.org/10.1016/0168-5597(92)90128-x

53. Türker KS (1993) Electromyography: some methodological problems and issues. Phys Ther 73:698–710. https://doi.org/10.1093/ptj/73.10.698

54. Sasidharan D, G V, Ramakrishnan S (2022) Muscle Fatigue Analysis by Visualization of Dynamic Surface EMG Signals Using Markov Transition Field. Annu Int Conf IEEE Eng Med

Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Int Conf 2022:3611–3614. https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871981

55. K DB, P A K, S R (2022) Automated detection of muscle fatigue conditions from cyclostationary based geometric features of surface electromyography signals. Comput Methods Biomech Biomed Engin 25:320–332. https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1955104

56. Dondelinger RM (2010) Electromyography--an overview. Biomed Instrum Technol 44:128–131. https://doi.org/10.2345/0899-8205-44.2.128

57. Whittaker RG (2012) The fundamentals of electromyography. Pract Neurol 12:187–194. https://doi.org/10.1136/practneurol-2011-000198

58. Özgören N, Arıtan S (2022) Peak counting in surface electromyography signals for quantification of muscle fatigue during dynamic contractions. Med Eng Phys 107:103844. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103844

59. Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG (2013) Surface electromyography signal processing and classification techniques. Sensors (Basel) 13:12431–12466. https://doi.org/10.3390/s130912431

60. de A Rocha V, do Carmo JC, Assis de O Nascimento F (2018) Weighted-Cumulated S-EMG Muscle Fatigue Estimator. IEEE J Biomed Heal informatics 22:1854–1862. https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2783849

61. Seniam. http://www.seniam.org/

62. Tiktinsky R, Chen L, Narayan P (2010) Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow. Haemophilia 16 Suppl 5:126–131. https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02310.x

63. Vance CGT, Dailey DL, Chimenti RL, Van Gorp BJ, Crofford LJ, Sluka KA (2022) Using TENS for Pain Control: Update on the State of the Evidence. Medicina (Kaunas) 58:. https://doi.org/10.3390/medicina58101332

64. Watson T (2000) The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice. Man Ther 5:132–141. https://doi.org/10.1054/math.2000.0363

65. Travers MJ, O'Connell NE, Tugwell P, Eccleston C, Gibson W (2020) Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic pain: the opportunity to begin again. Cochrane database Syst. Rev. 4:ED000139

66. Reeve J, Menon D, Corabian P (1996) Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS): a technology assessment. Int J Technol Assess Health Care 12:299–324. https://doi.org/10.1017/s026646230000965x

67. Gillette JC, Saadat S, Butler T (2022) Electromyography-based fatigue assessment of an upper body exoskeleton during automotive assembly. Wearable Technol 3:. https://doi.org/10.1017/wtc.2022.20

68. van Veelen MA, Jakimowicz JJ, Kazemier G (2004) Improved physical ergonomics of palaroscopic surgery. Minim. Invasive Ther. Allied Technol. 13:161–166

69. (1996) Advantage Medical Systems Releases New Ergonomic Chair Design Specific to Surgeons. Ophthalmology 103:542. https://doi.org/10.1016/s0161-6420(96)80007-8

70. Congleton JJ, Ayoub MM, Smith JL (1985) The Design and Evaluation of the Neutral Posture Chair for Surgeons. Hum Factors J Hum Factors Ergon Soc 27:589–600. https://doi.org/10.1177/001872088502700507

71. Rassweiler JJ, Goezen AS, Jalal AA, Schulze M, Pansadoro V, Pini G, Kim F, Turner C (2012) A new platform improving the ergonomics of laparoscopic surgery: Initial clinical evaluation of the prototype. Eur. Urol. 61:226–229

72. Kim FJ, Sehrt DE, Molina WR, Huh JS, Rassweiler J, Turner C (2011) Initial experience of a novel ergonomic surgical chair for laparoscopic pelvic surgery. Int Braz J Urol 37:455–460. https://doi.org/10.1590/S1677-55382011000400003

73. Albayrak A, Van Veelen MA, Prins JF, Snijders CJ, De Ridder H, Kazemier G (2007) A newly designed ergonomic body support for surgeons. Surg Endosc Other Interv Tech 21:1835–1840. https://doi.org/10.1007/s00464-007-9249-1

74. Steinhilber B, Hoffmann S, Karlovic K, Pfeffer S, Maier T, Hallasheh O, Kruck S, Seibt R, Rieger MA, Heidingsfeld M, Feuer R, Sawodny O, Rothmund R, Sievert KD (2015) Development of an arm support system to improve ergonomics in laparoscopic surgery: study design and provisional results. Surg Endosc 29:2851–2858. https://doi.org/10.1007/s00464-014-3984-x

75. Dias D, Paulo Silva Cunha J (2018) Wearable Health Devices-Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies. Sensors (Basel) 18:. https://doi.org/10.3390/s18082414

76. Liu S-H, Lin C-B, Chen Y, Chen W, Huang T-S, Hsu C-Y (2019) An EMG Patch for the Real-Time Monitoring of Muscle-Fatigue Conditions During Exercise. Sensors (Basel) 19:. https://doi.org/10.3390/s19143108

77. Ajami S, Teimouri F (2015) Features and application of wearable biosensors in medical care. J Res Med Sci Off J Isfahan Univ Med Sci 20:1208–1215. https://doi.org/10.4103/1735-1995.172991

78. Pino EJ, Arias Y, Aqueveque P (2018) Wearable EMG Shirt for Upper Limb Training. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Int Conf 2018:4406–4409. https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8513107

79. Ohiri KA, Pyles CO, Hamilton LH, Baker MM, McGuire MT, Nguyen EQ, Osborn LE, Rossick KM, McDowell EG, Strohsnitter LM, Currano LJ (2022) E-textile based modular sEMG suit for large area level of effort analysis. Sci Rep 12:9650. https://doi.org/10.1038/s41598-022-13701-4

80. Hashimoto Y, Sato R, Takagahara K, Ishihara T, Watanabe K, Togo H (2022) Validation of Wearable Device Consisting of a Smart Shirt with Built-In Bioelectrodes and a Wireless Transmitter for Heart Rate Monitoring in Light to Moderate Physical Work. Sensors (Basel) 22:. https://doi.org/10.3390/s22239241

81. Sardini E, Serpelloni M, Pasqui V (2015) Wireless Wearable T-Shirt for Posture Monitoring During Rehabilitation Exercises. 64:439–448

82. DeSantana JM, Walsh DM, Vance C, Rakel BA, Sluka KA (2008) Effectiveness of transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of hyperalgesia and pain. Curr Rheumatol Rep 10:492–499. https://doi.org/10.1007/S11926-008-0080-Z

83. Telles JD, Gabanela Schiavon MA, Rampazo da Silva ÉP, Liebano RE (2018) Transcutaneous electrical nerve stimulation and cervical joint manipulation on pressure pain threshold. Pain Manag 8:263–269. https://doi.org/10.2217/PMT-2017-0069

84. Megía García Á, Serrano-Muñoz D, Bravo-Esteban E, Ando Lafuente S, Avendaño-Coy J, Gómez-Soriano J (2019) [Analgesic effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) in patients with fibromyalgia: A systematic review]. Aten primaria 51:406–415. https://doi.org/10.1016/j.aprim.2018.03.010

85. Dowswell T, Bedwell C, Lavender T, Neilson JP (2009) Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for pain relief in labour. Cochrane database Syst Rev CD007214. https://doi.org/10.1002/14651858.CD007214.pub2

86. Coutaux A (2017) Non-pharmacological treatments for pain relief: TENS and acupuncture. Jt bone spine 84:657–661. https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2017.02.005

87. Vance CGT, Dailey DL, Rakel BA, Sluka KA (2014) Using TENS for pain control: the state of the evidence. Pain Manag 4:197–209. https://doi.org/10.2217/pmt.14.13

88. Khan A, Li K, Wei N (2021) Integrated Design of Functional Electrical Stimulator and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator on a Single Prototype. In: 2021 6th IEEE International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM). pp 453–458

89. Alam M (2022) An easy-to-build transcutaneous electrical stimulator for spinal cord stimulation therapy. https://doi.org/10.21203/RS.3.RS-2116817/V1

90. Sulaiman NAZ, Ibrahim AA, Mohd Zaman MH (2021) A programmable transcutaneous electrical nerve stimulation device based on arduino and remote control using a smartphone. Int J Adv Technol Eng Explor 8:320–327. https://doi.org/10.19101/IJATEE.2020.762149

91. Jayaweera P (2021) Design and Implementation of Electromyography (EMG) based Real-Time Pattern Recognition model for Prosthetic hand Control

92. Milosevic B, Benatti S, Farella E (2017) Design challenges for wearable EMG applications. pp 1432–1437

93. Tariquzzaman M, Khanam F, Sohag M, Ahmad M (2016) Design and implementation of a low cost multichannel rectified EMG acquisition system. pp 261–265

94. León G, López E, López H, Hernandez C (2024) Design of an EMG Signal Generator Based on Random Firing Patterns. Int J Online Biomed Eng 20:104–129. https://doi.org/10.3991/ijoe.v20i07.47375

95. Guggulothu V, Sarje A (2022) System Design For EMG Wearables. pp 1–4

96. Jamal M (2012) Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis

97. Khan R, Scaffidi MA, Satchwell J, Gimpaya N, Lee W, Genis S, Tham D, Saperia J, Al-Mazroui A, Walsh CM, Grover SC (2020) Impact of a simulation-based ergonomics training curriculum on work-related musculoskeletal injury risk in colonoscopy. Gastrointest Endosc 92:1070-1080.e3. https://doi.org/10.1016/j.gie.2020.03.3754

98. Anand S, Sandlas G, Pednekar A, Jadhav B, Terdal M (2021) A Comparative Study of the

Ergonomic Risk to the Surgeon During Vesicoscopic and Robotic Cross-Trigonal Ureteric Reimplantation. J Laparoendosc Adv Surg Tech A. https://doi.org/10.1089/lap.2021.0471

99. Dwyer A, Huckleby J, Kabbani M, Delano A, De Sutter M, Crawford D (2020) Ergonomic assessment of robotic general surgeons: a pilot study. J Robot Surg 14:387–392. https://doi.org/10.1007/s11701-019-00996-1

100. Aaron KA, Vaughan J, Gupta R, Ali N-E-S, Beth AH, Moore JM, Ma Y, Ahmad I, Jackler RK, Vaisbuch Y (2021) The risk of ergonomic injury across surgical specialties. PLoS One 16:e0244868. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244868

101. Epstein S, Sparer EH, Tran BN, Ruan QZ, Dennerlein JT, Singhal D, Lee BT (2018) Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among surgeons and interventionalists: A systematic review and meta-analysis. JAMA Surg 153:. https://doi.org/10.1001/jamasurg.2017.4947

102. Lavé A, Gondar R, Demetriades AK, Meling TR (2020) Ergonomics and musculoskeletal disorders in neurosurgery: a systematic review. Acta Neurochir (Wien) 162:2213–2220. https://doi.org/10.1007/s00701-020-04494-4

103. Zahiri HR, Addo A, Park AE (2019) Musculoskeletal Disorders in Minimally Invasive Surgery. Adv. Surg. 53:209–220

104. Lakhiani C, Fisher SM, Janhofer DE, Song DH (2018) Ergonomics in microsurgery. J. Surg. Oncol. 118:840–844

105. Alhusuny A, Cook M, Khalil A, Xie Y, Johnston V (2020) Neck/Shoulder Problems and Visual Disturbances Among Surgeons: A Scoping Review. J. Surg. Res. 247:413–428

106. Hubert N, Gilles M, Desbrosses K, Meyer JP, Felblinger J, Hubert J (2013) Ergonomic assessment of the surgeon's physical workload during standard and robotic assisted laparoscopic procedures. Int J Med Robot 9:142–147. https://doi.org/10.1002/rcs.1489

107. Benjamin JL, Meisinger QC (2018) Ergonomics in the Development and Prevention of Musculoskeletal Injury in Interventional Radiologists. Tech Vasc Interv Radiol 21:16. https://doi.org/10.1053/j.tvir.2017.12.004

108. Stucky CCH, Cromwell KD, Voss RK, Chiang YJ, Woodman K, Lee JE, Cormier JN (2018) Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. Ann. Med. Surg. 27:1–8

109. Solleiro Rodríguez J, Juanes Méndez JA, Blaya Haro F (2024) Ergonomics appraisals in operating rooms. Clinics 79:. https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2024.100439

110. BOE.es - Reglamento electrotécnico para baja tensión e ITC. https://www.boe.es/biblioteca_juridica/codigos/codigo.php?modo=2&id=326_Reglamento_electrotecnico_para_baja_tension_e_ITC. Accessed 20 Aug 2024

111. Pérez Gabarda L NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano Courant electrique: effets de son passge par le corps humain Electrical current: Effects passing througth the human body Redactor

112. Coleman Wood KA, Lowndes BR, Buus RJ, Hallbeck MS (2018) Evidence-based intraoperative microbreak activities for reducing musculoskeletal injuries in the

operating room. Work 60:649–659. https://doi.org/10.3233/WOR-182772

113. Sweeney K, Mackey M, Spurway J, Clarke J, Ginn K (2021) The effectiveness of ergonomics interventions in reducing upper limb work-related musculoskeletal pain and dysfunction in sonographers, surgeons and dentists: a systematic review. Ergonomics 64:1–38

114. Schlussel AT, Maykel JA (2019) Ergonomics and Musculoskeletal Health of the Surgeon. Clin Colon Rectal Surg 32:424–434. https://doi.org/10.1055/s-0039-1693026

115. Alam M, Chen X, Fernandez E (2013) A low-cost multichannel wireless neural stimulation system for freely roaming animals. J Neural Eng 10:66010. https://doi.org/10.1088/1741-2560/10/6/066010

116. Mendes Junior JJA, Campos DP, Biassio LC de AV De, Passos PC, Júnior PB, Lazzaretti AE, Krueger E (2023) AD8232 to Biopotentials Sensors: Open Source Project and Benchmark. Electronics 12:. https://doi.org/10.3390/electronics12040833

117. McGeady C, Vučković A, Zheng Y-P, Alam M (2021) EEG Monitoring Is Feasible and Reliable during Simultaneous Transcutaneous Electrical Spinal Cord Stimulation. Sensors 21:. https://doi.org/10.3390/s21196593

118. Kraemer B, Seibt R, Stoffels AK, Rothmund R, Brucker SY, Rieger MA, Steinhilber B (2018) An ergonomic field study to evaluate the effects of a rotatable handle piece on muscular stress and fatigue as well as subjective ratings of usability, wrist posture and precision during laparoscopic surgery: an explorative pilot study. Int Arch Occup Environ Health 91:1021–1029. https://doi.org/10.1007/S00420-018-1344-1

119. Vromans M, Faghri PD (2018) Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition and stimulation frequency on rate of fatigue development. J Electromyogr Kinesiol 38:67–72. https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2017.11.006

120. Johnson M (2007) Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation: Mechanisms, Clinical Application and Evidence. Rev Pain 1:7–11. https://doi.org/10.1177/204946370700100103

121. Sluka KA, Walsh D (2003) Transcutaneous electrical nerve stimulation: Basic science mechanisms and clinical effectiveness. J Pain 4:109–121. https://doi.org/10.1054/JPAI.2003.434

122. Son KB Da, Lee JM, Son YT, Kim JW, Jin MU, Lee KB (2022) How Does the Use of an Intraoral Scanner Affect Muscle Fatigue? A Preliminary In Vivo Study. Bioengineering 9:. https://doi.org/10.3390/bioengineering9080358

123. Raez MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F (2006) Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biol Proced Online 8:11–35. https://doi.org/10.1251/bpo115

124. Karlovic K, Pfeffer S, Maier T, Heidingsfeld M, Ederer M, Sawodny O (2015) Effects on Performance When Using a Posture Assistance Device – Results of a Usability Evaluation in Laboratory Setting. Procedia Manuf 3:1395–1402. https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.301

125. McDonald AC, Mulla DM, Keir PJ (2019) Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. Appl Ergon 75:250–256.

https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2018.11.001

126. Stepp CE (2012) Surface electromyography for speech and swallowing systeSurface electromyography for speech and swallowing systems: Measurement, analysis, and interpretationms: Measurement, analysis, and interpretation. J. Speech, Lang. Hear. Res. 55:1232–1246

Índice figuras

Figura 1. Equipo de quirófano durante una operación. 15

Figura 2. Ejemplo comparativo de posturas en simulador de laparoscopia. 16

Figura 3. Estadísticas de bajas laborales en el país durante el año 2021. Fuente: CEPROSS. Ministerio de inclusión, seguridad social y migraciones. 18

Figura 4. Extracto figura 2 señales EMG documento Surface Electromyography Signal Processing and Classification 29

Figura 5. Posicionamiento del cuerpo durante la práctica de cirugía laparoscópica 35

Figura 6. Datos valoración ergonómica obtenidos para postura mostrada en figura 5. 35

Figura 7. Esquema de dispositivo alto nivel 40

Figura 8. Gráfico exposición a corriente alterna extraído de figura 2. NTP 400: Corriente eléctrica: Efectos al traspasar el organismo 41

Figura 9. Gráfico exposición a corriente continua extraído de figura 3. NTP 400: Corriente eléctrica: Efectos al traspasar el organismo 41

Figura 10. Flujograma de funcionamiento del sistema electrónico. 43

Figura 11. Vista posicionamiento teórico ensayo y caso real aplicación. 47

Figura 12. Flujograma de funcionamiento durante ensayos. 48

Figura 13. Vista general del producto Shimmer3 ECG . https://ren-fengbo.lab.asu.edu/content/shimmer3-ecg-development-kit-0 50

Figura 14. Esquema conexiones internas. https://shimmersensing.com/wp-content/docs/support/documentation/ECG_User_Guide_Rev1.12.pdf 51

Figura 15. Dispositivo Beurer-EM 49 52

Figura 16. Elementos ensayo fase inicial. 53

Figura 17. Esquema componentes fase desarrollo 54

Figura 18. Alimentación del sistema 55

Figura 19. Arduino UNO R4 WiFi 55

Figura 20. Arduino UNO R4 WiFi pinout 56

Figura 21. Pantalla OLED 1.3” 57

Figura 22. Módulo motor vibración 1027 58

Figura 23. Módulo fuente alimentación dual 59

Figura 24. Imagen sensor módulo EMG AD8232 59

Figura 25. Conexionado sensor módulo EMG AD8232 60

Figura 26. Cableado sEMG 61

Figura 27. Electrodos sEMG 61

Figura 28. Ejemplo de corriente pulsada. Onda cuadrada bifásica simétrica. 62
Figura 29. Relé de activación. 63
Figura 30. Imagen módulo motor PWM DRV 8871. 63
Figura 31. Elementos conexión TENS. 64
Figura 32. Elevador de voltaje XL6019. 65
Figura 33. Potenciómetro 66
Figura 34. Switch On/Off caja conjunto. 66
Figura 35. Representación 3D carcasa producto ensayo 67
Figura 36. Montaje conjunto fase desarrollo. 67
Figura 37. Sensor EMG OYMotion SEN2040. 68
Figura 38. Zumbador pasivo modelo S8550 69
Figura 39. Representación 3D carcasa producto 69
Figura 40. Montaje Fase Producto. 70
Figura 41. Ejemplo streaming datos sensor EMG. Figura 2.15 extraída de manual Convensys https://shimmersensing.com/wp-content/docs/support/documentation/Shimmer_User_Manual_rev3p.pdf 71
Figura 42. Flujograma para el proceso de rectificación de onda. 72
Figura 43. Señal sin procesar en programa MATLAB. 73
Figura 44. Transformada rápida de Fourier MATLAB. 73
Figura 45. Generación de filtro de banda MATLAB. 74
Figura 46. Rectificación de onda en programa MATLAB. 74
Figura 47. Definición de la envolvente de onda obtenida en programa MATLAB. 75
Figura 48. Normalización de los valores en programa MATLAB. 75
Figura 49. Gráficos de señal RMS y envolvente para comparación muestra en programa MATLAB. 75
Figura 50. Flujograma de trabajo en fase de desarrollo Matlab. 76
Figura 51. Gráficos de media RMS y envolvente para comparación muestra en programa MATLAB. 77
Figura 52. Gráficos de media RMS y envolvente con puntos de corte para comparación muestra en programa MATLAB. 78
Figura 53. Gráficos de tiempos acumulados bajo el criterio de media RMS Matlab. 79
Figura 54. Gráfico tipo de onda generada. 80
Figura 55. Zona trabajo para diseño entrada TENS. 81
Figura 56. Fórmula para cálculo de voltaje a la salida del conversor DC-DC 81
Figura 57. Esquema electrónico fase desarrollo. 84

Figura 58. Detalle esquema control en fase desarrollo. 85
Figura 59. Detalle esquema sEMG en fase desarrollo. 86
Figura 60. Detalle esquema TENS en fase desarrollo. 87
Figura 61. Interfaz Arduino IDE. 88
Figura 62. Carga de bibliotecas en Arduino ID. 89
Figura 63. Propiedades de pantalla en Arduino ID. 89
Figura 64. Declaración de variables en Arduino ID. 89
Figura 65. Función void setup en Arduino ID. 90
Figura 66. Función "void loop" A en Arduino ID. 91
Figura 67. Función "void loop" B en Arduino ID. 91
Figura 68. Función" void loop" C en Arduino ID. 91
Figura 69. Función" void loop" D en Arduino ID. 91
Figura 70. Función "mostrarMensajeOLED" 92
Figura 71. Función "realizarEnsayo" 1 92
Figura 72. Función "realizarEnsayo" 2 93
Figura 73. Función "aplicarTENSConDescanso" 1 93
Figura 74. Función "aplicarTENSConDescanso" 2 94
Figura 75. Función "cuentaRegresiva" 94
Figura 76. Función "activarVibrador" 95
Figura 77. Montaje conjunto fase desarrollo I 96
Figura 78. Montaje conjunto fase desarrollo. Detalle TENS 96
Figura 79. Montaje conjunto fase desarrollo. Detalle sEMG 97
Figura 80. Onda obtenida con relé (izquierda) y con módulo PWM (derecha). 97
Figura 81. Valores de onda TENS en osciloscopio. Voltaje y tiempo de ciclo. 98
Figura 82. Esquema electrónico fase producto. 99
Figura 83. Carga de bibliotecas en Arduino ID. 100
Figura 84. Propiedades de pantalla en Arduino ID. 100
Figura 85. Declaración de variables en Arduino ID. 101
Figura 86. Declaración de variables para uso EMG. 101
Figura 87. Declaración de variables definición fatiga. 102
Figura 88. Función void setup en Arduino ID. 102
Figura 89. Lectura de datos EMG 103
Figura 90. Datos envelope y cálculo de media envelope. 103
Figura 91. Verificación envelope vs media envelope I. 104

Figura 92. Verificación "envelope" vs media "envelope II". 104
Figura 93. Muestreo de valores EMG. 105
Figura 94. Función activación buzzer. 105
Figura 95. Función lectura valores EMG. 106
Figura 96. En rojo la porción superior trapecio de fibras descendentes y zona de aplicación del TENS según especificación del fabricante. 107
Figura 97. Posición electrodos/sensores para el estudio mediante EMG para la porción superior del trapecio según SENIAM http://www.seniam.org/ 108
Figura 98. Pruebas de posicionamiento según las indicaciones del estándar y el fabricante del electroestimulador. 109
Figura 99. Imagen durante el ensayo en fase inicial. 109
Figura 100. Posicionamiento de sensor y electrodos. 110
Figura 101. Ángulos posicionamiento estudio. 111
Figura 102. Envolventes de onda obtenidas para ensayo 1. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante. 115
Figura 103. Envolventes de onda obtenidas para ensayo 2. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante. 117
Figura 104. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 1. 119
Figura 105. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *1.* 120
Figura 106. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *1.* 121
Figura 107. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *1.* 121
Figura 108. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 2. 122
Figura 109. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *2.* 122
Figura 110. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *2.* 123
Figura 111. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *2.* 123
Figura 112. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos 3. 124
Figura 113. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *3.* 124
Figura 114. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 1. Toma datos *3.* 125

Figura 115. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 1. Toma datos *3.* 125

Figura 116. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 1. 126

Figura 117. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *1.* 127

Figura 118. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *1.* 127

Figura 119. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *1.* 128

Figura 120. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 2. 128

Figura 121. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *2.* 129

Figura 122. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *2.* 129

Figura 123. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *2.* 130

Figura 124. Envolvente de onda y median RMS obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos 3. 131

Figura 125. Área de la envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *3.* 131

Figura 126. Puntos corte y cambios de pendiente para áreas de envolvente de onda obtenidas para ensayo parte 2. Toma datos *3.* 132

Figura 127. Tiempos en los que el sujeto 14 se encuentra por encima y por debajo del valor medio RMS de la posición mantenida parte 2. Toma datos *3.* 132

Figura 128. Análisis descriptivo de la muestra obtenida......134

Figura 129. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para media RMS 135

Figura 130. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para mínimo valor envolvente 135

Figura 131. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para máximo valor envolvente 136

Figura 132. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos tiempo primer signo fatiga 136

Figura 133. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos duración primer estado fatiga.....137

Figura 134. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para tiempos inferiores a valor medio RMS.....137

Figura 135. Verificación muestra. Diagrama cajas valores atípicos para tiempos superiores a valor medio RMS.....138

Figura 136. Modelo mixto para el promedio media RMS clasificada por tomas y sexo. 139

Figura 137. Modelo mixto para tiempos promedio primeros signos de fatiga por tomas y sexo. 139
Figura 138. Distribución de signos de fatiga para cada sujeto por toma de datos recogida. ...141
Figura 139. Distribución primer signo fatiga por sujeto y toma de estudio. 142
Figura 140. Estudio tiempo promedio para primer estado de fatiga......143
Figura 141. Duración promedio para primer estado de fatiga......144
Figura 142. Estudio tiempo promedio para estado fatiga. 144
Figura 143. Valores de tiempo por encima de la media RMS......145
*Figura 144. Verificación envolventes de onda obtenidas para ensayo parte 1. Fase producto.*147
*Figura 145. Verificación envolventes de onda obtenidas para ensayo parte 2. Fase producto.*148

Índice tablas

Tabla 1. ANFE de dispositivo aplicado a un ensayo 45

Tabla 2. Características batería 55

Tabla 3. Características técnicas del controlador Arduino UNO R4 WiFi https://store.arduino.cc/en-es/products/uno-r4-wifi?srsltid=AfmBOoqC5avPhFic3QMGRsNhKbEDicO_fzcUOBQyC3VdQo5m7UwMopVf 56

Tabla 4. Características pantalla https://www.az-delivery.de/es/products/1-3zoll-i2c-oled-display 57

Tabla 5. Características módulo motor vibración 1027 58

Tabla 6. Características módulo fuente alimentación dual 59

Tabla 7. Características sensor módulo EMG AD8232 60

Tabla 8. Características electrodos https://www.mouser.es/datasheet/2/813/H124SG-1509279.pdf 61

Tabla 9. Características módulo DRV 8871. 63

Tabla 10. Características módulo XL6019. 65

Tabla 11. Características sensor OYMotion SEN2040 68

Tabla 12. Características Zumbador pasivo S8550 69

Tabla 13 Parámetros a definir en el diseño eléctrico y electrónico. 80

Tabla 14 Parámetros a definir en el diseño eléctrico y electrónico. 82

Tabla 15. Parámetros teóricos de TENS 83

Tabla 16. Conexionado pantalla OLED I2C 85

Tabla 17. Conexionado motor vibración 85

Tabla 18. Conexionado sensor EMG. 86

Tabla 19. Conexionado microcontrolador 86

Tabla 20. Conexionado sistema TENS. 87

Tabla 21. Valores osciloscopio frente a valores teóricos. 98

Tabla 22. Recomendaciones según proyecto SENIAM e ISEK. 107

Tabla 23. Datos estadísticos de la muestra para ensayo 1. 2 minutos de actividad y 2 de descanso con aplicación onda relajante. 116

Tabla 24. Datos estadísticos de la muestra para ensayo 2. 2 minutos de actividad y 2 de descanso sin aplicación onda relajante. 118

Tabla 25. Valores estadísticos para sujeto 14. 133

Anexos

Congresos internacionales

ANEXO I:

Conferencia:	TEEM'20: Eighth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2020
Autores:	J. Solleiro Rodríguez; J.A. Juanes Méndez; F. Blaya Haro; R. D'Amato; A.Ruggiero; J.A Rodríguez Montes.
Título:	Ergonomics in surgical environments
Publicación:	TEEM'20, October 21–23, 2020, Salamanca, Spain© 2020 Association for Computing Machinery. ACM ISBN 978-1-4503-8850-4/20/10. DOI: https://doi.org/10.1145/3434780.3436610

ANEXO II:

Conferencia:	TEEM'21: Technologhical Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2021
Autores:	J.Solleiro Rodriguez; J.A. Juanes Méndez; F. Blaya Haro; R. D'Amato;
Título:	Operating room & surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders
Publicación:	TEEM'21, October 27–29, 2021, Barcelona, Spain© 2021 Association for Computing Machinery. ACM ISBN 978-1-4503-9066-8. DOI: https://doi.org/10.1145/3486011.3486409

ANEXO III:

Conferencia:	TEEM'22: Technologhical Ecosystems for Enhancing Multiculturality. October 2022
Autores:	J. Solleiro Rodríguez; J.A. Juanes Méndez; F. Blaya Haro

Anexo I

Ergonomics in surgical environments

Este documento plantea una revisión a los principales problemas ergonómicos que pueden encontrarse en un ambiente de quirófano. Habitualmente los cirujanos y su equipo, en cualquiera de las tipologías de operación, se encuentran con múltiples dificultades relacionadas con el ambiente de trabajo, accesorios o herramientas de trabajo que suponen en muchas ocasiones un impedimento para el trabajo, provocando malestar, dolor e incluso provocar el desarrollo de patologías relacionados con el desarrollo de la actividad.

Tras una exposición sobre los problemas derivados de la actividad, en el documento se exploran las diferentes medidas que existen para medir la componente ergonómica del puesto, como por ejemplo el video análisis o los sensores EMG, es decir el análisis postural.

Por último, se presenta una reseña de los principales componentes que se encuentran en un quirófano y las principales guías de diseño, o recomendaciones, encontradas en la literatura publicada para un correcto diseño de las mismas.

Ergonomics in surgical environments

Jaime Solleiro Rodriguez
University of Salamanca, 37007 Salamanca. Spain
jaimesolleiro@gmail.com

Juan Antonio Juanes Méndez
VisualMed Systems Group, Universidad de Salamanca Salamanca, Spain
jajm@usal.es

Fernando Blaya Haro
Universidad Politécnica de Madrid, 28012 Madrid, Spain
Fernando.blaya@upm.es

Roberto D´Amato
Universidad Politécnica de Madrid, 28012 Madrid, Spain
r.damato@upm.es

Alessandro Ruggiero
University of Salermo, 84084 Fisciano (SA), Italy
ruggiero@unisa.it

José A. Rodríguez Montes
Catedrático de Cirugía, Profesor Emérito de la UAM. Académico de número de la Real Academia Nacional de Medicina de España
rodriguezmontes@gmail.com

ABSTRACT

The majority of work-related musculoskeletal disorders (WRMDs) in surgery are mostly related to sustained position and awkward postures, forcing non-natural gestures in surgeon´s body.This article points to describe the different ailments studied during surgical tasks over the years: causes which increase the discomfort and fatigue, and effects related with them, in order highlight the current working conditions and how might be improved. To do that, a research is done to understand the main issues related on full body ailments and how is have been evaluated in different types of surgery, for which, the lead postural analysis technologies are presented, understanding Rapid Upper Limb Assessment system (RULA) the most suitable method to stablish priorities for preventive/corrective actions.Knowing the ailment´s causes it have been necessary to define the critical points related with the causes, as instrumentation design, regulations in operating tables and chairs, pedal drives, and other surgical elements that require a ergonomic improvements, so that, the main design guidelines have been collected in this document and have been compared with a sample of current products available in the market, with the purpose of knowing the degree of implication between the requirements requested by the surgical teams and the companies dedicated to their designs.

CCS CONCEPTS

• **Hardware** → Emerging technologies; Analysis and design of emerging devices and systems; Emerging technologies; Emerging interfaces.

KEYWORDS

laparoscopy, ergonomics, common injuries, physical ailments, discomfort

ACM Reference Format:
Jaime Solleiro Rodriguez, Juan Antonio Juanes Méndez, Fernando Blaya Haro, Roberto D´Amato, Alessandro Ruggiero, and José A. Rodríguez Montes. 2020. Ergonomics in surgical environments. In *Eighth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality (TEEM'20), October 21–23, 2020, Salamanca, Spain.* ACM, New York, NY, USA, 8 pages. https://doi.org/10.1145/3434780.3436611

Permission to make digital or hard copies of all or part of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. Copyrights for components of this work owned by others than ACM must be honored. Abstracting with credit is permitted. To copy otherwise, or republish, to post on servers or to redistribute to lists, requires prior specific permission and/or a fee. Request permissions from permissions@acm.org.
TEEM'20, October 21–23, 2020, Salamanca, Spain
© 2020 Association for Computing Machinery.
ACM ISBN 978-1-4503-8850-4/20/10…$15.00
https://doi.org/10.1145/3434780.3436611

1 INTRODUCTION

Ergonomics at the workplace is growing in importance in our daily lives. The advantages in following ergonomic criteria have been proven when performing consistent and repetitive tasks. These global guidelines serve as a preventive element against possible illness or sick leave, so their use, in addition to being beneficial for workers, is also useful to the companies and organizations that employ them. However, in the field of medicine, specifically in the field of surgery, these criteria are limited by the particularities that each operation presents. Nowadays, performing long and complex surgeries is common, although it is true that preparation for an operation [1] and the positioning of the patient according to the type of intervention have been studied in depth; being a key factor for obtaining satisfactory results of surgery [2]. The field of ergonomics when applied to a medical team that performs an operation is still an area that presents many issues which are open to debate. Generally speaking, accessibility to the patient's condition, instruments used, postures maintained and fatigue caused by the required interaction between external devices and the patient are the origin of common complaints among surgeons and assistants when performing operations [3]. The objective of this work is focused on the postural ergonomics of surgeons, ascertaining their causes and the main ailments diagnosed. In addition to this, ergonomic calculation methods are shown, in order to be able to identify such problems through postural analysis, showing the latest trends and design guides that are currently under development.

Additionally, a brief summary is made of the state of equipment that exists on the market today, which is designed to attempt to

Additionally, a brief summary is made of the state of equipment that exists on the market today, which is designed to attempt to avoid ailments in the medical team during surgeries, this being a field of future action.

2 Material & Methods

This work is based on a bibliographic research related to ergonomics in surgery, beginning from 1980 and its basic conception, to the innovations that can currently be found in specific fields of the area in 2020. Research has been limited to documents and records in the English language, with some additions of Spanish written documentation, which allowed for more insight on the chosen subject. This research compiles qualitative and quantitative methods so that the information collected is based on experiences, statistics, graphic illustrations and subjective comments collected in the studies of medical personnel and their experiences. Within the studied documentation, a large number has been found regarding references to the positions to be adopted for performing laparoscopic interventions, as in this type of operation, the surgeon's position is more compromised than in open surgery [4], therefore, this document is influenced largely by this data and type of surgery.

This research is restricted to the actions of health workers at health centers and to research or essays in said centers, being aided by supporting documentation in the areas of ergonomics and applied ergonomics when necessary for the development of this document.

To carry out the research, the PubMed searcher was used as the main bibliographical searcher. The search criteria followed were: "ergonomics", "operating room", "surgery", "study" and "laparoscopy".

Despite having studied the article Pillastrini et al [5], Firstly the above terms were searched independently in order to clarify concepts, however, the terms, despite the fact that PubMed is a site focus on the Medicine field, yielded broad results, more than 15000 articles with those conditions per term. To solve that, a string was made by the union of two or three terms per search.

The strings have been always done with a union of concepts (AND), avoiding the other boolean conditions and always with all fields open, trying to expand the search as much as possible while maintaining the generic character of this article.

Per terms "ergonomics" and "operating room" the terms were reduced drastically, up to 1077 results. For instance, a new search with the terms: "ergonomics" and "surgery" and "laparoscopy" find 1180 results. To each search filters were added to get just full texts and the range of publication data were customized. Other searches, as "ergonomics" and "study" and "laparoscopy", 879 were also developed.

The selection of the bibliography has been done by reading and comparing abstracts firstly, due to most of the documents were focused on a specific criterias of the profession, most of them can be almost discarded at the beginning of the reading. Out of strings, the suggestions provided by Pub Med have been taken into account, enriching the bibliography also this way.

By the same token, in order to present some of the ergonomic calculation systems most used today, a search has been carried out to ascertain which methods are the most appropriate in performing a postural analysis. Setting aside sampling methods [6], such as Electromyographic spectral analysis (EMG), real-time movement mapping, or virtual reality, outside the scope of this article, which are occasionally referenced but the definition of which is not made. When locating equipment, it has been decided to go directly to the manufacturers to determine the status of the equipment currently on the market, for the purpose of recognising with them, if possible, the ergonomic premises which are collected in the published studies have any impact on existing commercial products.

3 Background

97% of surgical staff consider that ergonomic improvements are necessary in operating rooms [7].

It is known that, due to the different occupations carried out in a hospital, employees are at high risk for work-related musculoskeletal disorders (WRMDs) [8]. Aditionally, it has been studied that there is a relationship between age and experience in the risk of developing WRMDs, with inexperienced surgeons more prone to developing disorders of this type, due to lack of experience [9]. Musculoskeletal disorders associated with surgical practice are estimated at being between 66% and 94% in conventional surgery, between 73% and 100% in laparoscopic surgery, as well as between 23% and 80% in robot-assisted surgery [10] . The upright position is the one most commonly adopted when performing an operation [11]. It is certain that there is a relationship between physical strain and ergonomics; posture, movement, peak force to be performed or a cumulative load for a given time, which implies complex exposures during work [8].

It can be said that laparoscopic surgeons tend to maintain a more upright position with fewer back movements and less weight shifting than surgeons performing open surgery [4]. and therefore, different ergonomic conditions.

Studies have shown that by standing upright for several hours can cause fatigue. This fact is common in some surgeries, proving that it can affect small ailments and lesions in the lower back and legs, this even being influenced by the type of floor used on the ground. These occurrences begin to be detectable after three hours [12].

Posture during the operation is a differentiating factor. For example, in minimally invasive surgery (laparoscopic), in which the surgeon has to work in complex positional conditions, body balance is an essential task for job performance [11]. In fact, in this type of intervention in which external equipment is required to perform the operation, there is a close relationship between cognitive function and postural control. This same study suggests that the task itself of operating, while maintaining a certain posture, supposes a loss of one's own body balance control [13]. Ailments,

such as in the neck, are common in operations that require real-time visualization of the patient's insides and the operating area [14]. These postural concepts mentioned are extensible to both conventional/open surgery and robot-assisted surgery [15].

It is important to take into consideration the arrangement of the equipment around the surgical team, since their positioning greatly influences work performance [16]. Foot pedals are sometimes required by the surgeon and his team, so again body coordination and posture become a critical issue. Studies show the importance of ergonomics, both in the performance and in the design of the pedal itself, so as to facilitate the task for the user and avoid mistakes in the pedal's functions [3,16,17].

Regarding the actual working space, Sharp, Nicole E states that. "the room must be of sufficient size to hold the necessary equipment and to position the patient to allow for unencumbered movement of the surgical team" [18], unfortunately, these conditions are not always met, and situations may occur in which there are crowded areas in the operating room or areas in which there is little space between devices and the medical team [18]. Other elements, such as lighting in the operating area, have also been studied [7]. Other factors that influence ergonomics during surgery concern the operating table itself. Although it is true that there are multiple regulations, these are not always as adjustable as one would like, and regardless of this, depending on the type of surgery, they may require different heights, and it may even be necessary to resort to a platform to lift the medical team [3,19,20]. Special accessories such as foot pedals, or specific instrument grips to be used, especially in the case of laparoscopic surgery are also reason for study [3,16].

3.1 Ailments' origins and causes

A forced body posture causes increased muscle fatigue and discomfort [3]. According to the study by Ulrich Matern, and Sonja Knoeczny, from the records analysed, 84% of surgeons consider their work posture to be uncomfortable or painful, most of the ailments occurring in surgery being caused by maintaining static postures, many resulting in pain located in the trunk of the body, back complaints (85%) and head and neck (60%) [7,14]. In the case of a laparoscopy, ailments are concentrated within the upper extremities, where complex movements are necessary, such as, the tendency to raise the shoulders when operating due to the positioning of the instrumentation, which produces fatigue or pain in the area [3,14]. In conventional surgery, referring to the back and the neck, there is a tendency to more head-bent and back-bent posture; however, the posture in a laparoscopy is usually more upright and sustained, which suggests an increase in fatigue over time [4].

The difference between elbow and wrist movements which exist in open surgery and a laporoscopy are worth noting, the number of flexions and ponation/supination, respectively, being much higher in the case of laparoscopy, although the levels of pain, stiffness or numbness for the neck, back, elbow and wrist remain similar in both types of surgery [14].

Other occasional ailments are those produced in the legs, knees and hips when the medical staff are in an upright posture [7]. This fatigue is directly related to the hours in which the position must be held. During this time, there is a change in the temperature and volume of the muscles in the lower part of the legs [12] due to blood flow becomes obstructed and venal pressure increases [16].

Up to 53% of medical staff from a sample taken had physical discomfort, leg or foot fatigue during use [3] assuring that physical ailments are related with work tasks [21].

In laparoscopy mainly, the contour conditions caused by the surgery, the incision site, and the instruments themselves, can produce forced or strained positions for hands, arms and fingers, which can cause pain, nerve compression and fatigue in the upper extremities [14,22–25]. Specifically, Image [26] codes that hand pain is suffered by 28% of surgeons who perform robotic, laparoscopic and open surgery. Problems due to instrument grip are also common, which can cause pain in the wrists and the palmar area [16] This issue is influenced by mechanic inefficiency inherent in instrument design, since surgeons prioritise surgical access over their own ergonomics. Studies also show that the deltoid muscle is affected by the angular, vertical and horizontal movement of instrumentation producing arm abduction. Studies reveal that depending on the positioning angle of the wrist, force decreases on the grip [27]. It is patently clear that inconsistent postures occur, which force the instrument against a surgeon's hand, and situations in which it is necessary to apply a greater force than recommended. Taking into account ergonomic criteria, not everything is related to the concepts of fatigue, pain or referred pain. Wrong or unresolved design solutions, such as foot pedal activation (with no direct vision during laparoscopy surgeries) can cause errors during surgery [17]. In this regard, data has been collected stating that up to 91% of a sample of those surveyed lose contact with pedals during the operation, 75% have stepped on the wrong pedal at some point [3]. Stadistics also collect neck ailments related to wrong screen's positioning. In a sample of 284 surgeons, up to 86% consider that neck ailment is related to this fact [28].

In the case of robot-assisted surgery, an investigation by T.Dalanger et al and his team reveals that there are no greatly relevant differences in terms of muscle fatigue between a conventional chair and two models of surgery chairs customised for their study. (measured by EMG). The study, however, does reflect, through a RULA analysis [29], that ergonomics in this type of equipment is revisable with a broad margin for improvement [24] .

These indirect factors are difficult to quantify with comparative studies such as [4] or [24], but should be reflected as ergonomic problems within the operating room (OR).

As has been shown in numerous studies, a discomfort or fatigue may cause loss of concentration and induce to human's error [21,25]. Surgeries' comparison as [30], where same task is simulated in laparoscopy, open and robot-assited surgery, show a correlation between the time to perform a task, errors made by the surgeon, and discomfort while performing a complex task. From this interesting study, it can be deduced that the number of errors is directly related with the time to perform the surgery, regardless of

the type in question, not appreciating a relationship between the errors and the discomfort felt by the surgeons except in case of laparoscopy.

3.2 Postural Analysis Methodology

There are a large number of methods available when it comes to quantifying ailments whilst performing a task. It is well known that the use of event-focused systems, such as OWAS (Ovako Working Posture Analyzing System), RULA (Rapid Upper Limb Assessment system) and REBA (Rapid Entire Boy Assessment) can present limitations with heterogeneous work, assisted videomapping being the more capable option when performing ergonomic studies in complex positions [8] (7). This type of study, together with Electromyographic analysis (EMG), is the most useful for presenting information on ailments associated with the medical profession. There are other methodologies such as: OCRA (Occupational Repetitive Actions), ACGHI TLV (Hygienists Thershold Limit Value) SI (Strain Index) or PATH (Posture Activity Tools and Handling) that due to their objective or methodology are not applied in this field of knowledge.

In this study, data valued by the RULA methodology is presented [31], which is considered more appropriate for the assessment of static posture tasks in which there is strain on the upper limbs of the body. This methodology offered a better understanding than other approaches when detecting fast and urgent action levels [32]. The method consists of rating and combining values for the upper arm, lower arm, wrist and wrist twist in score A, and, neck, trunk and leg in score B, according to diagrams and tables [33,34]. Focusing on the assessment of posture, it gives a score between 1 and 7 based on the risk of suffering long-term musculoskeletal pain [10,24]. Although its use has certain limitations, and its data cannot be considered completely accurate, its rapid methodology allows obtaining risk injury estimates without the need for special equipment and assessing/prioritising ergonomic issues.

3.2.1 RULA methodology and its influence on medical studies. There are many postural tests carried out with the RULA method, which are listed in [10,29].

It can be seen values pertaining to category 3-4 have been located mostly in the upper, lower arms and wrists, and intermediate figures between 2-3 for the neck and trunk, as was the case in regular postures during seated work, such as office tasks [33] which, according to the scale defined by RULA, involves a level 1 action: A score of 1 or 2 indicates that the posture is acceptable if it is not maintained or repeated for long periods. Level 2: A score of 3 or 4 indicates that further investigation is needed and changes may be required [31].

In more specific cases, comparative studies such as [35] relative to WRMDs during vaginal surgery, relative to WRMDs during vaginal surgery, in which various models of a surgical chair are used during operations, show figures of category 3-4 for back, shoulders and neck, which indicate that more investigation is needed and changes may be required soon and immediately, respectively, regarding equipment [31].

In this same field [36] the application of RULA on assisted surgery by robotic platforms such as Vinci, shows flaws at an ergonomic level, despite showing ergonomic benefits regarding laparoscopic surgery. The main issues and discomforts are related to the few adjustments on the robotic platform, and the posture that the surgeon must hold, adjusting himself to the surgical chair available.

The adaptation of the RULA method carried out by study [37], where the handling of instruments in traditional laparoscopy (LAP) and laparoendoscopic single-site (LESS) is compared, shows high figures involving muscle fatigue in the trapezius and forearm extensors muscles, as in wrist flexion, placing a category 2 and 3 of the RULA method depending on the type of surgery methodology used.

Studies have also been carried out using this methodology in laparoscopic surgery, reviewing upright postural ergonomics, performing the operation in a lateral or centered position with the patient, with either one or both hands. Once again, data has been collected which encourages the study and improvement of ergonomics, with level 2 figures for upper arms, wrist, neck and trunk, particularly, higher in the case of lateral positioning of the surgeon during the operation [38].

This data only goes to prove the need to develop the ergonomics of current equipment and the need to improve training in order to aid the work of the medical team.

3.3 Design Guidelines

Different studies have proposed and compiled areas of development to follow, regarding critical elements for ergonomic improvement within the OR, especially involving laparoscopy. These areas are presented herein:

3.3.1 Laparoscopic Instrumentation. Due to its own constraints, laparoscopy instrumentation has become an object of investigation in recent years. Design guidance for its instruments, was defined [39] considering ergonomic criteria. The following list, presented as a table format in [23] collects all suggestions applicable to the design:

1. Adjustability to different hand sizes
2. Multifunctionality oh handle
3. Avoidance of foot-switches
4. As small a size as possible
5. Provision for one-handed use.
6. Handle identifiable from its design
7. Prevents injury to hand pressure areas
8. Operable by sensitive areas of the hand
9. Convenient access to all functionalities
10. Size and dimensions should allow easy manipulation of functional elements

11. Any necessary springs should not hinder the use os instruments
12. Avoid indirect power transmission
13. Minimal autonomous dynamics
14 Avoids the need for cramped positioning and excessive shoulder movements.
15. Instrument´s shaft should be an extension of the forearm´s rotation axis
16. Axis of instrument´s shaft should be next to the axis of the forearm
17 Handle should allow for a neutral wrist position and the described "basic posture" of the surgeon.
18. Low muscle activation should be necessary to manipulate the functional elements
19. The functional elements should allow force feedback, to allow for a fell (falling) of the tissue´s consistency
20. Anti-friction mechanics.
21. Non-reflective surface
22. Handle should allow safe but nor adhesive contact with the surgeon´s gloved hand.

Further concise annotations regarding laparoscopy instruments are found in [16].

3.3.2 Operating table. The existing bibliographic references suggest that operating tables are not sufficiently height adjustable, causing problems in the neck and shoulders, if these are not well-set. It should be noted that the surfaces of operating rooms are designed for conventional surgery, hence the design is not adequate for different types of surgery [40]. The minimum measurement should be found between 29cm (for laparoscopy surgery) and 77cm above floor level, bringing a standard of 55 cm to 100 cm for operating tables [3,19,20].
Study [28] referring to laparoscopic surgery suggests that 70% of surgeons surveyed would like to lower the table more in surgeries, 4% would want to raise it up more, and 26% would like to do both. The possibility of lowering the operating table, would either result in relief for surgeons' ailments, or would avoid the use of a foot-floor (lifter) to mitigate the height difference.

3.3.3 Foot pedals. Design guidance for pedal activation (mainly applicable to laparoscopy) is defined in [17] in which, the principles numbered in the table 3 of this document are laid out.

1. The design of the foot pedal must avoid a static standing posture.
2. A dorsal flexion of more than 25° to control the foot switch is not allowed.
3. The force for activation must be maximum 10N.
4. A frequent dorsal flexion of the foot should be avoided.
5. Foot pedal should be controllable by clogs with the following external dimensions: maximum length 295 mm and minimum length 230mm; maximum width 108 mm and minimum width 85mm; maximum toe height 60 mm and minimum toe height 50 mm; and a total maximum clog height of 115 mm (clog´s sizing).
6. The foot pedal must be controlled without looking at foot pedal.
7. The chance of accidentally activating the wrong switch function must be minimal.
8. The foot pedal must be controllable with or without clogs.
9. During control of the foot pedal the foot pedal may not move.
10. The chance of loosing contact with the foot pedal must be minimal.

It is worth noting that foot pedals are the system most used by surgeons when actioning diathermic and ultrasonic equipment during surgery, with 87% of use, as opposed to the 13% that use a hand-controlled system [28].

3.3.4 Other elements. Elements such as screens and chairs have been the subject of investigations in ergonomics too.
Where screens are concerned, these are placed above the medical equipment or wherever there is a place available within the operating room (OR), causing the image stream to be out of the vision range of the medical staff. Video terminal display (VDT) must be placed between 10° and 25° below the sight line to avoid neck ailments [25], with an optimal position of a neck flexion ranging between 15° and 45° above the horizontal axis, and a 0.6m of distance from the surgeon's head [41]. It is recommended that these items be mounted on an attachment to the ceiling or on a fixed surface which allows easy handling [3,16,25].
Where surgical chairs are concerned, the conditions and characteristics of said chairs have hardly changed throughout the years, and the first conclusions made in [42] are still effective:

1. A good chair should permit changing of posture.
2. The chair must be stable yet mobile.
3. The seat pan must be stable to permit shifts in posture and resist tipping over.
4. Conductive casters are necessary in order to avoid static electricity and provide mobility.
5. Controls of the chair should be foot operated, height seat pan, tilt of seat pan.
6. Armrest not included
7. Footrests included in design´s chair, and adjustable between 0-15 tilt degrees.

In conventional surgeries, it is common to find similar designs to those found in offices. Studies made until now have not been able to clarify which is the proper chair design, although these agree that ergonomics in the design can prevent common ailments in the back, and the repositioning of the lumbar area and its tilting seem to be crucial, such as the variety of adjustments available on the chair [35,43].
Most recently in the case of laparoscopy, other designs have suggested fastening the body in order to keep an upright posture [44] and allow the back to rest and reduce ailments [45] as well as

adding supports in the front or rear side of the body to rest both the back and arms, allowing free movement to the upper limbs [46,40,47], which would show clear improvement regarding current chairs.

4 Present surgical equipment

It is important to highlight how many of these suggestions have been carried out by the industry. Due to the multitude of manufacturers, the following lines contain just a sample of products and characteristics, so that, a comparison is made between ergonomic criteria and commercial elements.

4.1 Surgical instrumentation

Conventional tools for open surgery have undergone slightly modifications over time, same thing has happened in robot-assisted surgery, which is greatly influenced by the ergonomics of the control panel and its controls. In the strict sense of applied ergonomics, the laparoscopic surgery is the most affected.
Perhaps the point where ergonomics is most compromised in this kind of tools is the grip, the handle, and its design, especially in grasping forceps. A quick look at the market can show the difference in materials used for its manufacture and the different ergonomic solutions that are adopted.



Figure 1: Sample comparation of laparoscopic tool: Arthrex AR-13950SR, CooperSurgical M2100M, Zhejiand Geyi instrument, Richard Wolf ERAGONmodular.

Modular designs are common, and handles for different task are developed, as it is shown in figure 1, the designs can be simple or really complex, and the materials, range from UHMWPE (Arthrex AR-13950SR), a special PE, to Steel 304 (Geyi) or special coatings, as Halar® (Richard Wolf ERAGONmodular). However, [3] refers to the improvement of the palmar support of the tool to obtain a better position of the wrist instead of using the thumb inside de ring, which due to muscle fatigue, can cause paresthesia. In this case, designs should evolve and further research are needed to obtain the optimal design for handles according to ergonomic criterias.

4.2 Operation tables

The main ergonomic problem of operating tables is height adjustment, being the main complaint the minimum height, especially during laparoscopic surgery. The following table 1 shows a sample of different surgical tables.

	Aplication	Drive	Min. Height (mm)	Max. Height (mm)
Dixion Surgery 8500	Universal	Hidraulic, mechanic	760	1010
Stricker Operon D850	Universal	Electric	575	1180
Trumpf TruSystem 3000	Universal	Electric	660	1030
HFMED HFEOT99	Universal	Electric	680	930
SternMed Onex 203	Universal	Electro-hydraulic	680	940
OPT Vita	Universal	Manual-Electric	575	1075
Nueva Bn EM	Universal	Electric	700	1200
Famed Zywiec Hyperion	Universal	Electric	585	1050
Alvo Rapsodia 4-05	Universal	Electro-hydraulic	610	1240
Medifa GmbH& Co 7000	Universal	Electro-mechanic	580	1100

Table 1: Universal operation tables sample: height comparation.

It has been identified in the most critical case that, during laparoscopic surgery, the optimal operating surface height should lies between a factor 0.7 and 0.8 of the elbow height of the operator [19], of course, there are other not ergonomic aspects to consider, as the obesity of the patient, the equipment layout, or the surgeon´s own height, which means that the stroke of the operation tables could be compromised according to [3,19,20], so that, the shorter surgeons may use foot-floor during surgery, with the risks that this concerns. It can be shown that minimum height in universal operation tables have slightly decreased over the years, but not enough according to the studies performed.

4.3 Foot pedals

According to ergonomic guidelines, the present foot pedals respect the sizing for clogs and the angle to avoid a static standing posture, nevertheless, the design still allows to be mistaken when the surgeon doesn´t have a direct view of them, and the contact may be lost.



Figure 2: Surgery foot pedal: EMED 100-336; HEBUmedical HF9535-01;88Dent Lab&Clinical PL-RIC00305; LINEMASTER 511-B Series.

Further designs should be developed in order to ease the positioning of surgeon´s feet over the foot pedals, as well as, prevent surgical mistakes during surgery.

4.4 Other elements: Postures during surgery

The surgical chair´s field is wide, with many kinds of characteristics depending on the use, which is why making an assessment of design guidelines against current models is complex and would be inconsistent. It is certain to say that the design bases appear in all the designs. However, forced postures are still there and the discomfort and lower back pain is an ergonomic problem yet to be solved even in the most advanced ones.

It can be seen in figure 1, that the surgical chair illustrated by Congleton [42] in 1985 does not present many differences from current models.



Figure 3: Adaptación de fig.1 Left: surgeon´s posture while performing microsurgery and Stryker Surgitool (41). Right: Surgical chair Frastema 88FX

[35] highlight the necessity of better regulations for back, shoulders and neck. None of the common surgery chairs seems to be prepared to that task.

In laparoscopic surgery, there are few researches related to prototypes and surgeon´s positioning. The ETHOS™ Surgical Platform [40,47] solve most of the issues related with ergonomics and shows the way forward in future designs. Other ergonomic supports has been developed, as [46], which are designed to assist as body support to the surgeons, however, there is room to improve its characteristics, and should be take into account in future developments.

5 Conclusions

Ergonomics in surgery is a key factor in its own performance. The data provided only highlights the broad margin for improvement in this area. It is known that medical personnel suffer ailments in different areas of the body during/after the surgery, although the areas most affected are those in the upper body, such as the back, due to static positioning, the neck, due to the posture adopted when operating, and the wrist, due to instruments' use.

The instruments used have a broad scope of study, with grip geometry and ergonomics being one of the main points in which efforts should be focused, as well as the operating table itself, which should improve in its positioning and technical usefulness to facilitate the work of the medical team. Surgical equipment in the operating theatre is another area for improvement: the arrangement of electronics required around medical staff, their angle and positioning, and their interaction with them, the free passage area, the arrangement of assistance around the surgeon and the distribution of surgical furniture is an aspect which the study shows as having shortcomings.

The concept of ergonomics does not only affect the posture of medical personnel, which is influenced by multiple factors, it is an issue involving the user and his/her interaction with their surroundings. Thus, ergonomics in this field cannot be treated separately, but as a compendium of elements working as a whole. This view, having already been presented in various studies, would bring a significant improvement in the working conditions of medical staff.

Future guidelines should aim on one hand towards prevention, correcting posture errors made by the medical team. On the other hand, corrective measures should be taken in the design of medical equipment, so as to provide surgical furniture with ergonomic value, preventing ailments and injuries among surgeons and assistants as much as possible.

REFERENCES

[1] T. Bradley Edwards and Brent J. Morris. 2019. Anesthesia, patient positioning, and patient preparation. In *Shoulder Arthroplasty*. Elsevier, 29–34. DOI:https://doi.org/10.1016/b978-0-323-52940-2.00004-8

[2] Verena Kienast and Karl Thomasek. 2018. Standards of surgical patient positioning. *Eur. Surg.* 50, 6 (December 2018), 313–314. DOI:https://doi.org/10.1007/s10353-018-0560-y

[3] Francisco Julián Pérez-Duarte, Francisco Miguel Sánchez-Margallo, Idoia Díaz-Gómez Martín-Portugués, Miguel Ángel Sánchez-Hurtado, Marcos Lucas-Hernández, and Jesús Uson Gargallo. 2012. Ergonomía en cirugía laparoscópica y su importancia en la formación quirúrgica. *Cir. Esp.* 90, 5 (May 2012), 284–291. DOI:https://doi.org/10.1016/j.ciresp.2011.04.021

[4] R. Berguer, G. T. Rab, H. Abu-Ghaida, A. Alarcon, and J. Chung. 1997. A comparison of surgeons' posture during laparoscopic and open surgical procedures. *Surgical Endoscopy 11*, 139–142. DOI:https://doi.org/10.1007/s004649900316

[5] Paolo Pillastrini, Carla Vanti, Stefania Curti, Stefano Mattioli, Silvano Ferrari, Francesco Saverio Violante, and Andrew Guccione. 2015. Using PubMed search strings for efficient retrieval of manual therapy research literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 38, 2 (February 2015), 159–166. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.11.005

[6] Pilar San Pedro, Fernando Blaya, Roberto D'Amato, Juan A. Juanes, Luis Tomás Gallego Morales, and José Antonio Rodríguez Montes. 2019. Geometric Model for the Postural Characterization in the Sagital Plane of Lumbar Raquis. *J. Med. Syst.* 43, 5 (May 2019). DOI:https://doi.org/10.1007/s10916-019-1249-x

[7] Ulrich Matern and Sonja Koneczny. 2007. Safety, hazards and ergonomics in the operating room. In *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 1965–1969. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-007-9396-4

[8] Ira L. Janowitz, Marion Gillen, Greg Ryan, David Rempel, Laura Trupin, Louise Swig, Kathleen Mullen, Reimer Rugulies, and Paul D. Blanc. 2006. Measuring the physical demands of work in hospital settings: Design and implementation of an ergonomics assessment. *Appl. Ergon.* 37, 5 (September 2006), 641–658. DOI:https://doi.org/10.1016/j.apergo.2005.08.004

[9] Jonathan Cavanagh, Maria Brake, Donald Kearns, and Paul Hong. 2012. Work environment discomfort and injury: An ergonomic survey study of the American Society of Pediatric Otolaryngology members. *Am. J. Otolaryngol. - Head Neck Med. Surg.* 33, 4 (July 2012), 441–446. DOI:https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2011.10.022

[10] Tatiana Catanzarite, Jasmine Tan-Kim, Emily L. Whitcomb, and Shawn Menefee. 2018. Ergonomics in Surgery: A Review. *Female Pelvic Medicine and Reconstructive Surgery 24*, 1–12. DOI:https://doi.org/10.1097/SPV.0000000000000456

[11] Serge Savoie, Simon Tanguay, Hugo Centomo, Gilles Beauchamp, Maurice Anidjar, and François Prince. 2007. Postural control during laparoscopic surgical tasks. *Am. J. Surg.* 193, 4 (April 2007), 498–501. DOI:https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2006.07.014

[12] Rakié Cham and Mark S. Redfern. 2001. Effect of flooring on standing comfort and fatigue. *Hum. Factors* 43, 3 (2001), 381–391. DOI:https://doi.org/10.1518/001872001775898205

[13] D.L. Weeks, R. Forget, L. Mouchnino, D. Gravel, and D. Bourbonnais. 2003. Interaction between Attention Demanding Motor and Cognitive Tasks and Static Postural Stability. *Gerontology* 49, 4 (2003), 225–232. DOI:https://doi.org/10.1159/000070402

[14] Ninh T. Nguyen, Hung S. Ho, Warren D. Smith, Constantine Philipps, Clare Lewis, Rodel M. De Vera, and Ramon Berguer. 2001. An ergonomic evaluation of surgeons' axial skeletal and upper extremity movements during laparoscopic and open surgery. In *American Journal of Surgery*, Elsevier, 720–724. DOI:https://doi.org/10.1016/S0002-9610(01)00801-7

[15] Olivia Cardenas-Trowers, Kristine Kjellsson, and Kenneth Hatch. 2018. Ergonomics: making the OR a comfortable place. *Int. Urogynecol. J.* 29, 7 (July 2018), 1065–1066. DOI:https://doi.org/10.1007/s00192-018-3674-7

[16] M. A. van Veelen, J. J. Jakimowicz, and G. Kazemier. 2004. Improved physical ergonomics of palaroscopic surgery. *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies 13*, 161–166. DOI:https://doi.org/10.1080/13645700410033193

[17] M. A. Van Veelen, C. J. Snijders, E. Van Leeuwen, R. H.M. Goossens, and G. Kazemier. 2003. Improvement of foot pedals used during surgery based on new ergonomic guidelines. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 17, 7 (July 2003), 1086–1091. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-002-9185-z

[18] Nicola E. Sharp and Harry T. Papaconstantinou. 2017. Room setup, equipment, and patient positioning. In *Operative Techniques in Single Incision Laparoscopic Colorectal Surgery*. Springer International Publishing, 19–24. DOI:https://doi.org/10.1007/978-3-319-63204-9_3

[19] R. Berguer, W. D. Smith, and S. Davis. 2002. An ergonomic study of the optimum operating table height for laparoscopic surgery. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 16, 3 (2002), 416–421. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-001-8190-y

[20] M. A. Van Veelen, G. Kazemier, J. Koopman, R. H.M. Goossens, and D. W. Meijer. 2002. Assessment of the ergonomically optimal operating surface height for laparoscopic surgery. *J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech. - Part A* 12, 1 (2002), 47–52. DOI:https://doi.org/10.1089/109264202753486920

[21] M. M. Ruitenburg, M. H.W. Frings-Dresen, and J. K. Sluiter. 2013. Physical job demands and related health complaints among surgeons. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 86, 3 (April 2013), 271–279. DOI:https://doi.org/10.1007/s00420-012-0763-7

[22] R. Berguer. 1998. Surgical technology and the ergonomics of laparoscopic instruments. *Surg. Endosc.* 12, 5 (April 1998), 458–462. DOI:https://doi.org/10.1007/s004649900705

[23] Zheng Li, Guohui Wang, Juan Tan, Xulong Sun, Hao Lin, and Shaihong Zhu. 2016. Building a framework for ergonomic research on laparoscopic instrument handles. *International Journal of Surgery 30*, 74–82. DOI:https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2016.04.027

[24] T. Dalager, P. T. Jensen, T. S. Winther, T. R. Savarimuthu, A. Markauskas, O. Mogensen, and K. Sogaard. 2019. Surgeons' muscle load during robotic-assisted laparoscopy performed with a regular office chair and the preferred of two ergonomic chairs: A pilot study. *Appl. Ergon.* 78, (July 2019), 286–292. DOI:https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.03.016

[25] R. Berguer. 1999. Surgery and ergonomics. *Archives of Surgery 134*, 1011–1016. DOI:https://doi.org/10.1001/archsurg.134.9.1011

[26] Chee Chee H. Stucky, Kate D. Cromwell, Rachel K. Voss, Yi Ju Chiang, Karin Woodman, Jeffrey E. Lee, and Janice N. Cormier. 2018. Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. *Annals of Medicine and Surgery 27*, 1–8. DOI:https://doi.org/10.1016/j.amsu.2017.12.013

[27] R. Berguer, D. L. Forkey, and W. D. Smith. 2001. The effect of laparoscopic instrument working angle on surgeons' upper extremity workload. In *Surgical Endoscopy*, Springer, 1027–1029. DOI:https://doi.org/10.1007/s004640-001-0019-1

[28] L. S.G.L. Wauben, M. A. Van Veelen, D. Gossot, and R. H.M. Goossens. 2006. Application of ergonomic guidelines during minimally invasive surgery: A questionnaire survey of 284 surgeons. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 20, 8 (August 2006), 1268–1274. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-005-0647-y

[29] Manuel Islan, Fernando Blaya, Pilar San Pedro, Roberto D'Amato, Emilio Lechosa Urquijo, and Juan Antonio Juanes. 2018. Analysis and Fem Simulation Methodology of Dynamic Behavior of Human Rotator Cuff in Repetitive Routines: Musician Case Study. *J. Med. Syst.* 42, 3 (March 2018). DOI:https://doi.org/10.1007/s10916-018-0908-7

[30] Oussama Elhage, Ben Challacombe, Adam Shortland, and Prokar Dasgupta. 2015. An assessment of the physical impact of complex surgical tasks on surgeon errors and discomfort: a comparison between robot-assisted, laparoscopic and open approaches. *BJU Int.* 115, 2 (February 2015), 274–281. DOI:https://doi.org/10.1111/bju.12680

[31] Lynn McAtamney and E. Nigel Corlett. 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.* 24, 2 (1993), 91–99. DOI:https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S

[32] Dima Al Madani and Awwad Dabbenah. 2016. Rapid entire body assessment: A literature review. *American Journal of Engineering and Applied Sciences 9*, 107–118. DOI:https://doi.org/10.3844/ajeassp.2016.107.118

[33] Ahmad Bazazan, Iman Dianat, Nafiseh Feizollahi, Zohreh Mombeini, Alireza Mohammad Shirazi, and Héctor Ignacio Castellucci. 2019. Effect of a posture correction–based intervention on musculoskeletal symptoms and fatigue among control room operators. *Appl. Ergon.* 76, (April 2019), 12–19. DOI:https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.11.008

[34] The Rules of Work: A Practical Engineering Guide to Ergonomics, Second Edition - Dan MacLeod - Google Libros. Retrieved August 16, 2020 from https://books.google.es/books?id=_fvPqFox1LcC&pg=PR5&lpg=PR5&dq=The+Rules+of+Work+(A+Practical+Engineering+Guide+to+Ergonomics,+Second+Edition)+%7C%7C+Rapid+Upper+Limb+Assessment+(RULA)&source=bl&ots=_s0Y-sO7de&sig=ACfU3U18mIl9_6WgCsif2pLVFnsaSee7Q&hl=es

[35] Ruchira Singh, Daniel A. Carrazza Leon, Melissa M. Morrow, Tamara L. Vos-Draper, Michaela E. Mc Gree, Amy L. Weaver, Sandra M. Woolley, Susan Hallbeck, and John B. Gebhart. 2016. Effect of chair types on work-related musculoskeletal discomfort during vaginal surgery. In *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, Mosby Inc., 648.e1-648.e9. DOI:https://doi.org/10.1016/j.ajog.2016.06.016

[36] Renatta Craven, Jason Franasiak, Prithima Mosaly, and Paola A. Gehrig. 2013. Ergonomic Deficits in Robotic Gynecologic Oncology Surgery: A Need for Intervention. *J. Minim. Invasive Gynecol.* 20, 5 (September 2013), 648–655. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jmig.2013.04.008

[37] F. J. Pérez-Duarte, M. Lucas-Hernández, A. Matos-Azevedo, J. A. Sánchez-Margallo, I. Díaz-Güemes, and F. M. Sánchez-Margallo. 2014. Objective analysis of surgeons' ergonomy during laparoendoscopic single-site surgery through the use of surface electromyography and a motion capture data glove. *Surg. Endosc.* 28, 4 (2014), 1314–1320. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-013-3334-4

[38] Yasser Youssef, Gyusung Lee, Carlos Godinez, Erica Sutton, Rosemary V. Klein, Ivan M. George, F. Jacob Seagull, and Adrian Park. 2011. Laparoscopic cholecystectomy poses physical injury risk to surgeons: Analysis of hand technique and standing position. *Surg. Endosc.* 25, 7 (2011), 2168–2174. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-010-1517-9

[39] U. Matern and P. Waller. 1999. Instruments for minimally invasive surgery: Principles of ergonomic handles. *Surg. Endosc.* 13, 2 (February 1999), 174–182. DOI:https://doi.org/10.1007/s004649900934

[40] Fernando J. Kim, David E. Sahrt, Wilson R. Molina, Jung Sik Huh, Jens Rassweiler, and Craig Turner. 2011. Initial experience of a novel ergonomic surgical chair for laparoscopic pelvic surgery. *Int. Braz J Urol* 37, 4 (July 2011), 455–460. DOI:https://doi.org/10.1590/S1677-55382011000400003

[41] M. A. Veelen, J. J. Jakimowicz, R. H.M. Goossens, D. W. Meijer, and J. B.J. Bussmann. 2002. Evaluation of the usability of two types of image display systems, during laparoscopy. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 16, 4 (2002), 674–678. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-001-9116-4

[42] J. J. Congleton, M. M. Ayoub, and J. L. Smith. 1985. The Design and Evaluation of the Neutral Posture Chair for Surgeons. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 27, 5 (October 1985), 589–600. DOI:https://doi.org/10.1177/001872088502700507

[43] Liesbeth Groenestein, Peter Vink, Michiel de Looze, and Frank Krause. 2009. Effects of differences in office chair controls, seat and backrest angle design in relation to tasks. *Appl. Ergon.* 40, 3 (2009), 362–370. DOI:https://doi.org/10.1016/j.apergo.2008.11.011

[44] Fernando Blaya Haro, Pilar San Pedro Oronco, Alonso Blaya San Pedro, Roberto D'Amato, Juan A. Juanes, and José Antonio Rodríguez Montes. 2019. Biomechanical normality model of the Human lumbar spine (Lumbosacral region). In *Proceedings of the Seventh International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality*, ACM, New York, NY, USA, 438–444. DOI:https://doi.org/10.1145/3362789.3362905

[45] 1996. Advantage Medical Systems Releases New Ergonomic Chair Design Specific to Surgeons. *Ophthalmology* 103, 3 (March 1996), 542. DOI:https://doi.org/10.1016/s0161-6420(96)80007-8

[46] A. Albayrak, M. A. Van Veelen, J. F. Prins, C. J. Snijders, H. De Ridder, and G. Kazemier. 2007. A newly designed ergonomic body support for surgeons. *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.* 21, 10 (October 2007), 1835–1840. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-007-9249-1

[47] Jens J. Rassweiler, Ali S. Goezen, Akbar Ali Jalal, Michael Schulze, Vito Pansadoro, Giovannalberto Pini, Fernando Kim, and Craig Turner. 2012. A new platform improving the ergonomics of laparoscopic surgery: Initial clinical evaluation of the prototype. *European Urology 61*, 226–229. DOI:https://doi.org/10.1016/j.eururo.2011.09.018

Anexo II

Operating room & surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders

Este documento presenta un análisis sistemático de la literatura siguiendo el método PRISMA. En él puede encontrarse las diferencias entre documentación publicada, en relación con las dolencias más significativas entre cirujanos de todo tipo de metodologías operatorias, así como las zonas más afectadas durante la realización del trabajo.

Es importante mencionar, como los cirujanos que practican cirugía laparoscópica, debido a la postura mantenida, son los que habitualmente sufren de mayores problemas relacionados con la musculatura debido al desempeño de su trabajo. Siendo hombros, espalda y cuello las zonas más afectadas.

Operating room & surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders

Jaime, JSR, Solleiro Rodriguez
Dotoral Programme Education in the Knowledge Society.
University of Salamanca
jaimesolleiro@gmail.com

Juan Antonio, JAJM, Juanes Méndez
VisualMed Systems. University of Salamanca
jajm@usal.es

Fernando, FBH, Blaya Haro
Analysis and Optical Characterization of Materials.
Polytechnic University of Madrid
Fernando.blaya@upm.es

Roberto, RDA, D´amato
Analysis and Optical Characterization of Materials.
Polytechnic University of Madrid
r.damato@upm.es

ABSTRACT

Objective: This article is intended to be an updated framework of current state of ergonomics and ergonomic considerations in surgery, being a systematic review and a qualitative research of the latest reviewed documentation published on this matter.

Background: Work-Related Musculoskeletal Disorders (WRMDs) appeared among surgeons as a result of the practice of their profession. Despite the growing interest in this matter, it is still an underdeveloped topic, which requires further research. Postural control, the workplace ergonomics, the improvement of the equipment, or the training, are elements that still need to be enhanced to avoid, or at least limit, the pathologies that may be developed due to the practice of surgery.

Methods: Different researches have been carried out to obtain the knowledge base. For this, a search array has been developed based in the main keywords in this field: "surgery", "ergonomics" or "musculoskeletal disorders", in the main scientific free search engine PUBMED (Medline). The selection criteria has been based on articles in English language published no longer than 5 years ago, that is, from May 2016. All the references presented in this document have been read and reviewed in detail. The PRISMA methodology has been used to present the results.

Results: From the search carried out, 13 articles have been selected, 8 reviews and 5 specific studies, which present the main physical symptoms suffered by surgeons during an operation, neck, back and shoulder most commonly mentioned as the main affected areas for pain, discomfort or injuries in most of the surgery typologies.

Conclusion: Despite the diseases associated with their activity, surgeons are not prone to treat their pathologies with a specialist. Preventive actions, such as training, microbreaks during surgery, or ergonomic improvement of the position, are considered vital to enhance the working conditions of the surgeon and his team. Additionally, the development of the equipment in the operating room could meet the growing demand of enhancements in the surgical field.

Permission to make digital or hard copies of all or part of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. Copyrights for components of this work owned by others than the author(s) must be honored. Abstracting with credit is permitted. To copy otherwise, or republish, to post on servers or to redistribute to lists, requires prior specific permission and/or a fee. Request permissions from permissions@acm.org.
TEEM'21, October 26–29, 2021, Barcelona, Spain
© 2021 Copyright held by the owner/author(s). Publication rights licensed to ACM.
ACM ISBN 978-1-4503-9066-8/21/10…$15.00
https://doi.org/10.1145/3486011.3486468

CCS CONCEPTS

• **Reference works**; • **Medical records**;

KEYWORDS

Work-Related Musculoskeletal Disorders, Musculoskeletal disorders, Physical Discomfort, Surgical practice, Operating room

ACM Reference Format:
Jaime, JSR, Solleiro Rodriguez, Juan Antonio, JAJM, Juanes Méndez, Fernando, FBH, Blaya Haro, and Roberto, RDA, D´amato. 2021. Operating room & surgeons: Work-Related Musculoskeletal Disorders. In *Ninth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality (TEEM'21) (TEEM'21), October 26–29, 2021, Barcelona, Spain.* ACM, New York, NY, USA, 6 pages. https://doi.org/10.1145/3486011.3486468

1 INTRODUCTION

Issues connected to work related injuries among surgeons are common. These include problems in the back, neck, head, upper arms or even fingers, causes that they are subjected by their own profession to suffer pathologies [1, 2], some of which can become chronic and even cause the surgeon's withdrawal, if they are not treated [3, 4]. This fatigue, discomfort or pain can occur during or after an operation, although there is the possibility of developing it over the years of work, causing a loss of work performance [1]. Ergonomics, has not been a priority for many years in this field, at least, seen from the surgeon's perspective, but, nowadays, it is tired to make advances and improvements in operating room ergonomics so that can enhance the surgeon's experience [2].

Awkward maintained postures, and limited positioning patterns, as well as complex movements during surgery, can cause limiting movement or condition vision [2, 5, 6]. The present study is influenced by the different existing surgical methods, differing the tasks, models and practices for each one. This variety of collected perspectives try to find a common point in order to present similarities through the different operative typologies.

The difference in terms of development of solutions in other industries and in medicine is wide, which is why it is required to enhance and highlight this issue, set out its current deficiencies and

limitations and present results that allow launching new developments for the workplace improvements. Since this document is a systematic - review, its main goal is to be focused on presenting the literature related to ergonomics in surgery that is found in operating rooms today, the main areas that are affected, pathologies that are provoked, and both temporary and permanent consequences, suffered by surgeons when they perform surgery.

2 MATERIAL & METHODS

2.1 Search Strategy and Eligibility criteria

The PRISMA methodology has been chosen to carry out this literature review [7, 8]. A systematic research has been developed in the main free search engine for medical matters: PUBMED (Medline) in April 2021. The search is based on articles which do not exceed 5 years old, that is, only documents published after May 2016 have been administered. To carry out this search, an array for said search engines has been developed, which is based on terminologies already used by other articles on this matter, see [3, 5]. The array has been made as follow: ((“surgery” OR “robotic surgery” OR “open surgery” OR “minimally invasive surgery”) AND (surgeon OR surgeons OR operation OR operations OR operating room)) AND (ergonomics OR posture OR postures OR “musculoskeletal disorder” OR “musculoskeletal disorders” OR “work-related musculoskeletal disorder” OR “work-related musculoskeletal disorders”)) AND (pain OR discomfort OR fatigue).

The criteria for searching has been limited to documents written in English. Full text availability it has been also added as a mandatory. All typologies of surgery have been accepted within the studio, whilst also all articles related with common MSDs in the profession of surgery. The criteria for defining injuries, pain or discomfort are defined by the studies mentioned in this systematic - review, considering them applicable if there are evidences of them in the documentation and this information may be compared with other reports studied.

The quality of the document is given by the PRISMA checklist [8] however, not all the studies fully fulfilled the given criteria. The unsuitable matches has been removed by direct reading of their abstracts by the authors, so that, the statements not related to the topic were eliminated. In addition, certain bibliographic citations have been included to make sense to this article.

2.2 Data Analysis

The data analyzed has been extracted from studies based on or with information related to: ergonomics, WRMD or MSD due to practice of surgery and its conditions, discomfort in surgical specialties, or injuries due to the operative techniques in operating rooms. The data have been treated with a mixed method, quantitative and qualitative, depending on the data to be shown. Several insights detected in the studies have been analyzed in a qualitative scheme. The figures and tables have been developed by extracting data from the references.

2.3 Synthesis and Results presentation

The data has been extracted from their original publications, processed, integrated and synthesized in order to present the main data collected in table format. This presentation shows the most significant results.

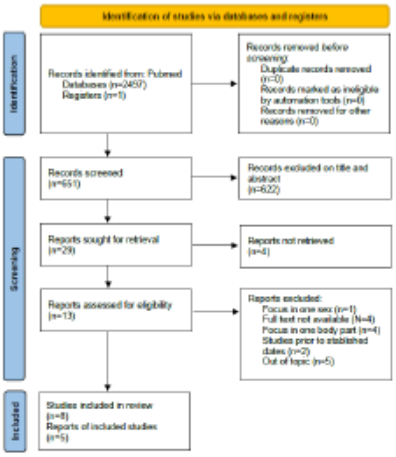


Figure 1: PRISMA Flowchart for selected articles.

3 RESULTS

The bibliographic search was developed between March and April 2021, resulting 2497 articles identified by the search array. After filtering, 651 documents were screened, of which 622 were reviewed by reading the article title and abstract, discarding them for not entering into this article criteria. Of the resulting 29 documents, 1 was focused on female sex, 4 were not accessible for the team of authors, 4 corresponded to a specific body part of the surgeon, 2 were discarded despite being published within the established dates due to their information was prior to this dates, finally, 5 were erased for not containing information related with the topic treated. As a result, 13 documents were included in this article, 8 of which are systematic reviews while 5 can be considered as specific studies of an operative typology. The following Figure 1 shows the PRISMA flowchart.

The following Table 1 shows the selected articles and present a brief review of its findings.

4 DISCUSSION

WRMDs are directly related with the surgical practice [6], in open surgery, this is reported in 94% of surgeons [9] of them Laparoscopic surgeons up to 100% [9], 74% [1] or 87% [12] depending the speciality, for much lower rates in robotic surgery such as % shown for cervical pain [1]. According the data collected surgeons, between 68% [3] to 80% [11] suffer from WRMDs. Other studies have shown 71% of surgeons with pain and fatigue [3], whilst another reported 87% in fatigue/strain/injury performing surgery [1].

Table 1: Summary of study analysis and its findings

Authors	Title	Typology	Findings
Catanzarite. T. 2018. [9]	Ergonomics in Surgery: A Review.	Review	-Open surgery: surgeon discomfort report up to 94%. Main discomfort areas, hands, arms, neck, low back and shoulders due to working around others, footswitches and other devices, illumination, awkward postures. Surveys: 35.6% of the respondents reported that continue working despite de pain. Just 19% reported the injuries to their institution. WRMD are related with productivity. -Laparoscopy surgery: It is reported up to 100% of Musculoskeletal injuries. The most common affected areas: neck, back, shoulders, elbow and wrist. -Robotic surgery: WMSDs reported between 23% and 80%, although is associated with less pain in the common areas as the other typologies, it is also associated with finger pain and eye strain. Only 17% receive ergonomic training.
Epstein. S. 2018. [10]	Prevalence of Work-Related Musculoskeletal Disorders Among Surgeons and Interventionalists: A Systematic Review and Meta-analysis.	Review	-Most common physicians MSDs: cervical spine disease, rotator cuff, degenerative lumbar spine, carpal tunnel syndrome. -Prevalence of MDs may cause a intervention, or early retirement. -WRMD reported for the neck, shoulder, back and upper extremity 65%, 52%, 59% and 39% respectively. -The 12% of physicians with MSDs, require a leave of absence, practice restriction or modification, or early retirement. -Study report a demand of ergonomics education.
Lavé. A. 2020. [11]	Ergonomics and musculoskeletal disorders in neurosurgery: a systematic review.	Review	-Surveys points to principal complaints in surgeons: low back pain 62%, neck pain 59% and shoulder pain 49%. The 80% of the surgeons suffer from musculoskeletal problems. -Other related areas: leg pain with radiculopathy 31%, finger pain 31%, elbow pain 28% and nek pain with radiculapthy 28%.
Zahiri. H. 2019. [1]	Musculoskeletal Disorders in Minimally Invasive Surgery.	Specific study	-MIS surgeons maintain more erect posture in head, neck, and axial spine, but they are limited in motion than open surgery surgeons. -High rates of fatigue/strain/injury up to 87% in laparoscopic surgery. Reported 74% physical complaints among laparoscopic surgeons. -Less mental and physical ergonomic demands of robotic surgery vs laparoscopy. -41.2% MDs in cervical spine and upper limbs for robotic surgeons.
Schlussel. A. 2019. [2]	Ergonomics and Musculoskeletal Health of the Surgeon.	Specific study	-MIS surgeons tend to maintain static posture, these operations require less back flexion, and as a result, muscular strain and fatigue appeared. -Upright position places an intermediate amount of compression on the spinal column, which results in back pain. It can be reduced with training of the deep trunk muscles. -MIS surgeons report WRMDs related with their approach. -The 9% are aware of any recommendations in order to prevent WRMD, only the 3% apply measures. -Microbreaks did not increase the surgery duration, or cause any distraction. It has been reported 34% improvement in mental focus and 57% in physical performance.
Lakhiani. C. 2018. [12]	Ergonomics in microsurgery.	Specific study	-Laparoscopic, ophthalmic and general surgeons, reported MDs in the neck and shoulders up to 87%. -Otolaryngology reported 72% of back and neck pain. -The 84% of orthopedic surgeons relate MD symptoms during work.
Vijay. R. 2019. [13]	Ergonomics in endoscopic sinus surgery.	Specific study	-A guideline is defined to avoid pain in head, neck and shoulders due to monitors and other surgical devices. It is highlighted the importance of regulations according the intervention. -It is reported that surgeons who use headlights suffer from pain and numbness in neck and upper extremities.

Alhusuny.A.. 2020. [6]	Neck/Shoulder Problems and Visual Disturbances Among Surgeons: A Scoping Review.	Review	-Prevalence of physical problems among surgeons, in laparoscopic, robotic and endoscopy surgery. - Strain, pain, discomfort experienced in surgeons in main areas: neck, shoulder, lower back, fingers, wrist, arms, head and feet. -Severity of neck/shoulder problems and visual disturbances.
Allebas. C. 2017. [4]	Prevalence of Musculoskeletal Disorders Among Surgeons Performing Minimally Invasive Surgery: A Systematic Review.	Review	-Risk factor: female surgeons more likely to receive treatment. -Highlight the "one size" laparoscopic instruments, handles con be less comfortable for different surgeons. -Experienced surgeons report more complaints, junior surgeons pay less attention to their posture operating.
Dalager. T. 2017. [5]	Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review.	Review	-The text reports a high activity of the biceps brachii and triceps muscle in laparoscopy vs robotic surgery, as well as, higher trapezius and erector spinae muscular activity. -Upper back may be more exposed during laparoscopy while neck seemed is more exposed during robotic surgery.
Dalager. T. 2017. [14]	Ergonomics in the Development and Prevention of Musculoskeletal Injury in Interventional Radiologists.	Specific study	-Different articles report: Up to 80% of radiologist reports discomfort in neck, shoulders and back. -Cervical spine problems, and high prevalence of spinal injuries could be developed. -The 28% report complaints in hip, knee or ankle problems.
Wee.I. 2020. [15]	A systematic review of the true benefit of robotic surgery: Ergonomics.	Review	-Robotic surgery might be less stressful, decrease workload in biceps and flexor carpi ulnaris compared with laparoscopy. -Physical discomfort is lower (8.3%) vs laparoscopic, 55.4%, and open surgery, 36.4%. -Robotic surgery has higher eye pain and finger injuries, comparing with open and laparoscopic surgery. -Surveys report: The commonest are of discomfort is the neck and back, 52.1% for open surgery, shoulders 41.9% for laparoscopic surgery, neck and fingers, 28%, for robotic surgery. -Greater severity in physical symptoms, pain, in open an laparoscopic surgeons vs robotic surgery. -Open surgery associated with back pain, laparoscopic affected the back and shoulders, robotic surgeons suffer from neck discomfort. -Studies reported experienced surgeons prefer robotic surgeries as a strategy to reduce strain, 62%.
Stucky. C. 2018. [3]	Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics.	Review	-The 68% of the surgeons reports generalized pain. The 71% report fatigue during an operation. The 37% suffer from numbness during surgery. The 45% reports stiffness after operating. -It is reported pain in back, the 50%, neck, the 48% and arm or shoulder, the 43%. -Numbness and Stiffness are common in MIS and Open surgeons

Posture is a key factor for the development of pathologies. MIS surgeons maintain a more erect and limited position in head, neck and axial spine than open surgeons [1] and this maintained posture causes strain y fatigue [2] It seems that the back is more exposed to suffering from MDs, it has been measured a greater activity in biceps and triceps in this methodologies [5] that favors the fatigue of the arms and the strain in shoulders.

The Main discomfort areas: arms, neck, low back and shoulders are similar in the field of surgery [3, 10, 11, 14]. Others are reported to a lesser extent: spine diseases, or rotator cuff, carpal tunnel

syndrome [10] or radiculopathy, finger or elbow pain and nek pain with radiculapthy [11], also hip, knee or ankle [14] are reported.

Robotic surgery can be considered the least harmful, as shown in [9, 15], in addition to requiring less physical and mental effort than other typologies [1, 15] the main areas of pain turn out to be: neck [5] and fingers, 28% [15]. It is also associated with eye strain [9]. Open surgery is related with back pain, the commonest discomfort is located in neck and back with a 52.1% [15]. MIS is associated with back and shoulders discomfort with a 41.9% [15]. It has been noticed that numbness and stiffness are common in MIS and Open surgeons [3, 13].

Regarding ergonomics, previous experience is a key factor to avoid WRMD in all surgery typologies[15] , although improvements in education are requested, at least in robotic surgery [10], in which low rate of surgeons receive ergonomic training [9] besides, the surgical ergonomic phenomenon receives few attention through media and institutions [2, 9]. Failure to treat MD may lead to intervention or premature withdrawal [10].

Microbreaks during a surgery could suppose an improvement in the performance without affecting the surgery [2] The developed guidelines or practice such as [2, 13] should be taken into account in order to avoid pain and discomfort.

4.1 Limitations

The imposed time limitation of 5 years, imply constraints as the number of potentially applicable articles. It can be found a clear tendency in the latest published studies in favor of laparoscopic surgery and its ergonomics, obtaining less valuable data and verifiable values for conventional surgery and robotic surgery. Additionally, an investigation carried out with a greater number of search engines could provide a greater amount of data, results are subject to search engine limitations. The ability to synthesize the results done by the authors, an error when filtering the results can cause a slight distortion in the results obtained.

4.2 Future directions

It is evident the great work that remains to be done in this field, where surgeons must live daily with pain, fatigue and discomfort. The preventive methods will always be used as a priority to avoid related pathologies, for instance, ergonomic training and postural study through video analysis is a common strategy to perform improvements for surgeons and his work team, it is also common breaks during surgery [12]. But these preventive methods should be complemented. In this sense, upcoming investigations, can suppose a great advance: redesign of surgical chairs and supports, instrumentation and its positioning, operating table modularity [13], or the positioning of the peripherals necessary to perform a surgery, such as: lights, or auxiliary elements which can facilitate the surgeon's work [13, 14]. The study and application of these new trends in surgery are destinated to transform the way in which it is operated and the surgeons' wellfare who perform it.

5 CONCLUSIONS

This systematic review and meta-analysis summarizes the pathologies caused by the practice of surgical activity within an operating room. Many surgeons, as well as their team or assistants, experience discomfort, fatigue or pain caused as a result of performing an operation. This practice is related to certain symptoms that have been actively studied in recent years: Generalized pain, neck, shoulders, back, and upper arms, even eye strain, numbness and stiffness. Given that the current trend is to perform Minimally Invasive Surgery (MIS), most of the data found refer to the ailments produced by this type of operation, therefore the data collected shows a clear tendency to surgeons who practice this type of operative technique suffer from greater WRMD compared to Open Surgery. It is common that surgeons suffering from MSD, despite knowing the problem, do not usually seek professional attention. Although there are preventive actions, such as trainings and educational improvements in terms of postural work of the surgeon, actions are applied in a percentage which may be considered low. Failure to treat fatigue, discomfort or pain can cause a pathology in the surgeon associated with his work. Promoting new ergonomic developments within the operating room, and enhancing prevention methods and education in this area, should produce a significant improvement on professionals in surgical field.

5.1 Disclosures

None of the authors have any conflict of interest or financial ties to disclose from the application of this research.

ACKNOWLEDGMENTS

On behalf of the authors, express gratitude at University of Salamanca for the support shown in this research.

REFERENCES

[1] H. Reza Zahiri, Alex Addo, and Adrian E. Park. 2019. Musculoskeletal Disorders in Minimally Invasive Surgery. *Advances in Surgery 53*, 209–220. DOI:https://doi.org/10.1016/j.yasu.2019.04.020

[2] Andrew T. Schlussel and Justin A. Maykel. 2019. Ergonomics and Musculoskeletal Health of the Surgeon. *Clin. Colon Rectal Surg.* 32, 6 (2019), 424–434. DOI:https://doi.org/10.1055/s-0039-1693026

[3] Chee Chee H. Stucky, Kate D. Cromwell, Rachel K. Voss, Yi Ju Chiang, Karin Woodman, Jeffrey E. Lee, and Janice N. Cormier. 2018. Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. *Annals of Medicine and Surgery 27*, 1–8. DOI:https://doi.org/10.1016/j.amsu.2017.12.013

[4] Chantal C.J. Alleblas, Anne Marie De Man, Lukas Van Den Haak, Mark E. Vierhout, Frank Willem Jansen, and Theodoor E. Nieboer. 2017. Prevalence of Musculoskeletal Disorders among Surgeons Performing Minimally Invasive Surgery. *Annals of Surgery 266*, 905–920. DOI:https://doi.org/10.1097/SLA.0000000000002223

[5] Tina Dalager, Karen Søgaard, Katrine Tholstrup Bech, Ole Mogensen, and Pernille Tine Jensen. 2017. Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review. *Surg. Endosc.* 31, 2 (February 2017), 516–526. DOI:https://doi.org/10.1007/s00464-016-5020-9

[6] Ameer Alhusuny, Margaret Cook, Akram Khalil, Yanfei Xie, and Venerina Johnston. 2020. Neck/Shoulder Problems and Visual Disturbances Among Surgeons: A Scoping Review. *Journal of Surgical Research 247*, 413–428. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jss.2019.09.064

[7] David Moher, Alessandro Liberati, Jennifer Tetzlaff, Douglas G. Altman, Doug Altman, Gerd Antes, David Atkins, Virginia Barbour, Nick Barrowman, Jesse A. Berlin, Jocalyn Clark, Mike Clarke, Deborah Cook, Roberto D'Amico, Jonathan J. Deeks, P. J. Devereaux, Kay Dickersin, Matthias Egger, Edzard Ernst, Peter C. Gøtzsche, Jeremy Grimshaw, Gordon Guyatt, Julian Higgins, John P.A. Ioannidis, Jos Kleijnen, Tom Lang, Nicola Magrini, David McNamee, Lorenzo Moja, Cynthia Mulrow, Maryann Napoli, Andy Oxman, Bã Pham, Drummond Rennie, Margaret Sampson, Kenneth F. Schulz, Paul G. Shekelle, David Tovey, and Peter Tugwell. 2009. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *PLoS Medicine 6*, e1000097. DOI:https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097

[8] PRISMA 2020 Checklist Section and Topic Item # Checklist item Location where item is reported TITLE Title 1 Identify the report as a systematic review. DOI:https://doi.org/10.1136/bmj.n71

[9] Tatiana Catanzarite, Jasmine Tan-Kim, Emily L. Whitcomb, and Shawn Menefee. 2018. Ergonomics in Surgery: A Review. *Female Pelvic Medicine and Reconstructive Surgery 24*, 1–12. DOI:https://doi.org/10.1097/SPV.0000000000000456

[10] Sherise Epstein, Emily H. Sparer, Bao N. Tran, Qing Z. Ruan, Jack T. Dennerlein, Dhruv Singhal, and Bernard T. Lee. 2018. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among surgeons and interventionalists: A systematic review and meta-analysis. *JAMA Surg.* 153, 2 (February 2018). DOI:https://doi.org/10.1001/jamasurg.2017.4947

[11] Alexandre Lavé, Renato Gondar, Andreas K. Demetriades, and Torstein R. Meling. 2020. Ergonomics and musculoskeletal disorders in neurosurgery: a systematic review. *Acta Neurochir. (Wien).* 162, 9 (September 2020), 2213–2220. DOI:https://doi.org/10.1007/s00701-020-04494-4

[12] Chrisovalantis Lakhiani, Sean M. Fisher, David E. Janhofer, and David H. Song. 2018. Ergonomics in microsurgery. *Journal of Surgical Oncology 118*, 840–844. DOI:https://doi.org/10.1002/jso.25197

[13] Vijay R. Ramakrishnan and Paul N. Montero. 2013. Ergonomic Considerations in Endoscopic Sinus Surgery: Lessons Learned from Laparoscopic Surgeons. *Am. J. Rhinol. Allergy* 27, 3 (May 2013), 245–250. DOI:https://doi.org/10.2500/ajra.2013.27.3872

[14] Jamaal L. Benjamin and Quinn C. Meisinger. 2018. Ergonomics in the Development and Prevention of Musculoskeletal Injury in Interventional Radiologists. *Tech. Vasc. Interv. Radiol.* 21, 1 (March 2018), 16. DOI:https://doi.org/10.1053/j.tvir.2017.12.004

[15] Ian Jun Yan Wee, Li Jen Kuo, and James Chi Yong Ngu. 2020. A systematic review of the true benefit of robotic surgery: Ergonomics. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery 16*. DOI:https://doi.org/10.1002/rcs.2113

Anexo III

Analysis of ergonomic aspects in the surgery field: Surgeons´ appraisals

En este documento se presentan los resultados de una encuesta realizada en el año 2021 entre cirujanos de hospitales Españoles. A través de un cuestionario realizado por el equipo del documento, y revisado por cirujanos expertos, se plantea las limitaciones que se encuentran en su trabajo, puntualizando especialmente en las zonas que sufren más durante la realización de su trabajo, además de obtener datos de extremo interés, como el caso de tener un 48% de encuestados que deben recibir atención eventual ante los problemas debidos a la realización de su trabajo en quirófano, así cómo el 8% que recurre de forma habitual a especialistas para aliviar sus dolores, o molestias debido a su actividad. Por último, también se pregunta por los objetos que pueden encontrarse dentro de una sala de operaciones, como sillas quirúrgicas o herramientas de laparoscopia, con objeto de obtener una opinión directa de su uso y criterio ergonómico de los propios usuarios. Los resultados obtenidos, muestran de nuevo que espalda y hombros son las zonas más afectadas por el desarrollo de su actividad.



Analysis of Ergonomic Aspects in the Surgery Field: Surgeons' Appraisals

Jaime Solleiro Rodríguez[1(✉)], Juan A. Juanes Méndez[2], and Fernando Blaya Haro[3]

[1] University of Salamanca, 37008 Salamanca, Spain
jaimesolleiro@gmail.com
[2] VisualMed Systems, University of Salamanca, 37008 Salamanca, Spain
jajm@usal.es
[3] Analysis and Optical Characterization of Materials, Polytechnic University of Madrid, 28012 Madrid, Spain
Fernando.blaya@upm.es

Abstract. Many studies have specifically addressed work-related musculoskeletal disorders and musculoskeletal injuries associated with surgery. These are caused by the postures imposed by the positioning of the patient, usually, maintained or forced postures, which cause a high percentage of surgeons to suffer pain or discomfort during surgery, generating ailments derived from this. To ascertain the ergonomic risks that surgeons face in an operating room. A survey has been developed within Spanish territory. 96.9% of the surgeons surveyed consider that the ailments are caused by posture adopted during the operation. The neck, 38%, the back, 53%, and the shoulders, 33%, are the parts of the body that suffer most, and for which they suffer high degrees of pain. This fact is common in the different types of operation, regardless of its specialization. Work-related musculoskeletal disorders are common among surgeons. Pathologies developed from the duties involved, are closely related to performance at work.

Keywords: Survey · surgery · work-related musculoskeletal disorders

1 Introduction

If a search is carried out regarding the definition of ergonomics, it is possible to find the following quotation, corresponding to ISO 11228-1:2003 standard: "Ergonomics is the discipline that deals with the interactions between human beings and work elements, to apply theory, principles, data and method to design in workplaces, in order to optimize the well-being of the human being and the overall result of the system" [1] This concept is also related to the design and optimization of worker well-being and performance within the system itself [2].

Ergonomics is applicable to surgical practice, as a static and dynamic posture is recognized as possibly leading to fatigue and discomfort [3, 4]. In this sense, it is well known that due to the different duties involved for a surgeon, their employment is considered as

© The Author(s), under exclusive license to Springer Nature Singapore Pte Ltd. 2023
F. J. García-Peñalvo and A. García-Holgado (Eds.): TEEM 2022, LNET, pp. 192–200, 2023.
https://doi.org/10.1007/978-981-99-0942-1_19

high risk within Work Related Musculoskeletal Disorders (WMSD) and Muskuloskeletal Disorders (MD) [5, 6]. Usually different methods of postural analysis, such as RULA, OWAS or REBA, are used when studying the job role [7–9] as well as, motion capture through sensor tracking systems [10, 11] and video analysis [12]. However, this systematic methodology can be complemented by other means of data collection, such as observation, expert judgment, or questionnaires.

Over the years, different studies have addressed this issue, generally focusing on a specific type of surgery [10, 13–16]. This report shows the outcomes obtained from a survey launched in February 2021 regarding ergonomics in the operating room (OR), and specifically, of elements such as: surgical furniture, visualization systems and instruments, which are used during surgery in the operating room.

This study aims to show surgeons' opinions of different surgical fields regarding their daily activity in operating rooms, relating to the posture they adapt in each procedure and the possible consequences, discomfort or repercussions of pathologies that derive from their anatomical position during their surgeries.

2 Material and Methods

The completion of this report focuses on the display of results obtained in a survey carried out among surgeons for two months throughout the national territory of Spain. The sample data has been obtained from surgeons from thirteen Autonomous Communities and twenty-five provinces of Spain, which has allowed for collecting data from different disciplines, as well as diversity in the data collected, due to the different provenance and surgical fields covered in the survey.

For the drafting of the survey, collaborators on the subject and expert doctors have been taken into consideration, together with studies carried out previously [14, 15, 17], and meta-analysis in this field [18, 19], always focusing on the subject from a surgical point of view. Some of the questions, based on previous studies [4, 14, 15, 17, 20] have been altered, expanded, or reformulated according to the current surgical situation, as well as being modified to address the issue from a broader spectrum, in order to gather as many opinions as possible.

After a first draft of the survey was completed, it was presented to an expert surgeon opinion group, who were used to conducting surgical operations in different fields. On the questions asked, this group proposed some improvements and changes. The survey was expanded and consisted of thirty-two questions, which were divided into nine sections which make up the body of the questionnaire.

- The first section deals with the respondent's data, demographics, and surgical specialty.
- The second section focuses on operating technique.
- The third section refers to ergonomic posture during an operation.
- The following sections are related to common work elements in an operating room and are directly linked to ergonomics. Such as: Operating table, foot activation pedals. Surgical instrumentation, operating chair and display devices.
- Lastly, an open-ended comments section was created, where the respondent could freely remark, with the objective of providing any other information that was considered important and was not included in the questions.

Multiple question formats have been developed to obtain different kinds of data. There are yes/no type questions "do you use any form of chair when operating?" Other questions are multiple choice, quantitative, as well as, open-ended responses, in a short/long format depending on the complexity of the response.

The information collected also includes sociodemographic data, age and gender and work data, such as: surgical specialty, weekly hours dedicated to surgeries, frequency with which the respondent operates, techniques used, in addition to questions of a general nature within the surgical field, such as: work conditions or opinions related to improving ergonomics of the job role.

2.1 Tools

The questionnaire was created online using Google Forms tool.

2.2 Sample

This questionnaire was sent to 304 public and private hospitals of the 837 registered in Spain. This list has been obtained directly from the Ministry of Health, Consumer Affairs and Social Welfare, which publishes the list of hospitals on Spanish territory recognized as such. The latest version published, in 2020, was used for this report.

2.3 Exclusions

The method used for delivery has been direct online contact with the hospital head office provided by the Ministry, within this list are hospitals without surgical practices, such as centers for mental health, or long-stay hospitals. Similarly, all those hospitals with fewer than twenty-five beds have been omitted, as well as those without contact information. Of the 304 hospitals to which information was sent, there is evidence that the survey reached 196. The scope was 23.4% of the whole.

2.4 Data Processing

Regarding data processing, a file compatible with the Excel spreadsheet program has been extracted, through which the data has been processed. This Data has been analyzed using the Statistical Package for Social Science for Windows version 25.0, (SPSS Inc.) and only valid percentages were used. A logistic regression model was used in order to identify and represent crucial values. The graphs generated in this report have been generated by means of cross-references and dynamic graphs.

3 Results

The sample group is made up of 131 responses received in the questionnaire. They are all surgeons with operating room experience, spread over 17 different specialties. The results are made up of by 46.9% men and 52.3% women, the remaining percentage has

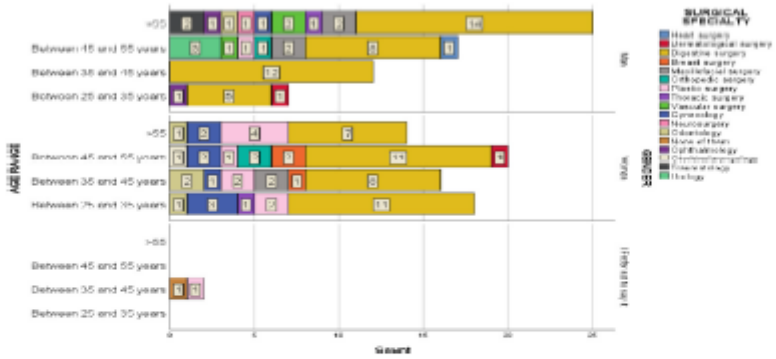


Fig. 1. Relationship among gender, age range and surgical specialty.

preferred not to give this information. The following Fig. 1 shows the distribution by gender, age range and surgical specialty.

It can be inferred that the majority of the surgeons surveyed, 83.3%, spends more than 4 h a week performing surgical interventions, with an average time of between one and two hours per intervention, 41.5%, and between 2 and 3 h for the 30.8% of surgeons. This practice usually being repeated twice weekly, in a 40.5% of the cases and over 3 times per week for a 27.8%. This data enables us to obtain a frequency of the surgeries performed and the weekly workload.

3.1 Posture vs Tipology of Surgery

The 97.6% of those surveyed claim that the position when operating can be uncomfortable or even painful. In case of this study, the upright position is the option mostly chosen by the respondents.

In addition to repetitiveness in the process, a determining factor in dealing with ergonomics is the posture maintained and its relationship to WMSDs. 80.2% of the surgeons claim to suffer forced postures during surgery and up to 73% have reported loss of balance due a maintained posture. 79,4% claim they have suffered discomfort, fatigue or some type of ailment during or after surgery and that this has caused 48% of them to visit a specialist occasionally to treat their ailments, 8% report having done it regularly. It is worth noting that this data is mostly provided by professionals who perform endoscopies and open surgery.

The following Fig. 2 quantifies the main areas in which pain, discomfort or fatigue caused by posture usually occur, and grades them from 1 to 5, 1 being very low and 5 a very high level of pain, discomfort or fatigue:

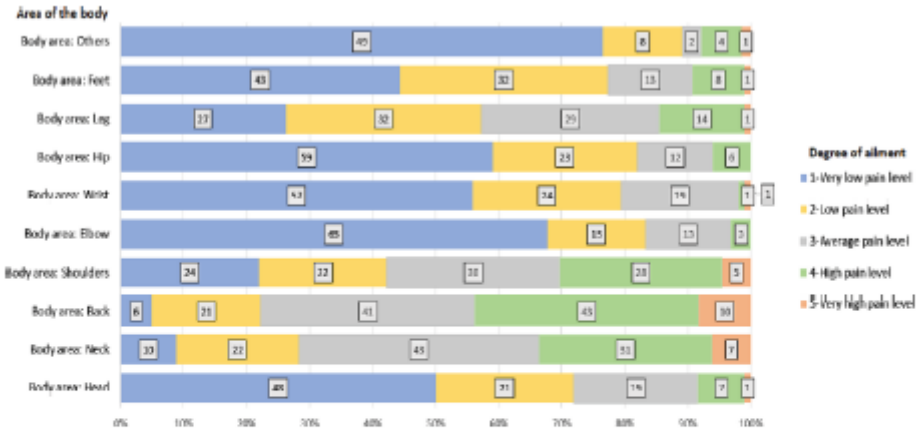


Fig. 2. Degree of ailment by area of the body.

Through these results, it can be identified that: the neck, 31% with a high level of pain, the back, with 43%, and to a lesser extent the shoulders, with 28%, are the points that require greater attention when presenting new ergonomic solutions.

3.2 OR Elements: Surgeons' Appraisals

3.2.1 Operating Table

The 80.2% consider there is a lack of regulations regarding the preparation of the patient. Additionally, 80.3% consider that on some occasions the range of height available on the operating table has been inadequate, although generically, 65% of those surveyed consider that the range of heights is adequate. Of 65 of those surveyed, 51.2%, have required booster seats to achieve the necessary height to operate, and additionally, another 23.6% have needed one occasionally.

3.2.2 Foot Activation Pedals

Opinions on foot activation pedals are quite divided; 51.2% do not consider using them comfortable, compared to the 48.8% who do. Their use is mainly focused towards diathermy, with 67.3% of responses in this area. 69.4% do not consider that they suffer pain using foot pedals.

3.2.3 Instrumental

Many respondents claim suffering paresthesia from maintained posture; 66.9% of those surveyed stating that it has happened frequently during surgery, along with 18.9% stating that it happens occasionally. In addition, 59.5% frequently and 15.9% occasionally suffer paresthesia in fingers during an operation. There is little data collected which finds fault with the utensils currently used.

25.4% state that they never feel pain in the palm of their hand when using instruments, followed by 56.3% who state that this rarely happens to them. By the same token,

something similar occurred when enquiring about joint pains in the wrist, where 30.7% of the sample group state that they have never had pain in that area, followed by 53.5% to whom it happens rarely.

The main concern lies in the grips. 84.8% of those surveyed consider that an improvement in grip can lead to an improvement in their work performance.

3.2.4 Operating Chairs

Regarding the operating chair, given that 53.6% of the people sampled do not use an operating chair regularly, respondent data has been filtered in order to obtain figures that are more accurate. As a result, we have a sample of 60 people, 55% of whom consider that their chair type does not meet the requirements necessary in performing surgery, whilst the remaining 45% consider that it does.

When asking for a grading on the degree of average well-being, this rates in 42.4% among those surveyed. It is revealing to find extreme opinions, there being a clear tendency to be dissatisfied with the equipment.

When asked about additional chair devices/accessories which support or rest some parts of the body, such as elbows or forearms during an intervention, 51.5% of the sample group consider that they are useful, with 41.1% of respondents saying they do not require them, whilst only 7.8% consider them expendable.

3.2.5 Display Devices

Where display devices are concerned, the respondents require an average of two monitors when performing surgery and that these monitors do not affect when performing their task, with only 4% showing an opinion regarding a high obstruction.

Regarding their positioning, when asked about monitor height/positioning and possible neck pain produced when looking at them, the data shows that almost half of those surveyed (46.3%), do not suffer from neck pain when changing focus from an operating position to a view of the monitor. 22.8% have suffered it occasionally and 30.9% do not consider having suffered pain in this regard. This is due to monitors in most cases being close to the visual field of the surgeon and assistants, an ergonomic principle which is applied whenever possible. 34.7% suffer visual fatigue from this, while 26.6% do occasionally. It is necessary at this point to clarify that the positioning and distance from the surgeon and the type of surgery are greatly affected when obtaining this figure. There seems to be a clear tendency in their performance being affected by visual fatigue when looking at monitors, since 87.1% support this statement, whilst 9.7% state they do not know if this is a factor or not.

4 Discussion

Carrying out a complete review of the results, evidence has been found that static postures and forced postures, an 80.2% of the sample confirm that, these cause WRMD. This research has achieved high figures of discomfort and pain, mostly in: the neck, where 38% of the respondents are in pain (31% At high level and 7% At very high level), in the back where 53% of the surveyed show pain (43% At high level and 10% At very

high level) and shoulders with 33% (28% At high level and 5% At very high level). Comparatively, other studies show that: 62% felt pain caused by surgical intervention in pediatric otolaryngology. The most affected areas are 59.7% neck, followed by 56.5% back, and 19.4% hands and wrist [4]. Bariatric surgeons attribute 66% of having had pain or discomfort due to surgery, the back and shoulders being the areas mostly affected with 58.4%, 40.59% hands and wrists, just as 69.2% suffered from neck pain because of robotic surgery [15]. In studies referring to gastrointestinal or oncology surgery, as well as, gynaecologists and urologists, lower figures are obtained, 39.5% with neck pain, 34.9% in the spine muscle and 18.9% in the deltoid muscle [17]. There are interesting comparative studies, where the figures reached can be verified with more generic data, presenting fluctuation between 35.2% and 82.9% of neck pain according to the surgery, 21% and 85% for the back and finally between 37% and 80% for the shoulders, the lowest percentage rate usually being for robotic or general surgery, whereas the highest referred to laparoscopy or open surgery [2, 6]. The outcomes obtained are considered to be aligned with the figures reached in other studies.

Regarding treatment of ailments, the data collected shows that 48% of the respondents require treatment of their ailments occasionally, whilst 8% need it on a regular basis. Other studies reflect that 37.5% [17] and 56.5% receive therapy [4], or use painkillers in 42.9% [14] leading to possible surgery. For gynecological surgery the number reaches 62% among those needing physiotherapy, painkillers and steroid injections [16]. It is a common fact in all studies that surgeons continue working despite the pain caused by their job, with rates always above 90%.

97.6% of the surveyed affirm that the position when operating can be uncomfortable or even painful. Although it is true that there are specific studies on pain attributed to an activity [21], this could occur in surgery due lack of experience or bad practices [4, 13], it has also been reported in studies that surgeons adopt postures due to their preference or training, which can cope with ergonomic principles [4]. Appropriate postures and adequate angles have been studied extensively in other researches [10], as well as integrating small breaks throughout the surgery to mitigate WRMD [22].

5 Conclusions

In conclusion, 97.6% of the sample group used in this study stated that ergonomic improvements are necessary in the operating room. It is revealing that 100% of the respondents consider that ergonomic improvements and enhancements of good practices within the operating room can benefit their own performance.

These percentages, serve to demonstrate the profound need that exists in this sector regarding improvements in its equipment. The close relationship between posture and ergonomic improvement associated with the job role is also clear, and that this must be addressed, with new solutions being presented in the said matter.

Acknowledgements. This article would not have been possible without the surgeons who anonymously contributed their experiences and impressions to carry out this article.

References

1. ISO 11228-1:2003 Ergonomics – Manual handling – Part 1: Lift... https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/iso?c=026520. Accessed 19 Mar 2022
2. Catanzarite, T., Tan-Kim, J., Whitcomb, E.L., Menefee, S.: Ergonomics in surgery: a review. Female Pelvic Med. Reconstr. Surg. **24**, 1–12 (2018). https://doi.org/10.1097/SPV.0000000000000456
3. Dalager, T., Søgaard, K., Bech, K.T., Mogensen, O., Jensen, P.T.: Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review. Surg. Endosc. **31**(2), 516–526 (2016). https://doi.org/10.1007/s00464-016-5020-9
4. Cavanagh, J., Brake, M., Kearns, D., Hong, P.: Work environment discomfort and injury: an ergonomic survey study of the American Society of Pediatric Otolaryngology members. Am. J. Otolaryngol. - Head Neck Med. Surg. **33**, 441–446 (2012). https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2011.10.022
5. Singh, R., et al.: Effect of chair types on work-related musculoskeletal discomfort during vaginal surgery. Am. J. Obstetr. Gynecol. 648.e1–648.e9 (2016). https://doi.org/10.1016/j.ajog.2016.06.016. Mosby Inc.
6. Alleblas, C.C.J., De Man, A.M., Van Den Haak, L., Vierhout, M.E., Jansen, F.W., Nieboer, T.E.: Prevalence of musculoskeletal disorders among surgeons performing minimally invasive surgery. Ann. Surg. **266**, 905–920 (2017). https://doi.org/10.1097/SLA.0000000000002223
7. Dalager, T., et al.: Surgeons' muscle load during robotic-assisted laparoscopy performed with a regular office chair and the preferred of two ergonomic chairs: a pilot study. Appl. Ergon. **78**, 286–292 (2019). https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.03.016
8. Bazazan, A., Dianat, I., Feizollahi, N., Mombeini, Z., Shirazi, A.M., Castellucci, H.I.: Effect of a posture correction–based intervention on musculoskeletal symptoms and fatigue among control room operators. Appl. Ergon. **76**, 12–19 (2019). https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.11.008
9. Al Madani, D., Dababneh, A.: Rapid entire body assessment: a literature review. Am. J. Eng. Appl. Sci. **9**, 107–118 (2016). https://doi.org/10.3844/ajeassp.2016.107.118
10. Yu, D., et al.: Intraoperative workload in robotic surgery assessed by wearable motion tracking sensors and questionnaires. Surg. Endosc. **31**(2), 877–886 (2016). https://doi.org/10.1007/s00464-016-5047-y
11. Wang, R., Liang, Z., Zihni, A.M., Ray, S., Awad, M.M.: Which causes more ergonomic stress: laparoscopic or open surgery? Surg. Endosc. **31**(8), 3286–3290 (2016). https://doi.org/10.1007/s00464-016-5360-5
12. Cardenas-Trowers, O., Kjellsson, K., Hatch, K.: Ergonomics: making the OR a comfortable place. Int. Urogynecol. J. **29**(7), 1065–1066 (2018). https://doi.org/10.1007/s00192-018-3674-7
13. Aitchison, L.P., Cui, C.K., Arnold, A., Nesbitt-Hawes, E., Abbott, J.: The ergonomics of laparoscopic surgery: a quantitative study of the time and motion of laparoscopic surgeons in live surgical environments. Surg. Endosc. **30**(11), 5068–5076 (2016). https://doi.org/10.1007/s00464-016-4855-4
14. Gadjradj, P.S., Ogenio, K., Voigt, I., Harhangi, B.S.: Ergonomics and related physical symptoms among neurosurgeons. World Neurosurg **134**, e432–e441 (2020). https://doi.org/10.1016/j.wneu.2019.10.093
15. AlSabah, S., Al Haddad, E., Khwaja, H.: The prevalence of musculoskeletal injuries in bariatric surgeons. Surg. Endosc. **33**(6), 1818–1827 (2018). https://doi.org/10.1007/s00464-018-6460-1
16. Hignett, S., Gyi, D., Calkins, L., Jones, L., Moss, E.: Human factors evaluation of surgeons' working positions for gynecologic minimal access surgery. J. Minim. Invasive Gynecol. **24**, 1177–1183 (2017). https://doi.org/10.1016/j.jmig.2017.07.011

17. Janki, S., Mulder, E.E.A.P., IJzermans, J.N.M., Tran, T.C.K.: Ergonomics in the operating room. Surg. Endosc. **31**(6), 2457–2466 (2016). https://doi.org/10.1007/s00464-016-5247-5
18. Valdez, R.S., McGuire, K.M., Rivera, A.J.: Qualitative ergonomics/human factors research in health care: current state and future directions. Appl. Ergon. **62**, 43–71 (2017). https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.01.016
19. Stucky, C.C.H., et al.: Surgeon symptoms, strain, and selections: systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. Ann. Med. Surg. **27**, 1–8 (2018). https://doi.org/10.1016/j.amsu.2017.12.013
20. Wauben, L.S.G.L., Van Veelen, M.A., Gossot, D., Goossens, R.H.M.: Application of ergonomic guidelines during minimally invasive surgery: a questionnaire survey of 284 surgeons. Surg. Endosc. Interv. Tech. **20**, 1268–1274 (2006). https://doi.org/10.1007/s00464-005-0647-y
21. Pedro, P.S., Blaya, F., D'Amato, R., Juanes, J.A., Morales, L.T.G., Montes, J.A.R.: Geometric model for the postural characterization in the sagital plane of Lumbar Raquis. J. Med. Syst. **43**(5), 1–10 (2019). https://doi.org/10.1007/s10916-019-1249-x
22. Coleman Wood, K.A., Lowndes, B.R., Buus, R.J., Hallbeck, M.S.: Evidence-based intraoperative microbreak activities for reducing musculoskeletal injuries in the operating room. Work **60**, 649–659 (2018). https://doi.org/10.3233/WOR-182772

Revistas

Artículo: Ergonomics appraisals in operating rooms

Autores: J.Solleiro Rodriguez; J.A. Juanes Méndez; F. Blaya Haro

Publicación: Revista Clinics, 79 (2024) 100439. Pp1-5. 1807-5932/© 2024 HCFMUSP.
https://www.elsevier.es/en-revista-clinics-22-articulo-ergonomics-appraisals-in-operating-rooms-S1807593224001169
DOI: 10.1016/j.clinsp.2024.100439

Anexo IV

Ergonomic appraisals in operating rooms

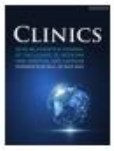
Este artículo original recoge las apreciaciones ergonómicas hechas por cirujanos españoles relativas al material utilizado dentro de un quirófano. Con el objetivo de divulgar y concienciar sobre la importancia de la ergonomía, este grupo de trabajo ha recopilado información de una encuesta realizada previamente, relativa a trastornos musculoesqueléticos asociados al trabajo en cirugía realizada el pasado año 2021, obteniendo comentarios de 131 cirujanos de 17 especialidades distintas. El 80,2% de los cirujanos encuestados han afirmado haber sufrido posturas forzadas durante la operación y 96.9% considera que sus dolencias están provocadas por la postura adoptada durante la operación, lo que puede derivar en el desarrollo de patologías, afectando de forma directa al desempeño de su trabajo y en casos extremos, a una baja laboral o a una retirada prematura de su actividad. Sus comentarios en dispositivos electrónicos, mobiliario quirúrgico e instrumental pueden suponer una mejora para la práctica de la actividad.

Clinics 79 (2024) 100439

CLINICS
OFFICIAL SCIENTIFIC JOURNAL OF FACULDADE DE MEDICINA AND HOSPITAL DAS CLÍNICAS
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - SÃO PAULO, BRAZIL

CLINICS

journal homepage: https://www.journals.elsevier.com/clinics



Original articles

Ergonomics appraisals in operating rooms

Jaime Solleiro Rodríguez [a,*], Juan Antonio Juanes Méndez [b], Fernando Blaya Haro [c]

[a] Doctoral Programme Education in the Knowledge Society, University of Salamanca, Salamanca, Spain
[b] VisualMed Systems, University of Salamanca, Salamanca, Spain
[c] Analysis and Optical Characterisation of Materials, Polytechnic University of Madrid, Madrid, Spain

HIGHLIGHTS

- 100 % of the surgeons surveyed consider that improvements must be made in their work environment.
- Direct appraisals from surgeons about the main components in an operating room can be a valuable source of information for future developments in the field.
- Raise visibility in ergonomics, which may improve surgical conditions.

ARTICLE INFO

Keywords:
Occupational health
General surgery
Ergonomics
Risk
Work

ABSTRACT

This document presents the ergonomic assessments carried out by Spanish surgeons on the materials used within an operating room. With the objective of disseminating and raising awareness of the importance of ergonomics, this working group has compiled information from a previously conducted survey on musculoskeletal disorders associated with surgical work from the year 2022, obtaining feedback from 131 surgeons from 17 distinct specialities. A noteworthy 80.2 % of surveyed surgeons reported having experienced forced postures during surgery, and 96.9 % believe that their physical discomfort is a result of the posture adopted during operations. Such postures can result in the development of pathologies and may have a direct impact on work performance and even in extreme cases, it can lead to sick leave or early retirement. By providing their insights on electronic devices, surgical furniture, and instrumentation, surgeons can help identify areas for improvement in the practice of their profession.

Introduction

Ergonomics in the workplace has rightfully become a prominent topic within occupational diseases, especially in fields where repetitive, monotonous, or maintained tasks are common. This topic has been extensively discussed in the literature, and the common thread among all the fields studied is the need to emphasize that it is a current issue, typically complicated to address due to the numerous contributing factors. In many cases, it must be tailored to the job and the individual. Multiple studies have shown that musculoskeletal disorders related to work are a significant concern,[1-3] and the field of surgery is one of the most affected.[4,5] Throughout 2022, this working group conducted an exhaustive study of the ergonomic conditions experienced by surgeons and staff in an operating room through a national survey. The wealth of data collected demonstrates that professionals in this discipline continue to suffer from work-related musculoskeletal disorders, which can develop into chronic pathologies.

Materials and methods

This observational study focuses on presenting the observations made by surgeons during a survey launched by this team to gather data on postural ergonomics. To this end, a national survey was launched, with respondents from 13 autonomous communities and 25 provinces of the Spanish territory. This is essential to understand the breadth and plurality of responses collected during the survey and the diversity of comments obtained since respondents have been from different fields of specialization and medical disciplines. The origin of the survey from which these data are extracted is based on other studies of this type and previous meta-analyses[6-10] and has used similar questions to other survey models carried out[6-8,11,12] with the exception that they have been reformulated and expanded to fit the topic and current reality, as well as focusing on the ergonomics of the workplace. Prior to its publication, the survey has been reviewed by expert surgeons who, after completing it, have suggested changes to make it more concise in some terms.

*Corresponding author.
E-mail address: jaimesolleiro@gmail.com (J. Solleiro Rodríguez).

https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2024.100439
Received 7 December 2023; Revised 9 June 2024; Accepted 16 June 2024

1807-5932/© 2024 HCFMUSP. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY license (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

The survey is defined by 32 questions, divided into 5 sections and 9 sections:

Section 1: General data of the respondent.
Section 2: Data related to the surgical technique used.
Section 3: Posture during the operation.
Section 4: Common elements in an operating room, specifically:

- Operating table.
- Foot activation pedals.
- Instrumentation.
- Operating chair.
- Display devices.

Section 5: Free comments, where the respondent can provide or give information, they consider on the topic treated.

The collected data includes sociodemographic data, age, gender, and work-related data such as surgical specialty, operating hours, techniques used, working conditions, and ergonomics associated with the position. This work focuses on the Sections 4 and 5, on the free responses obtained in relation to the devices used in an operating room. This study has been designed according to STROBE guidelines.

Tools

The survey form and the comments collected from surgeons were obtained through the use of Google Forms and processed using a spreadsheet compatible with Microsoft Excel. The data were analyzed using Statistical Package for Social Science for Windows version 25.0 (SPSS Inc.). The graphs were generated through cross-referencing with the same software.

Sample

The information was sent to 304 public and private hospitals out of the 837 registered in Spain in 2020. This information was obtained from the Ministry of Health, Consumer Affairs and Social Welfare.

Exclusions

The execution of this study was carried out by direct contact with the addresses provided by the Ministry of Health, Consumer Affairs and Social Welfare. Therefore, there is a possibility, albeit remote, that some emails may not have reached the intended recipients. In addition, hospitals without surgical practices and hospitals with less than 25 beds were excluded from the study. Out of the 304 hospitals contacted, evidence of having received the information was obtained from 196 of them, representing an incidence rate of 23.4 %.

Data processing

The responses in free format have been collected and processed individually so that they have been compiled and generalized according to a criterion of similarity between them.

Results

The responses of 131 surgeons to the questionnaire sent were collected, encompassing 17 different specialties including Cardiology, Dermatology, Digestive System, Breast Surgery, Maxillofacial Surgery, Orthopedic Surgery, Plastic Surgery, Thoracic Surgery, Vascular Surgery, Gynecological Surgery, Neurosurgery, Dentistry, Ophthalmology, Otolaryngology, Traumatology and Urology. This sample had a gender distribution of 46.9 % male, 52.3 % female, and 0.8 % who preferred not to disclose their gender. The age range of respondents was between 25 and 65 years old. The following Table 1 displays the interventions performed by these respondents in terms of the average time dedicated to surgeries, average duration of operations, and frequency of operations carried out throughout a week.

Table 1
Frequency and times related to surgery.

Weekly average in surgical interventions	
< 1-hour	Without results
Between 1 and 2 h	1.6 % (2)
Between 2 and 3 h	2.4 % (3)
Between 3 and 4 h	12.7 % (16)
> 4 h	83.3 % (105)
Average surgery duration	
< 1 hour	14.6 % (19)
Between 1 and 2 h	41.5 % (54)
Between 2 and 3 h	30.8 % (40)
Between 3 and 4 h	12.3 % (16)
> 4 horas	0.8 % (1)
Weekly frequency with which operations are carried out	
< 1 per week	3.2 % (4)
1 per week	11.9 % (15)
2 per week	40.5 % (51)
3 per week	16.7 % (21)
> 3 per week	27.8 % (35)

The data presented in this study allows for the easy identification of surgeons' involvement in these tasks as well as their weekly time dedication to them. It is evident that the vast majority of the sample, 83.3 %, dedicates more than 4 hours per week to being in the operating room, with a majority of surgeries lasting between 1 and 3 h, as observed in 72.3 % of cases.

Regarding preferred operating positions, the following Fig. 1, collects the data categorized by surgical technique versus posture during surgery.

It can be observed that almost 65 % of the sample performs surgeries in an upright standing position. 97.6 % of the respondents stated that the position while operating is uncomfortable or painful. 79.4 % experience discomfort, fatigue, or some type of pain during surgery, with 48 % of them seeking medical attention to treat these discomforts, and only 8 % of them doing so on a regular basis. The most affected areas are the neck, where 31 % of the respondents report a high level of pain, the back with 43 % of the respondents, and 28 % report a high level of pain in the shoulders. Knowing these premises, surgeons have offered the following comments and improvements regarding the devices found in an operating room:

Operating table

- The difference in height between surgeon and assistant can affect the operating table, its adaptation can be complex.
- There are comments referring to elevation range and setup options.
- Operating tables are not well adapted to sitting operations, and they can interfere with other devices.
- Problems for patients in surgical positions when under perineal and laparoscopic surgery have been reported, as well as in surgeries that require the patient to be seated.
- Leg supports and armrests should be improved to gain space in the operating area. Narrower headboards are also needed. All these elements should have better handling, in order to improve maneuverability.
- Protective covers for all items that are visible, such as screws, levers, etc.
- The inclusion of sterilized remote controls to move the table during surgery, if necessary, as well as the possibility of adding photophore lights to the operating area.

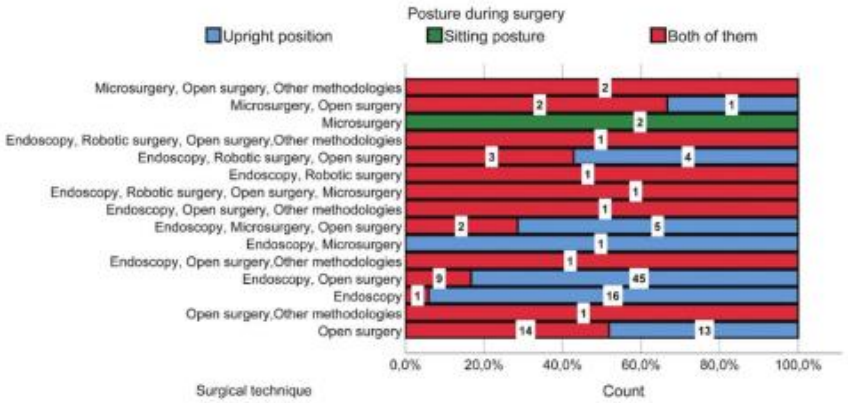


Fig. 1. Surgical technique vs. Posture during surgery.

Foot activation pedals

- The devices are not adapted to the size of the sanitary clogs and their soles are too soft, resulting in a loss of precision when used.
- Additionally, there have been comments suggesting that the pedals be replaced by keyboards or other visible elements close at hand. This is due to the fact that surgeons cannot see the pedals, which could lead to unintended activation.

Instrumental

- There is an issue with the adaptation of instruments, as in some cases, the surgeon is not provided with the same material.
- A significant number of respondents have expressed interest in having more comfortable grips for the instrumentation.
- Improvements in the adaptability of the material to the surgeon's hand size is required.
- Improvement of ring handles rachets is also necessary.

Operating chairs

As not all respondents regularly use operating chairs, the data has been extracted only from those who are familiar with their use. No remarkable opinions or comments have been received for the operating chair. The data obtained for operating chairs has been mixed, as shown in Table 2 below.

The following graphic, Fig. 2, displays the disparity of these opinions concerning lower back and neck pain, which are the most frequently mentioned in the literature on the subject.

When asked about additional chair devices/accessories that support or rest some parts of the body, such as elbows or forearms during an intervention, 51.5 % of the sample group consider that they are useful, with 41.1 % of respondents saying they do not require them during an intervention, whilst only 7.8 % consider them expendable.

Table 2
Degree of well-being with operating chairs.

Degree of well-being in operating chairs during an intervention	
Very low degree of well-being	10.6 %
Low degree of well-being	24.3 %
Average degree of well-being	42.4 %
High degree of well-being	19.7 %
Very high degree of well-being	3 %

Display devices

Similarly, to the previous case, both statistical results and free opinions are greatly influenced by the type of surgery and the conditions of the operation itself, obtaining homogeneous results. 34.7 % of the

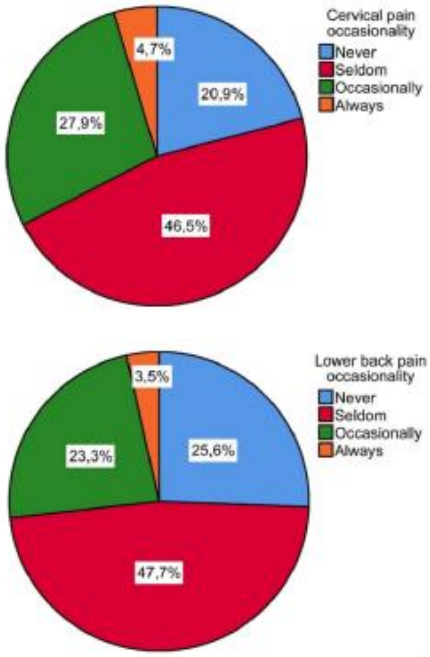


Fig. 2. Occasionality of cervical pain and lower back pain with operating chairs.

sample suffers from visual fatigue, while 38.7 % do not experience this problem However, 87.1 % consider that their performance can be affected by visual fatigue. The comments received for this type of element have been as follows:

- Improve the size and resolution of the devices to facilitate reading.
- Some of the received comments refer to the "ghosting effect", which is related to the legibility of fixed letters due to dead pixels. This was common in screens that were on for many hours with fixed images, especially in older models, but it is rarely seen in new technologies, so it can be inferred that perhaps the equipment used by these respondents is outdated and requires replacement.
- The position of the monitors has also been widely discussed, with the possibility of changing them through a sterilized remote control or being able to adjust them using floating arms hanging from the ceiling. However, this type of technology cannot be installed in all operating rooms.

Other comments

Other issues have been mentioned which are directly or indirectly related to job role ergonomics:

- Occasionally surgeons and their teams find themselves in temperatures as high as 35 degrees due to operating lights, thermal blankets, and waterproof gowns. Not working at a comfortable temperature can pose a risk.
- Although the surgeon's position can improve, the surgeon himself or his assistants generally have compromised or incorrect postures.

Discussion

Despite the new techniques that are currently being investigated, and the improvements that are developed and applied in the field of patient treatment and care,[13-15] there are still great differences in these same issues applied to health professionals. That is why, after obtaining the previous results, it can be said that:

It is common to find studies addressing the need to reach higher heights in some surgeries regarding the operating tables.[12] Despite the board's knowledge of patient's positioning on the operating table and its procedures[16,17] 80.2 % of the surveyed present doubts about table capacity. This absence of settings, specifically concerning the height of the patient, was previously defined as an element that causes fatigue.[6] This issue was also gathered among surgeons' opinions collected in this study. An element closely associated with operating tables is foot activation pedals; the outcomes obtained do not provide relevant data for improvement, although, it is true that its use could be substituted by a manual actuation device, so it is visible to the surgeon at all times, however, this is not always possible due to the type of surgery. Studies have shown adaptations carried out by the present study's surgeons.[4]

The improvements demanded by the surveyed in instrumentation, although they are unusual nowadays, can already be found on the market, and consequently, although their use is not widely extended, each day their implementation is closer. The influence of the angle use of instruments has also been studied, and the problems associated with it.[18] The use of elements with less impact on ergonomics could increase ailments and develop associated pathologies, such as paraesthesia, arthrosis and epicondylitis. In the case of the data obtained for operating chairs, it shows 55 % of discomfort with the chair used, however, this element is highly dependent on the surgical use and the type of surgery. In any case, surgeons who use chairs suffer pain and discomfort in the neck, shoulders, and back. No differences have been found between operating chairs and desk chairs, although there are ergonomic differences in the areas of the neck and shoulders.[19] Chairs with a larger supporting surface are preferred among surgeons, although the back and shoulder areas are still being affected besides the diverse types of chairs used.[20]

One of the most interesting points collected in this study is visual fatigue, given the maintaining focus on an element for a certain time, 61.3 % suffer pains of this kind, of which 34.7 % do regularly and 26.6 % occasionally. Remarks have been collected about "ghosting", an anomaly of monitors produced by images overlapping,[20] rarely common in new technologies. On the other hand, there is a relationship between display screens and work-related musculoskeletal disorders. Although no answers have been found in this regard, neck pain caused by posture fixation and wrong monitor positioning is very common, depending on the neck's flexion in each type of surgery. For example, its positioning in laparoscopy should be below the eye line.[21]

The comments gathered in this study refer to high temperatures for surgeons due to the clothes used. There are studies on air circulation within an OR addressing flow asymmetry regarding indoor ventilation conditions. This flow could be diverted due to the positioning of the lamps or monitors arranged close to the ceiling, causing it to affect surgeons.[22] Other data has also been collected about dress wear causing fatigue/discomfort during surgery.[6] This suggests that retraining, postural ergonomics, and Ambiental factors are as important as the other elements discussed in this work. Nevertheless, not enough data has been collected to consider this a major ergonomic issue. Additionally, important limitations are found in the study, specifically: the survey format implies answers being limited to a few options, which does not allow specific cases to be studied in depth. Similarly, another limitation is the number of respondents, despite efforts to obtain a greater number of results, the sample has not allowed obtaining more specific data on a specific specialty, as well as not being able to make more precise comparisons between different surgical typologies.

Conclusions

This study presents contrasted information and opinions from expert surgeons on ergonomic criteria that directly affect their work in the operating room. Through this and other studies, the aim is to raise awareness about ergonomics and find the necessary avenues for their future resolution.

It can be said that there is a gap between the improvements and innovations demanded by professionals in the medical sector; in this case, focused on the surgical field, and the conditions and tools available in the market or workplaces. There are doubts about the operational capabilities of the operating tables, there is no consensus on the use of activation pedals, which suggests that new adaptations could be made to the current system. Additionally, the instruments and operating chairs, although they have a greater adaptation and availability in the market, do not reach the end user, so it could be said that there is also dissemination work to be done on these new technological developments. Finally, it is worth emphasizing the need to set up the operating rooms. As mentioned before, some problems are found with visualization as well as with air circulation or temperature control in some cases, therefore it is necessary to review and maintain facilities updated in order to improve the surgery team's performance during work.

Finally, it should be noted that 100 % of the respondents consider that improvements must be made in their work environment, and the appraisals about the main components presented in this document, can be a valuable source of information for future developments in the field. Moreover, sharing their opinions and preferences in a publication seeks to raise visibility on this issue, ergonomics, which is one of the major causes of work absenteeism in our territory.

Conflicts of interest

The authors declare no conflicts of interest.

Fundings

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

References

1. Craven R, Franasiak J, Mosaly P, Gehrig PA. Ergonomic deficits in robotic gynecologic oncology surgery: a need for intervention. J Minim Invasive Gynecol 2013;**20**(5):648–55.
2. Youssef Y, Lee G, Godinez C, Sutton E, Klein RV, George IM, et al. Laparoscopic cholecystectomy poses physical injury risk to surgeons: analysis of hand technique and standing position. Surg Endosc 2011;**25**(7):2168–74.
3. Dalager T, Søgaard K, Bech KT, Mogensen O, Jensen PT. Musculoskeletal pain among surgeons performing minimally invasive surgery: a systematic review. Surg Endosc 2017;**31**(2):516–26.
4. Berguer R, Forkey DL, Smith WD. Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery. Surg Endosc 1999;**13**(5):466–8.
5. Berguer R, Rab GT, Abu-Ghaida H, Alarcon A, Chung J. A comparison of surgeons' posture during laparoscopic and open surgical procedures. Surg Endosc 1997;**11**(2):139–42.
6. Gadjradj PS, Ogenio K, Voigt I, Harhangi BS. Ergonomics and related physical symptoms among neurosurgeons. World Neurosurg. 2020;**134**:e432–41.
7. AlSabah S, Al Haddad E, Khwaja H. The prevalence of musculoskeletal injuries in bariatric surgeons. Surg Endosc 2019;**33**(6):1818–27.
8. Janki S, Mulder EEAP, IJzermans JNM, Tran TCK. Ergonomics in the operating room. Surg Endosc 2017;**31**(6):2457–66.
9. Valdez RS, McGuire KM, Rivera AJ. Qualitative ergonomics/human factors research in health care: current state and future directions. Appl Ergon 2017;**62**:43–71.
10. Stucky CCH, Cromwell KD, Voss RK, Chiang YJ, Woodman K, Lee JE, et al. Surgeon symptoms, strain, and selections: systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics. Ann Med Surg (Lond) 2018;**27**:1–8.
11. Cavanagh J, Brake M, Kearns D, Hong P. Work environment discomfort and injury: an ergonomic survey study of the American Society of Pediatric Otolaryngology members. Am J Otolaryngol 2012;**33**(4):441–6.
12. Wauben LSGL, Van Veelen MA, Gossot D, Goossens RHM. Application of ergonomic guidelines during minimally invasive surgery: a questionnaire survey of 284 surgeons. Surg Endosc 2006;**20**(8):1268–74.
13. Prokop J, Maršálek P, Sengul I, Pelikán A, Janoutová J, Horyl P, et al. Evaluation of breast stiffness pathology based on breast compression during mammography: Proposal for novel breast stiffness scale classification. Clinics (Sao Paulo) 2022;**77**:100100.
14. Sengul D, Sengul I, Soares Junior JM. Caesarean section scar endometriosis: quo vadis? Rev Assoc Med Bras 2022;**68**(1):1–2. (1992).
15. Gutic B, Bozanovic T, Mandic A, Dugalic S, Todorovic J, Dugalic MG, et al. Preliminary outcomes of five-year survival for ovarian malignancies in profiled Serbian Oncology Centre. Clinics (Sao Paulo) 2023;**78**:100204.
16. **Edwards TB, Morris BJ. Anesthesia, patient positioning, and patient preparation. Shoulder Arthroplast, Elsevier; 2019, p. 29-34.**
17. **Sharp NE, Papaconstantinou HT. Room setup, equipment, and patient positioning. Oper. Tech. Single Incision Laparosc. Color. Surg., Springer International Publishing; 2017, p. 19-24.**
18. Aitchison LP, Cui CK, Arnold A, Nesbitt-Hawes E, Abbott J. The ergonomics of laparoscopic surgery: a quantitative study of the time and motion of laparoscopic surgeons in live surgical environments. Surg Endosc 2016;**30**(11):5068–76.
19. Dalager T, Jensen PT, Winther TS, Savarimuthu TR, Markauskas A, Mogensen O, et al. Surgeons' muscle load during robotic-assisted laparoscopy performed with a regular office chair and the preferred of two ergonomic chairs: a pilot study. Appl Ergon 2019;**78**:286–92.
20. Singh R, Carranza Leon DA, Morrow MM, Vos-Draper TL, Mc Gree ME, Weaver AL, et al. Effect of chair types on work-related musculoskeletal discomfort during vaginal surgery. Am J Obstet Gynecol 2016;**215**(5):648.. e1-648.e9.
21. Ghanbari-Ghalehjoughi H, Ahmadi-Kandjani S, Eslami M. High quality computational ghost imaging using multi-fluorescent screen. J Opt Soc Am A 2015;**32**:323.
22. He X, Karra S, Pakseresht P, Apte SV, Elghobashi S. Effect of heated-air blanket on the dispersion of squames in an operating room. Int J Numer Method Biomed Eng 2018;**34**(5):e2960.

Formularios

Anexo V

G.500 PHS Human Subjects and Clinical Trials Information

PHS Human Subjects and Clinical Trials Information

OMB Number:
Expiration Date:

Please complete the human subjects section ofthe Research & Related Other Project Information form prior to completing this form.

The following items are taken from the Research & Related Other Project Information form and displayed here for your reference. Any changes to these fields must be made on the Research & Related Other Project Information form and may impact the data items you are required to complete on this form.

Are Human Subjects Involved? Yes No

Is the Project Exempt from Federal regulations? Yes No

Exemption number: ☐1 ☐2 ☐3 ☐4 ☐5 ☐6 ☐7 ☐8

If No to Human Subjects

Does the proposed research involve human specimens and/or data? Yes No

IfYes, provide an explanation ofwhy the application does not involve human subjects research.

1 Add Attachment 1 1 Delete Attachment 11 View Attachment 1

Skip the rest of the PHS Human Subjects and Clinical Trials Information Form.

If Yes to Human Subjects

Add a record for each proposed Human Subject Study by selecting 'Add New Study' or 'Add New Delayed Onset Study' as appropriate. Delayed onset studies are those for which there is no well-defined plan for human subject involvement at the time of submission, per agency policies on Delayed Onset Studies. For delayed onset studies, you will provide the study name and a justification for omission of human subjects study information.

Other Requested Information

1 Add Atta chment 1 1 Delete Attachment 1 1 View Attachment 1

Click here to extrael the Human Subject Study Record Altachment

Study Record(s)

Attach human subject study records using unique filenames.

1) Please attach Human Subject Study 1 Add Attachment 1 1Delete Attachment 1 1 View Attachment 1

Add New Study 1

Delayed Onset study(ies)

	Study Tille	Anticipated Clinical Trial?	Justification
2.J		☐	1 Add Allachment 1 1 Delete Attachment! 1 View Allachment 1

Add New Delayed Onset Study

Study Record: PHS Human Subjects and Clinical Trials Information

OMB Number: 0925-0001
Expiration Date: 03/31/2020

• Always required field

Section 1 - Basic Information

1.1. • study Title (each study title must be unique)

1.2. * Is this Study Exempt from Federal Regulations? 1D Yes D No

1.3. Exemption Number ☐1 ☐2 ☐3 ☐4 ☐5 ☐6 ☐7 ☐8

1.4. • Clinical Trial Questionnaire

If the answers to all tour questions below are yes, this study meets the definilion of a Clinical Trial.

1.4.a. Does the study involve human participants?	☐ Yes	No
1.4.b. Are the participants prospectively assigned toan intervention?	Yes	No
1.4.c. Is the study designed to evaluate the effect of the intervention on the participants?	☐ Yes	☐ No
1.4.d. Is the effect that will be evaluated a health-related biomedical or behavioral outcome?	☐ Yes	☐ No

1.5. Provide the ClinicalTrials.gov Identifier (e.g., NCT87654321) for this trial, if applicable

Section 2 - Study Population Characteristics

2.1. Conditions or Focus of Study

1X 1

Add New Condition

2.2. Eligibility Criteria

2.3. Age Limits Minimum Age Maximum Age

2.4. Inclu sion of Women, Minorities, and Children - - - - - - - - - - - - - - - Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment |

2.5. . Recruitm ent and Retention Plan - - - - - - - - - - - - - Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment |

2.6. Recruitment status

2.7. Study Timeline - - - - - - - - - - - - - - Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment |

2.8. Enroll ment of First Subject B

Inclusion Enrollment Report(s)

Add Inclusion Enrollment Report

Inclusion Enrollment Report

Remove Inclusion Enrollment Report

1. * Using an Existing Datase! or Resource — Yes / No

2. * Enrollment Location Type — Domestic / Foreign

3. * Enrollment Country(ies)

Add New Country

4. Enrollment Location(s)

5. Comments

Planned

Racial Categories	Ethnic Categories				
	Not Hispanic or Latino		Hispanic or Latino		Total
	Female	Male	Female	Male	
American Indian/ Alaska Native	0	0	0	0	0
Asian	0	0	0	0	0
Native Hawaiian or Other Pacific Islander	0	0	0	0	0
Black or African American	0	0	0	0	0
White	0	0	0	0	0
More than One Race	0	0	0	0	0
Total	0	0	0	0	0

Cumulative (Actual)

Racial Categories	Ethnic Categories									
	Not Hispanic or Latino			Hispanic or Latino			Unknown/Not Reported Ethnicity			Total
	Female	Male	Unknown/ Not Reported	Female	Male	Unknown/ Not Reported	Female	Male	Unknown/ Not Reported	
American Indian/ Alaska Native	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Asian	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Native Hawaiian or Other Pacific Islander	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Black or African American	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
White	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
More than One Race	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Unknown or Not Reported	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Total	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Previous Report | Report 1 of 1 | Next Report >

First Report | Delete Report | Last Report

Section 3 - Protection and Monitoring Plans

3.1. Protection of Human Subjects — Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment

3.2. Is this a multi-site study that will usethe same protocol to conduct non-exempt human subjects research at more than one domestic site?

D Yes 0 No 0 N/A

Ifyes, describe the single IRB plan — Attachment | Delete Attachment | View Attachment

3.3. Data and Safety Monitoring Plan — Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment

3.4. Will a Data and Safety Monitoring Board be appointed for this study?

D Yes 0 No

3.5. Overall Structure of the Study Team — Add Attachment | Delete Attachment | View Attachment

Section 4 - Protocol Synopsis

4.1. Brief Summary

4.2. Study Design

4.2.a. Narrativa Study Description

4.2.b. Primary Purpose

4.2.c. Interventions

Intervention Type	
Name	
Description	

Add New Intervention

4.2.d. Study Phase

Is this an NIH-defined Phase III clinical trial? D Yes 0 No

4.2.e. Intervention Model

4.2.f. Masking D Yes D No

D Participant D Care Provider D Investigator D Outcomes Assessor

4.2.g. Allocation B

4.3. Outcome Measures

X1 Name	
Type	B
Time Frame	
Brief Oescription	

Add New Outcome

4.4. Statistical Design and Power [Add Attachment] [Delete Attachment] [View Attachment]

4.5. Subject Participation Duration

4.6. Will the study use an FDA-regulated intervention? D Yes

4.6.a. Ifyes, describe the availability of Investigational Product (IP) and Investigational New Drug (IND)/Investigational Device Exemption (IDE) status

[Add Attachment] [Delete Attachment] [View Attachment]

4. Dissemination Plan [Add Attachment] [Delete Attachment] [View Attachment]

Section 5 - 0ther Clinical Trial-related Attachments

5.1. 0ther Clinical Trial-related Attachments [Add Attachments] [Delete Attachments] [View Attachments]

Anexo VI

IINFORMACION ESTUDIO

Grupo de trabajo:

Este estudio estará contenido dentro de la Tesis Doctoral: Estudio y diseño de componentes auxiliares de asistencia en cirugía mediante la utilización de estabilización mecánica y aplicaciones ingrávidas activas/pasivas. Perteneciente al Doctorado en Sociedad del Conocimiento, rama de Medicina y Educación, de la Universidad de Salamanca y siendo el grupo de trabajo integrante: Juan Antonio Juanes Méndez, Fernando Blaya Haro y Jaime Solleiro Rodríguez.

Finalidad del estudio:

Este estudio pretende comprobar cómo afecta al límite de fatiga muscular la actividad física repetitiva en un entorno laboral, y como éste puede ser estudiado para ser mitigado mediante corrientes relajantes. Se persigue una mejora porcentual en el progreso de la fatiga que evite llegar al límite de fatiga muscular, y por tanto evitar el fallo bajo ciertas circunstancias.

Metodología:

Es desarrollo del estudio consiste en sincronizar un sensor EMG, sensor de electromiografía superficial, para poder monitorizar los impulsos eléctricos que se producen en la contracción y expansión muscular, y un dispositivo TENS, un estimulador nervioso transcutáneo, que emite una onda relajante sobre el músculo en las fases de reposo. Se estudia el comportamiento del músculo trapecio, en su parte descendente cuando este se encuentra realizando una tarea repetitiva, en este caso una postura mantenida.

Para lograr esta postura mantenida el sujeto a estudio, en posición sentada, mantendrá el brazo izquierdo con el codo elevado y paralelo al suelo, a la vez que girado 90º, tal y como se muestra en la figura 1.

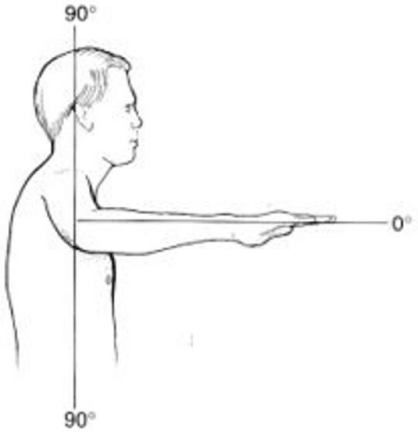


Figura 1. Posición de estudio.

En esta posición, el sujeto deberá aguantar un peso de 1.5 kg, durante 2 minutos o hasta el fallo muscular, realizando un total de 3 series. Con un descanso de 2 minutos entre ambas. Esta posición debe mantenerse con la mano dominante. Tras un periodo de descaso y recuperación muscular, este mismo estudio se repite, pero durante el descanso se aplica una corriente relajante TENS.

La figura 2 muestra el posicionamiento del sensor EMG y TENS.

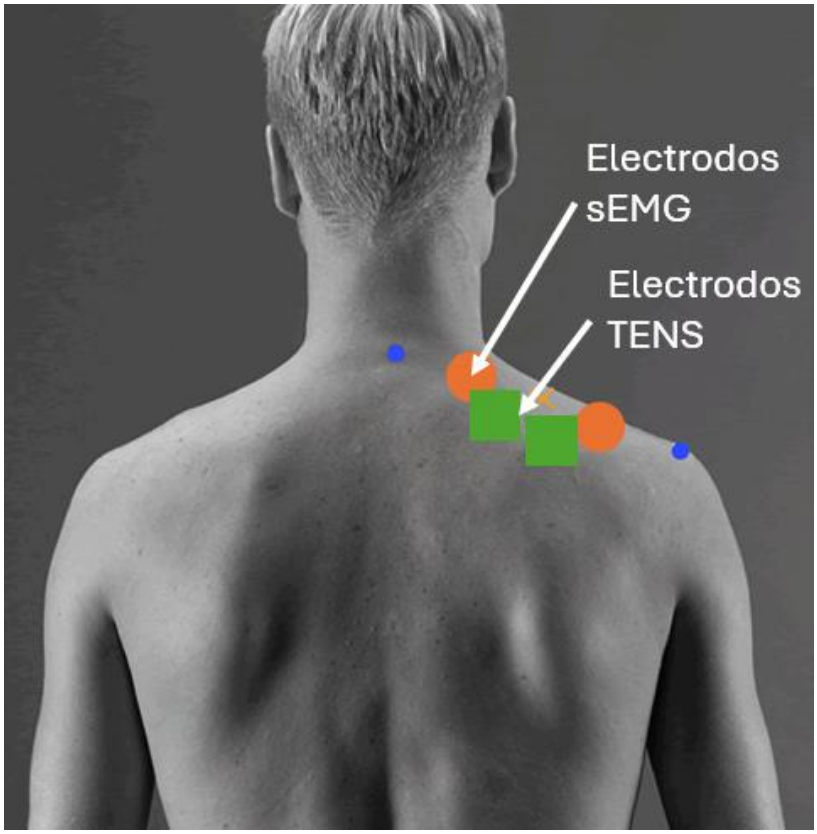


Figura 2. Posicionamiento EMG y TENS en trapecio.

Durante este estudio, todos los datos electromiográficos son recogidos en 2 secuencias, con un intervalo de 5 minutos de descanso entre ensayos.

Antes de realizar el ensayo, se hará una pequeña prueba de calibración del TENS, conectando al sujeto a un dispositivo TENS con características idénticas al del ensayo. Con esta medida, se pretende una adaptación del sujeto a su funcionamiento y regular, sí es necesario, este sistema antes de la prueba.

Tiempos:

5 minutos para colocar dispositivos de medición.

Primera secuencia de medición:

2 minutos con peso en posición figura 1 + 2 minutos de descanso en posición relajada, realizado en 3 ocasiones de forma secuencial.

1 minuto de descanso entre tomas.

Segunda secuencia de medición:

Comienzo con una secuencia de 2 minutos TENS seguidas de 2 minutos con peso en posición figura 1, realizado en 3 ocasiones de forma secuencial.

Tiempo total: 28-30 minutos.

El flujo de trabajo del sistema se representa en la figura 3.

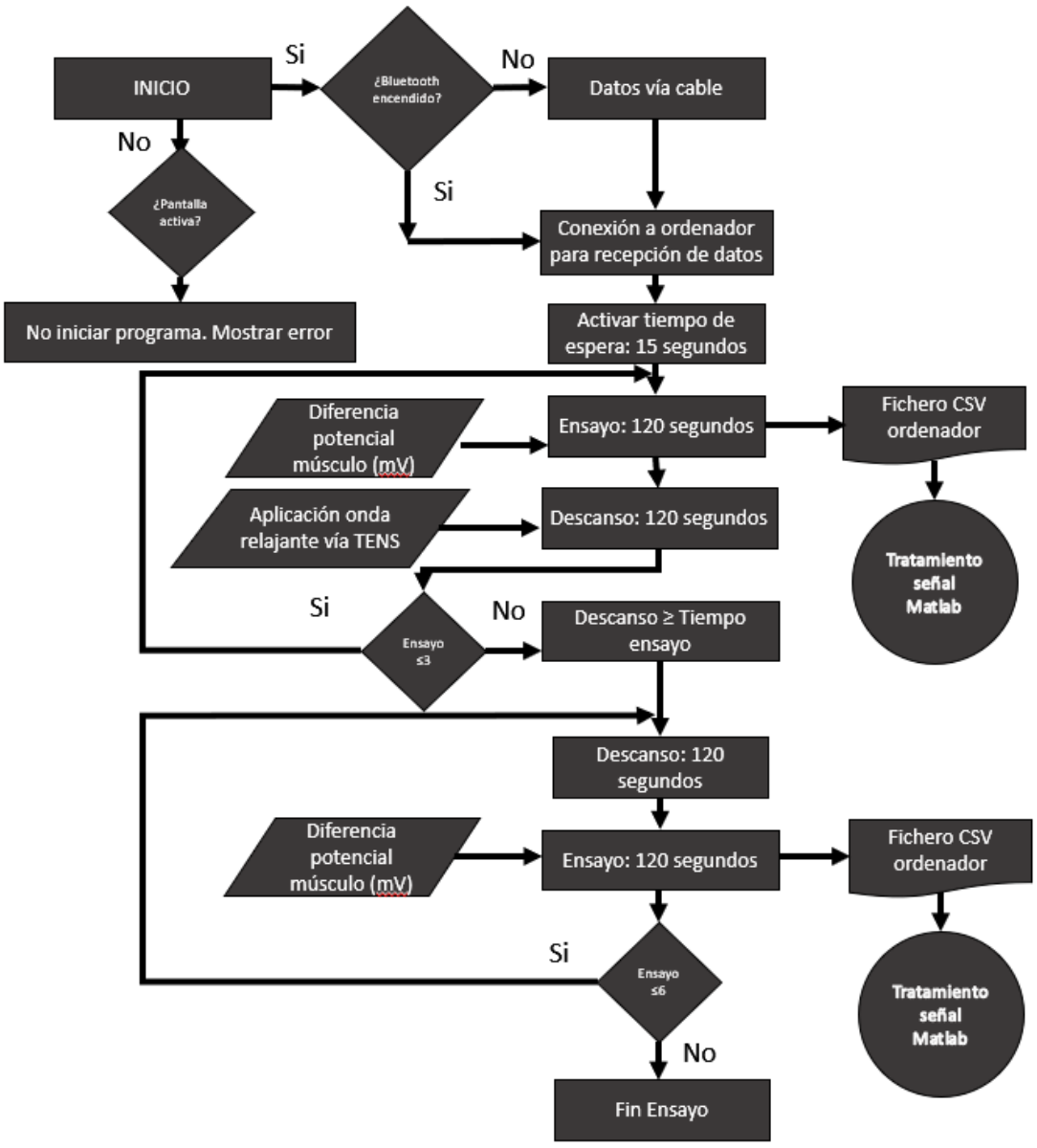


Figura 3. Flujograma del sistema.

Recomendaciones y comentarios:

- Se recomienda ropa deportiva holgada o sin mangas para poder colocar los dispositivos de medición de forma efectiva.

- Según el tipo de piel, existe la posibilidad de enrojecimiento en la zona dónde se colocan los electrodos. Esto es normal y desaparece en un máximo de 2 horas, si no es así ponerse en contacto con un médico.

En Madrid, a de Noviembre de 2024

Anexo VII

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

D. /Dña. ....., de ..... años de edad y con DNI nº .....

Manifiesto que he leído y entendido la hoja de información que se me ha entregado, que he hecho las preguntas que me surgieron sobre el proyecto y que he recibido información suficiente sobre el mismo.

Comprendo que mi participación es totalmente voluntaria, que puedo retirarme del estudio cuando quiera sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.

Presto libremente mi conformidad para participar en el Proyecto de Investigación titulado "Electrical Nerve Stimulation incidence in the progression and limit point of muscle fatigue: The trial".

He sido también informado/a de que mis datos personales serán protegidos e incluidos en un fichero que deberá estar sometido a y con las garantías del Reglamento General de Protección de Datos (RGPD), que entró en vigor el 25 de mayo de 2018 que supone la derogación de Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre referidos a la protección de las personas físicas en lo que respecta al tratamiento de datos personales

Tomando ello en consideración, OTORGO mi CONSENTIMIENTO para cubrir los objetivos especificados en el proyecto.

En Madrid, a de Noviembre de 2024

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL ESTUDIO:

Título de Tesis Doctoral: Estudio y diseño de componentes auxiliares de asistencia en cirugía mediante la utilización de estabilización mecánica y aplicaciones ingrávidas activas/pasivas

Investigador Principal: Jaime Solleiro Rodríguez

Yo, _____
(Nombre y apellidos en MAYÚSCULAS)

Declaro que:
• He leído la hoja de información que me han facilitado.
• He podido formular las preguntas que he considerado necesarias acerca del estudio.
• He recibido información adecuada y suficiente por el investigador abajo indicado sobre:
-Los objetivos del estudio y sus procedimientos.
-Los beneficios e inconvenientes del proceso.
-Que mi participación es voluntaria y altruista
- El procedimiento y la finalidad con que se utilizarán mis datos personales y las garantías de cumplimiento de la legalidad vigente.
-Que en cualquier momento puedo revocar mi consentimiento (sin necesidad de explicar el motivo y sin que ello afecte a mi atención médica) y solicitar la eliminación de mis datos personales.
-Que tengo derecho de acceso y rectificación a mis datos personales.

CONSIENTO EN LA PARTICIPACIÓN EN EL PRESENTE ESTUDIO
SÍ NO
(marcar lo que corresponda)

Para dejar constancia de todo ello, firmo a continuación:

Fecha ……

Firma……..

Nombre investigador: Jaime Solleiro Rodríguez
Firma del investigador:

APARTADO PARA LA REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo, ……
revoco el consentimiento de participación en el proceso, arriba firmado.
Firma y Fecha de la revocación:

Programación

Anexo VIII

Código Matlab: Fase inicial

```
%% EMG signal processing
close all
clear all

%% Step1 : Read Raw Data from .txt tile
fq = 1000; %sampling frequency
loc='C:\Users\Jaime\Desktop\Ensayos Octubre\Ensayo Pruebas';
data1 = textread([loc '\' 'FernandoEnsayo6.txt']);
figure;
plot(data1(:,1), data1(:,2)-mean(data1(:,2)));
xlabel('Time (s)','fontsize', 14); ylabel('Signal magnitude (V)', 'fontsize', 14);
title('Raw Data from EMG - Trapezius descendens', 'fontsize', 14);set(gca,'FontSize',14);

%% Step2: Perform Fast Fourier Transform and Shift Zero-component to center
% Trapezius descendens
sEMG1 = data1(:,2);
fft_sEMG1 = fft(sEMG1);
fft_sEMG1 = fftshift(fft_sEMG1);
n = length(sEMG1);
fq_axis1 = (-n/2:n/2-1)*fq/n; % zero-centered frequency range
abs_fft_sEMG1 = abs(fft_sEMG1);
figure;
plot(fq_axis1, abs_fft_sEMG1 ); axis([fq_axis1(1) fq_axis1(end) 0 1000]);
xlabel('Frequency (Hz)','fontsize', 14); ylabel('X(jw) magnitude','fontsize', 14);
```

```
title('Frequency Domain - Trapezius descendens','fontsize', 14);

set(gca,'FontSize',14);


%% Step 3: Generate Bandpass digital filter

% can be changed with desired cutoff frequency

%highpass = 20;

%lowpass = 400;


% Filtering for butterworth bandpass filter

fnyq=fq/2;

fcuth=20;

fcutl=400;


%4th order butterworth Bandpass filter

[b,a]=butter(4,[fcuth fcutl]/fnyq,'bandpass');

data1(:,2)=filtfilt(b,a,data1(:,2));



% get the index of -10 to -5 and 5 to 10Hz.

%cutoff1 = ceil((fnyq-highpass)/(fq/length(sEMG1))); cutoff2 = ceil((fnyq-
lowpass)/(fq/length(sEMG1)));

%cutoff3 = ceil((highpass+fnyq)/(fq/length(sEMG1))); cutoff4 =
ceil((lowpass+fnyq)/(fq/length(sEMG1)));


%sEMG1 = data1(:,2);

%H = zeros(length(sEMG1),1);

%H(cutoff2:cutoff1) = 1; % take only the -10 to -5Hz

%H(cutoff3:cutoff4) = 1; % take only the 5 to 10Hz
```

```
%figure; plot(fq_axis1, H); set(gca,'YLim',[0 2]); xlabel('Freqeuncy (Hz)','fontsize', 14);
ylabel('Amplitude','fontsize', 14);

%title('Bandpass filter','fontsize', 14);set(gca,'FontSize',14);

%% Step 4: Full wave rectification


rec_signal=zeros(length(data1),3);

rec_signal(:,2)=abs(data1(:,2));


plot(data1(:,1),rec_signal(:,2));

xlabel('Time (s)');

ylabel('Voltage (V)');

title('Trapezius descendens wave rectification')


%% Step 5: Root mean square envelope (RMS)


envelope=zeros(n,3);


%window 150

window=150;


envelope(:,2)=sqrt(movmean((rec_signal(:,2).^2),window));



%% Step 6: Normalisation (baseline)


%MVC defined by a movement without any load in mV

MVC=1;


MVC_normalised=zeros(n,1);
```

```
%Signal to percentage
MVC_normalised(:,1)=(envelope(:,2)./MVC).*100;


%% Step 7: Plot RMS and enveloped signal


%Time limits for plotting in seconds
limA=0;
limB=120;
limC=0;
limD=1;
figure;


plot(data1(:,1),rec_signal(:,2));
hold on;
plot(data1(:,1), envelope(:,2),'r','linewidth',2);


xlim( [limA limB]);
xlabel('Time (s)');
ylim( [limC limD]);
ylabel('Voltage (V)');
title('Trapezius descendens RMS& envelope signal')
grid;
```

Código Matlab: Fase desarrollo.

```
%% EMG signal processing
close all
clear all
%% Step1 : Read Raw Data from .txt tile
fq = 1000; %sampling frequency
loc='C:\Users\Jaime\Desktop\ENSAYOS UPM';
% Loop through all 6 files
for i = 1:6
% Construct the file name
filename = sprintf('Sujeto028E%d.txt', i);
% Read the data
data1 = textread([loc '\' filename]);
%data1 = textread([loc '\' 'Sujeto002E4.txt']);
figure;
plot(data1(:,1), data1(:,2)-mean(data1(:,2)));
xlabel('Time (s)','fontsize', 14); ylabel('Signal magnitude (V)', 'fontsize', 14);
title('Raw Data from EMG - Trapezius descendens', 'fontsize', 14);set(gca,'FontSize',14);
%% Step2: Perform Fast Fourier Transform and Shift Zero-component to center
% Trapezius descendens
sEMG1 = data1(:,2);
fft_sEMG1 = fft(sEMG1);
fft_sEMG1 = fftshift(fft_sEMG1);
n = length(sEMG1);
fq_axis1 = (-n/2:n/2-1)*fq/n; % zero-centered frequency range
abs_fft_sEMG1 = abs(fft_sEMG1);
figure;
plot(fq_axis1, abs_fft_sEMG1 ); axis([fq_axis1(1) fq_axis1(end) 0 1000]);
```

```
xlabel('Frequency (Hz)','fontsize', 14); ylabel('X(jw) magnitude','fontsize', 14);

title('Frequency Domain - Trapezius descendens','fontsize', 14);

set(gca,'FontSize',14);

%% Step 3: Generate Bandpass digital filter

% can be changed with desired cutoff frequency

%highpass = 20;

%lowpass = 400;

% Filtering for butterworth bandpass filter

fnyq=fq/2;

fcuth=50;

fcutl=400;

%4th order butterworth Bandpass filter

[b,a]=butter(4,[fcuth fcutl]/fnyq,'bandpass');

data1(:,2)=filtfilt(b,a,data1(:,2));

% get the index of -10 to -5 and 5 to 10Hz.

%cutoff1 = ceil((fnyq-highpass)/(fq/length(sEMG1))); cutoff2 = ceil((fnyq-
lowpass)/(fq/length(sEMG1)));

%cutoff3 = ceil((highpass+fnyq)/(fq/length(sEMG1))); cutoff4 =
ceil((lowpass+fnyq)/(fq/length(sEMG1)));

%sEMG1 = data1(:,2);

%H = zeros(length(sEMG1),1);

%H(cutoff2:cutoff1) = 1; % take only the -10 to -5Hz

%H(cutoff3:cutoff4) = 1; % take only the 5 to 10Hz

%figure; plot(fq_axis1, H); set(gca,'YLim',[0 2]); xlabel('Freqeuncy (Hz)','fontsize', 14);
ylabel('Amplitude','fontsize', 14);

%title('Bandpass filter','fontsize', 14);set(gca,'FontSize',14);

%% Step 4: Full wave rectification

rec_signal=zeros(length(data1),3);

rec_signal(:,2)=abs(data1(:,2));

plot(data1(:,1),rec_signal(:,2));
```

```
xlabel('Time (s)');
ylabel('Voltage (V)');
title('Trapezius descendens wave rectification')
%% Step 5: Root mean square envelope (RMS)
envelope=zeros(n,3);
%window 150
window=150;
envelope(:,2)=sqrt(movmean((rec_signal(:,2).^2),window));
%% Step 6: Normalisation (baseline)
%MVC defined by a movement without any load in V
MVC=0.95;
MVC_normalised=zeros(n,1);
%Signal to percentage
MVC_normalised(:,1)=(envelope(:,2)./MVC).*100;
%% Step 7: Plot RMS and enveloped signal with mean value
%Time limits for plotting in seconds
limA = 0;  % Start time for x-axis
limB = 120; % End time for x-axis
limC = 0;  % Minimum y-axis limit
limD = 0.5;  % Maximum y-axis limit
% Calculate the mean of the RMS envelope
mean_rms = mean(envelope(:,2));
% Plot the rectified signal
figure;
plot(data1(:,1), rec_signal(:,2), 'b');
hold on;
% Plot the RMS envelope
plot(data1(:,1), envelope(:,2), 'r', 'linewidth', 2.5);
% Plot the mean RMS as a horizontal line
```

```
line([limA limB], [mean_rms mean_rms], 'Color', 'g', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 2.5);

% Customize plot appearance

xlim([limA limB]);

ylim([limC limD]);

xlabel('Time (s)');

ylabel('Voltage (V)');

title(['Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (' filename ')'], 'fontsize',
14);

%title('Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS');

legend('Rectified Signal', 'RMS Envelope', 'Mean RMS', 'Location', 'best');

grid;

%% Step 8: Plot RMS Envelope and Color Areas Relative to Mean RMS

% Create a new figure

figure;

hold on;


% Define the time and envelope values

time = data1(:,1);

rms_envelope = envelope(:,2);


% Fill the area below the Mean RMS in green

below_mean = rms_envelope <= mean_rms;

fill([time; flipud(time)], ...

    [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* below_mean + mean_rms .*
~below_mean)], ...

    'g', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');


% Fill the area above the Mean RMS in red

above_mean = rms_envelope > mean_rms;

fill([time; flipud(time)], ...
```

```
    [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* above_mean + mean_rms .*
~above_mean)], ...
    'r', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Plot the RMS envelope in black
plot(time, rms_envelope, 'k', 'LineWidth', 2);

% Plot the Mean RMS as a green dashed line
line([time(1) time(end)], [mean_rms mean_rms], 'Color', 'g', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 2);

% Customize the plot
xlabel('Time (s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Voltage (V)', 'FontSize', 14);
title('RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS', 'FontSize', 14);
legend('Below Mean RMS', 'Above Mean RMS', 'RMS Envelope', 'Mean RMS', 'Location', 'best');
grid;
set(gca, 'FontSize', 14);
hold off;

%% Step 9: Detect and plot crossings with areas and vertical lines
% Find crossings
crossings = find(diff(sign(rms_envelope - mean_rms))); % Indices of crossings
cross_times = time(crossings); % Times of crossings

% Create a new figure
figure;
hold on;

% Fill the area below the Mean RMS in green
below_mean = rms_envelope <= mean_rms;
```

```
fill([time; flipud(time)], ...
    [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* below_mean + mean_rms .* ~below_mean)], ...
    'g', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Fill the area above the Mean RMS in red
above_mean = rms_envelope > mean_rms;
fill([time; flipud(time)], ...
    [mean_rms * ones(size(time)); flipud(rms_envelope .* above_mean + mean_rms .* ~above_mean)], ...
    'r', 'FaceAlpha', 0.3, 'EdgeColor', 'none');

% Plot the RMS envelope in black
plot(time, rms_envelope, 'k', 'LineWidth', 2);

% Plot the Mean RMS as a green dashed line
line([time(1) time(end)], [mean_rms mean_rms], 'Color', 'g', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 2);

% Plot vertical blue lines at crossing points
for c = 1:length(cross_times)
   line([cross_times(c) cross_times(c)], [min(rms_envelope) max(rms_envelope)], ...
      'Color', 'b', 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 1.5);
end

% Customize the plot
xlabel('Time (s)', 'FontSize', 14);
ylabel('Voltage (V)', 'FontSize', 14);
title('RMS Envelope with Colored Areas and Crossings', 'FontSize', 14);
legend('Below Mean RMS', 'Above Mean RMS', 'RMS Envelope', 'Mean RMS', 'Crossings', 'Location', 'best');
```

```
grid;
set(gca, 'FontSize', 14);
hold off;

%% Step 10: Horizontal Bar Plot of Accumulated Times Above and Below Mean RMS
% Calculate time differences
time_diff = diff(time);

% Initialize accumulated times
time_above = 0;
time_below = 0;

% Loop through RMS envelope to accumulate times
for t = 1:length(time_diff)
   if rms_envelope(t) > mean_rms
      time_above = time_above + time_diff(t);
   else
      time_below = time_below + time_diff(t);
   end
end

% Prepare data for the bar plot
times = [time_below, time_above]; % Accumulated times
labels = {'Below Mean RMS', 'Above Mean RMS'};

% Create a horizontal bar plot
figure;
barh(times, 'FaceColor', 'flat');
yticklabels(labels);
```

```
xlabel('Accumulated Time (s)', 'FontSize', 14);

ylabel('RMS Classification', 'FontSize', 14);

title('Accumulated Times Above and Below Mean RMS', 'FontSize', 14);

grid on;


% Add time values as text on the bars

for i = 1:length(times)

   text(times(i), i, sprintf('%.2f s', times(i)), 'VerticalAlignment', 'middle', 'HorizontalAlignment',
'left', 'FontSize', 12);

end


end
```

Anexo IX

Código Arduino: Fase desarrollo.

```
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>

// Inicializa dirección I2C
#define i2c_Address 0x3c // OLED I2C addr
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1   // QT-PY / XIAO
Adafruit_SH1106G display = Adafruit_SH1106G(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

// Pines PWM TENS
#define LOGIC_IN1 9
#define LOGIC_IN2 10
// Vibración
#define vibrador 7
// Frecuencia y parámetros de estimulación
#define Hz 4 // frecuencia
#define tiempoPulso 25 // tiempo del pulso en microsegundos

void setup() {
 Serial.begin(9600);
 pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
 pinMode(LOGIC_IN1, OUTPUT);
```

```
  pinMode(LOGIC_IN2, OUTPUT);
  pinMode(vibrador, OUTPUT);

  // Inicializa la pantalla OLED
  if (!display.begin(i2c_Address, true)) {
    Serial.println(F("Error al iniciar la pantalla OLED"));
    for (;;); // Detener si falla la pantalla
  }

  display.clearDisplay();
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);

  // Pausa inicial antes de comenzar
  unsigned long tiempoEspera = 15000;
  cuentaRegresiva("ENSAYO EN:", tiempoEspera);
}

void loop() {
  for (int i = 1; i <= 3; i++) {

    //EMG
    mostrarMensajeOLED("EMG " + String(i), "Voltaje:");

    unsigned long tiempoEnsayo = 120000; // Tiempo de ensayo por bloque (120 segundos)
    realizarEnsayo(i, tiempoEnsayo);

      // Descanso + TENS
    unsigned long tiempoDescansoTENS = 120000;
    aplicarTENSConDescanso(tiempoDescansoTENS);
```

```
  PORTB = B00000000;
  activarVibrador(2000);
 }

 // Segunda etapa del ensayo
 unsigned long tiempoPausa = 900000; // Tiempo entre tomas ensayo
 cuentaRegresiva("DESC. PARTE 2", tiempoPausa);

 for (int i = 4; i <= 6; i++) {

  mostrarMensajeOLED("EMG " + String(i), "Voltaje:");

  unsigned long tiempoEnsayo = 120000; // Tiempo de ensayo por bloque (120 segundos)
  realizarEnsayo(i, tiempoEnsayo);


  // Descanso sin TENS
  unsigned long tiempoDescanso = 120000;
  cuentaRegresiva("DESCANSO", tiempoDescanso);
 }

 // Fin del ensayo
 mostrarMensajeOLED("FIN ENSAYO", "");
 while (true); // Detener ejecución
}

// Función para mostrar mensajes en la pantalla OLED
void mostrarMensajeOLED(String titulo, String subtitulo) {
 display.clearDisplay();
```

```
  display.setTextSize(2);
  display.setTextColor(SH110X_WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println(titulo);
  display.setTextSize(2);
  display.println(subtitulo);
  display.display();
}

// Función para realizar el ensayo de EMG
void realizarEnsayo(int ensayoNum, unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorPantalla = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    int sensorValue = analogRead(A0); // Lectura del sensor EMG
    float voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0); // Convertir a voltaje
    Serial.println(voltage);

    // Mostrar voltaje y tiempo transcurrido en la pantalla OLED cada 250ms
    if (millis() - tiempoAnteriorPantalla >= 250) {
      tiempoAnteriorPantalla = millis();

      unsigned long tiempoTranscurrido = millis() - tiempoInicial;
      int segundosTranscurridos = tiempoTranscurrido / 1000;

      display.clearDisplay();
      display.setTextSize(2);
      display.setTextColor(SH110X_WHITE);
```

```
    display.setCursor(0, 0);
    display.println("EMG " + String(ensayoNum));
    display.setTextSize(1);
    display.setCursor(0, 20);
    display.println("Voltaje:" + String(voltage) + "V");
    display.setCursor(0, 30);
    display.setTextSize(1);
    display.println("Tiempo:");
    display.setCursor(0, 40);
    display.setTextSize(2);
    display.println(String(segundosTranscurridos) + "s");
    display.display();
   }
  }
  // Vibrador 2 segundos al final
  activarVibrador(2000);
}

// Función para aplicar TENS durante el descanso
void aplicarTENSConDescanso(unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorPulso = 0;
  unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
   unsigned long tiempoActual = micros(); // Usar micros() para más precisión

   // Control de los pulsos de TENS (aplicando sugerencia 1)
   if ((unsigned long)(tiempoActual - tiempoAnteriorPulso) >= tiempoPulso * 2) {
```

```
    // Fase positiva
    PORTB = B00000010;
    delayMicroseconds(tiempoPulso);

    // Fase negativa
    PORTB = B00000100;
    delayMicroseconds(tiempoPulso);

    tiempoAnteriorPulso = tiempoActual;
   }

   // Mostrar cuenta regresiva del descanso cada segundo
   if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
    tiempoAnteriorOLED = millis();
    unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
    mostrarMensajeOLED("DESC+TENS", "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
   }
  }
  // Vibrador 2 segundos al final
  activarVibrador(2000);
}

// Función para una cuenta regresiva
void cuentaRegresiva(String mensaje, unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
   // Actualizar OLED cada segundo
```

```
  if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
    tiempoAnteriorOLED = millis();
    unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
    mostrarMensajeOLED(mensaje, "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
  }
 }
 // Vibrador 2 segundos al final
 activarVibrador(2000);
}

// Función para activar el vibrador intermitente durante un tiempo dado (aplicando sugerencia 6)
void activarVibrador(unsigned long duracion) {
 unsigned long tiempoInicial = millis();
 unsigned long tiempoAnteriorVibracion = 0;
 bool estadoVibrador = false; // Nueva variable para alternar estado

 while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
  // Activar/Desactivar vibrador cada 500ms
  if (millis() - tiempoAnteriorVibracion >= 500) {
    tiempoAnteriorVibracion = millis();
    estadoVibrador = !estadoVibrador;  // Alterna el estado
    digitalWrite(vibrador, estadoVibrador);  // Controla el vibrador según el estado
  }
 }
 digitalWrite(vibrador, LOW); // Asegurar que el vibrador esté apagado al finalizar
}
```

Código Arduino: Fase producto

```
#include <SPI.h>

#include <Wire.h>

#include <Adafruit_GFX.h>

#include <Adafruit_SH110X.h>

#include <EasyBuzzer.h>

#include "EMGFilters.h"


// Configuración de pantalla OLED

#define i2c_Address 0x3c // OLED I2C addr

#define SCREEN_WIDTH 128

#define SCREEN_HEIGHT 64

#define OLED_RESET -1   // QT-PY / XIAO

Adafruit_SH1106G display = Adafruit_SH1106G(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire,
OLED_RESET);


// Pines PWM TENS

#define LOGIC_IN1 9

#define LOGIC_IN2 10

// Vibración

#define vibrador 7

// Frecuencia y parámetros de estimulación

#define Hz 4 // frecuencia

#define tiempoPulso 25 // tiempo del pulso en microsegundos


// Pin del sensor EMG

#define SensorInputPin A0
```

```
// Variables de procesamiento EMG
unsigned long threshold = 0;  // Umbral para señales EMG
//Si threshold es 0, el sensor está en modo calibracion
unsigned long EMG_num = 0;    // Número de eventos EMG detectados
EMGFilters myFilter;
SAMPLE_FREQUENCY sampleRate = SAMPLE_FREQ_500HZ; //Frecuencia para obtener valores
NOTCH_FREQUENCY humFreq = NOTCH_FREQ_50HZ; //Frecuencia de corte

// Variables para cálculo de media
double sumaEnvelope = 0;
unsigned int contadorEnvelope = 0;
const unsigned int limiteMuestras = 150;

// Variables para detección de fatiga
unsigned long tiempoFatigaInicio = 0;
unsigned long tiempoFatigaSeveraInicio = 0;
bool enFatiga = false;
bool enFatigaSevera = false;

void setup() {
  // Inicialización serial
  Serial.begin(115200);

  // Inicialización de pines
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  pinMode(LOGIC_IN1, OUTPUT);
  pinMode(LOGIC_IN2, OUTPUT);
  pinMode(vibrador, OUTPUT);
```

```
  // Inicialización de la pantalla OLED
  if (!display.begin(i2c_Address, true)) {
    Serial.println(F("Error al iniciar la pantalla OLED"));
    for (;;);
  }
  display.clearDisplay();

  // Inicialización de filtros EMG
  myFilter.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);

  // Mensaje inicial
  unsigned long tiempoEspera = 5000;
  cuentaRegresiva("Toma datos en:", tiempoEspera);
}

void loop() {
  EasyBuzzer.update(); // Necesario para actualizar el buzzer

  // Leer datos del sensor EMG
  int data = analogRead(SensorInputPin);
  int dataAfterFilter = myFilter.update(data);  // Procesar datos con filtros
  int envelope = sq(dataAfterFilter);          // Calcular envolvente
  envelope = (envelope > threshold) ? envelope : 0; // Filtrar valores por debajo del umbral

  // Acumular valores de envelope para calcular la media
  sumaEnvelope += envelope;
  contadorEnvelope++;

  static double mediaEnvelope = 0;
```

```
if (contadorEnvelope >= limiteMuestras) {
  mediaEnvelope = sumaEnvelope / contadorEnvelope;
  Serial.print("Media Envelope: ");
  Serial.println(mediaEnvelope);

  mostrarMensajeOLED("Media Envelope", "Media: " + String(mediaEnvelope, 2));

  // Reiniciar acumuladores
  sumaEnvelope = 0;
  contadorEnvelope = 0;
}

// Verificar si envelope supera la media por más de 3 segundos
if (envelope > mediaEnvelope) {
  if (!enFatiga) {
    tiempoFatigaInicio = millis();
    enFatiga = true;
  } else if (millis() - tiempoFatigaInicio >= 3000) {
    // Activar vibrador y buzzer
    activarVibrador(2000);
    activarBuzzer();

    // Mostrar mensaje en pantalla
    mostrarMensajeOLED("Fatiga", "Esta fatigandose");

    // Resetear estado de fatiga para evitar repeticiones continuas
    enFatiga = false;
  }
```

```
  // Verificar si envelope supera la media por más de 6 segundos
  if (!enFatigaSevera) {
    tiempoFatigaSeveraInicio = millis();
    enFatigaSevera = true;
  } else if (millis() - tiempoFatigaSeveraInicio >= 6000) {
    // Activar TENS, vibrador y buzzer
    activarVibrador(2000);
    activarBuzzer();
    aplicarTENS(120000); // 2 minutos

    // Mostrar mensaje en pantalla
    mostrarMensajeOLED("Fatiga Severa", "Esta fatigado, active TENS");

    // Resetear estado de fatiga severa
    enFatigaSevera = false;
  }
 } else {
  enFatiga = false;
  enFatigaSevera = false;
 }

 // Detectar eventos EMG
 if (threshold > 0) {
  if (getEMGCount(envelope)) {
    EMG_num++;
    Serial.print("EMG_num: ");
    Serial.println(EMG_num);
  }
```

```
  } else {
    Serial.println(envelope); // Imprimir valores en proceso de calibración
  }

  delay(500); // Pequeña pausa
}

// Función para mostrar mensajes en la pantalla OLED
void mostrarMensajeOLED(String titulo, String subtitulo) {
  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(2);
  display.setTextColor(SH110X_WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println(titulo);
  display.setTextSize(1);
  display.println(subtitulo);
  display.display();
}

// Función para aplicar TENS
void aplicarTENS(unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorPulso = 0;
  unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    unsigned long tiempoActual = micros();

    // Control de los pulsos de TENS
```

```
  if (tiempoActual - tiempoAnteriorPulso >= tiempoPulso * 2) {
    PORTB = B00000010;
    delayMicroseconds(tiempoPulso);
    PORTB = B00000100;
    delayMicroseconds(tiempoPulso);
    tiempoAnteriorPulso = tiempoActual;
  }

  // Mostrar cuenta regresiva del descanso
  if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
    tiempoAnteriorOLED = millis();
    unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
    mostrarMensajeOLED("DESC+TENS", "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
  }
 }
 activarVibrador(2000);
}

// Función para una cuenta regresiva
void cuentaRegresiva(String mensaje, unsigned long duracion) {
 unsigned long tiempoInicial = millis();
 unsigned long tiempoAnteriorOLED = 0;

 while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
  if (millis() - tiempoAnteriorOLED >= 1000) {
    tiempoAnteriorOLED = millis();
    unsigned long tiempoRestante = duracion - (millis() - tiempoInicial);
    mostrarMensajeOLED(mensaje, "Tiempo:" + String(tiempoRestante / 1000) + "s");
  }
```

```
  }
  activarVibrador(2000);
}

// Función para activar el vibrador
void activarVibrador(unsigned long duracion) {
  unsigned long tiempoInicial = millis();
  unsigned long tiempoAnteriorVibracion = 0;

  while (millis() - tiempoInicial < duracion) {
    if (millis() - tiempoAnteriorVibracion >= 500) {
      tiempoAnteriorVibracion = millis();
      digitalWrite(vibrador, !digitalRead(vibrador));
    }
  }
  digitalWrite(vibrador, LOW);
}

//Funcion para activar Buzzer
void activarBuzzer() {
    EasyBuzzer.setPin(5);
    delay (100);
    EasyBuzzer.beep(
      20,         // Frecuencia en herzios
      5         // Duración beep en ms
    );
  }

// Detectar eventos EMG
```

```
int getEMGCount(int gforce_envelope) {
  static long integralData = 0;
  static long integralDataEve = 0;
  static bool remainFlag = false;
  static unsigned long timeMillis = 0;
  static unsigned long timeBeginzero = 0;
  static int  TimeStandard = 200;

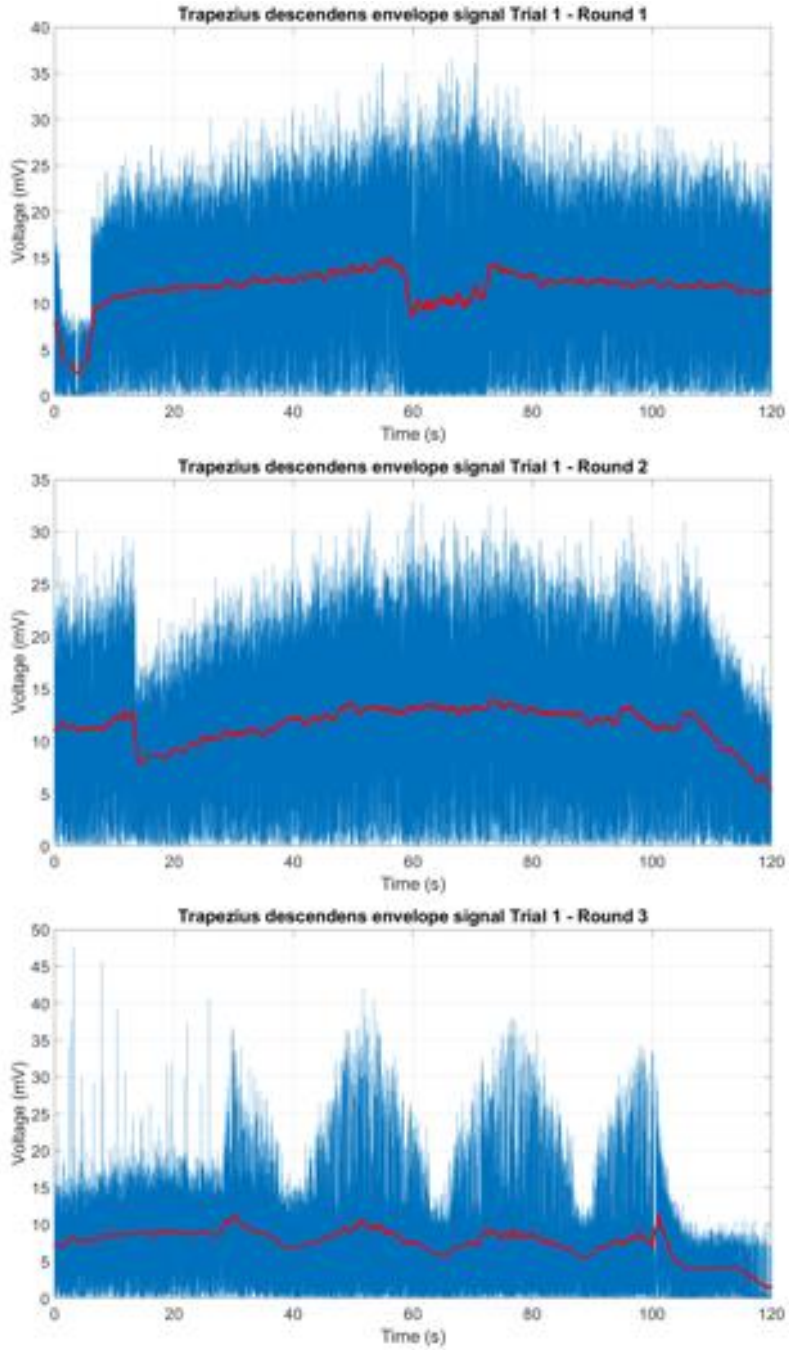
  integralDataEve = integralData;
  integralData += gforce_envelope;

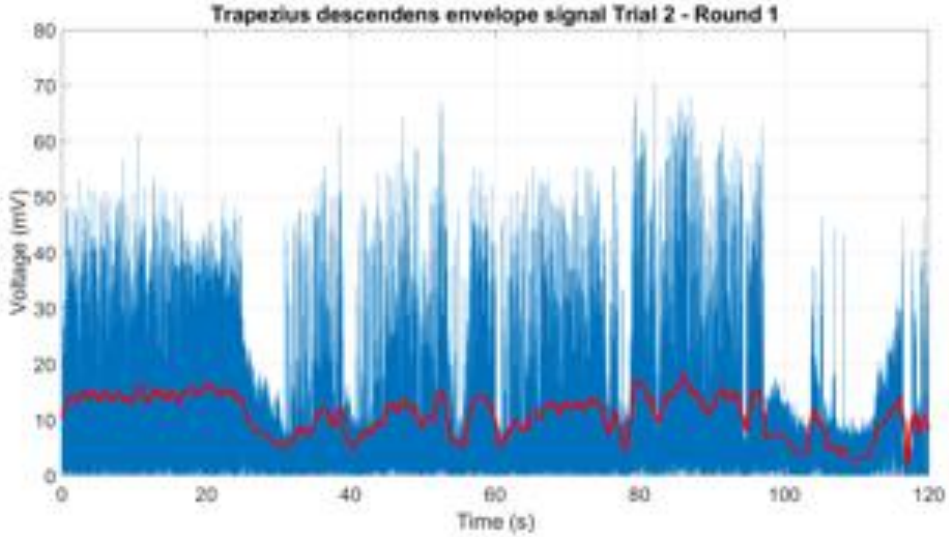
  if ((integralDataEve == integralData) && (integralDataEve != 0)) {
    timeMillis = millis();
    if (remainFlag) {
      timeBeginzero = timeMillis;
      remainFlag = false;
      return 0;
    }
    if ((timeMillis - timeBeginzero) > TimeStandard) {
      integralDataEve = integralData = 0;
      return 1;
    }
    return 0;
  } else {
    remainFlag = true;
    return 0;
  }
}
```

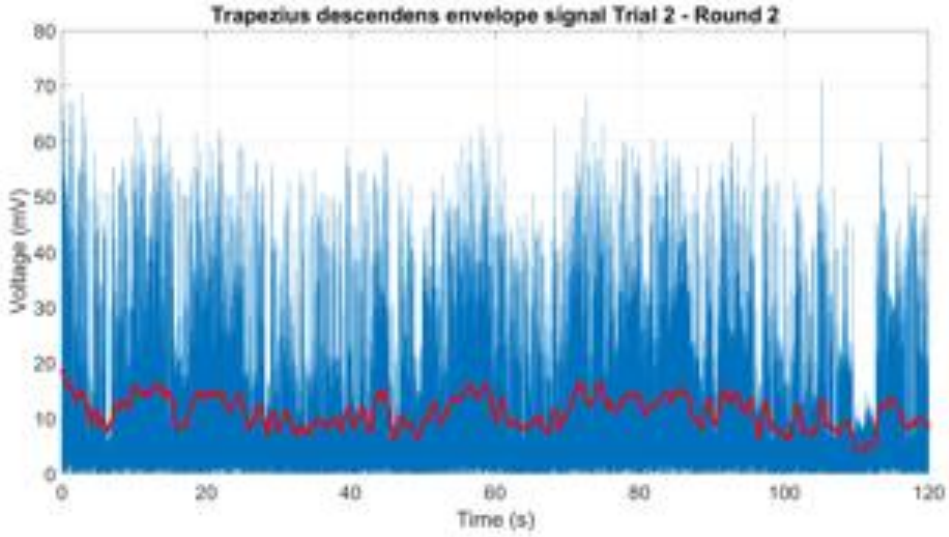
Muestra

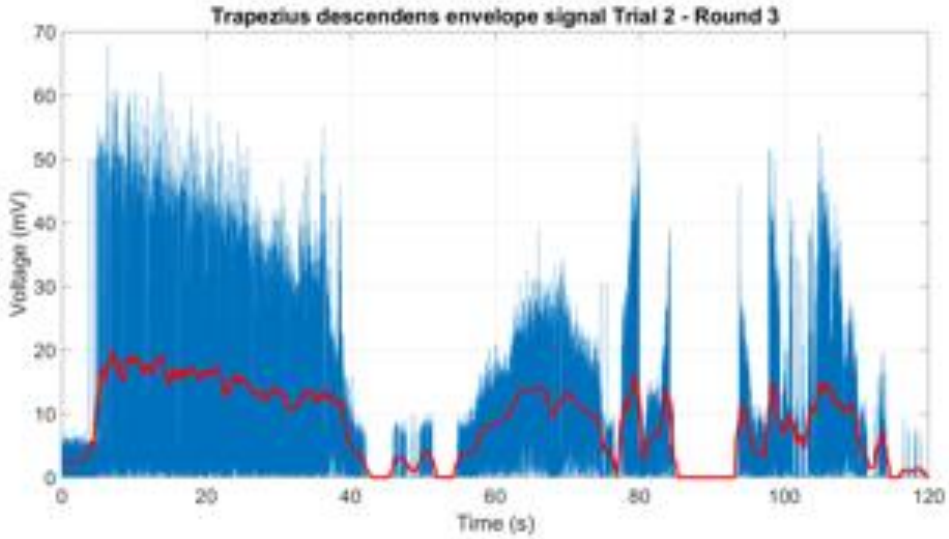
Anexo X

Muestra: Gráficas Fase inicial


Trapezius descendens envelope signal Trial 1 - Round 1
Voltage (mV)
Time (s)
Trapezius descendens envelope signal Trial 1 - Round 2
Voltage (mV)
Time (s)
Trapezius descendens envelope signal Trial 1 - Round 3
Voltage (mV)
Time (s)


Trapezius descendens envelope signal Trial 2 - Round 1
Voltage (mV)
Time (s)

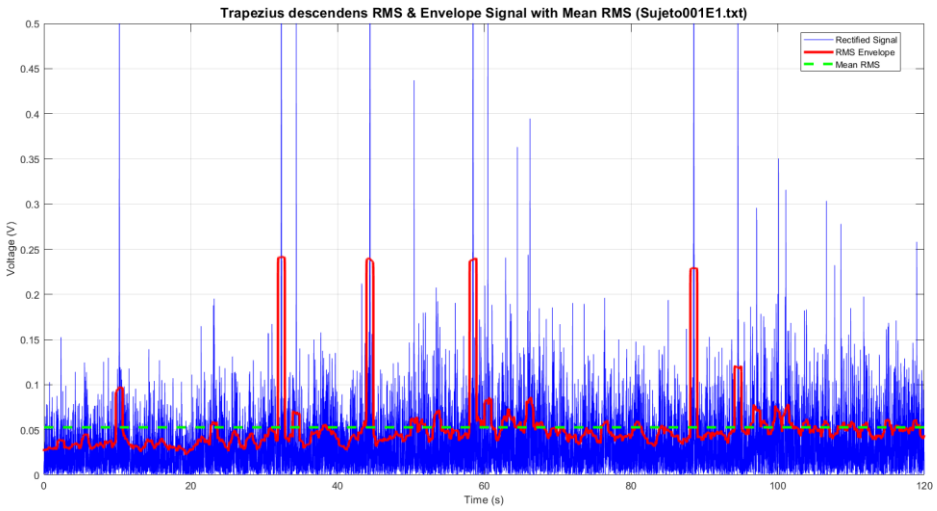

Trapezius descendens envelope signal Trial 2 - Round 2
Voltage (mV)
Time (s)

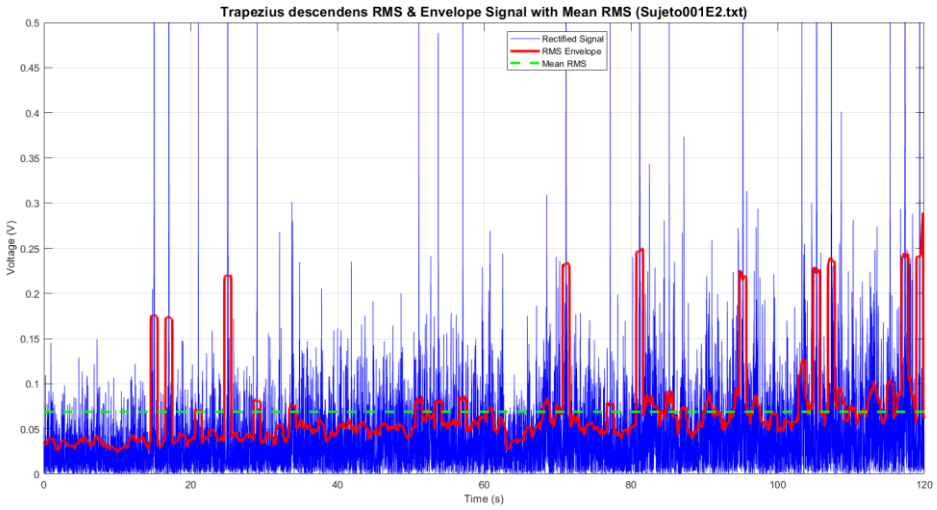

Trapezius descendens envelope signal Trial 2 - Round 3
Voltage (mV)
Time (s)

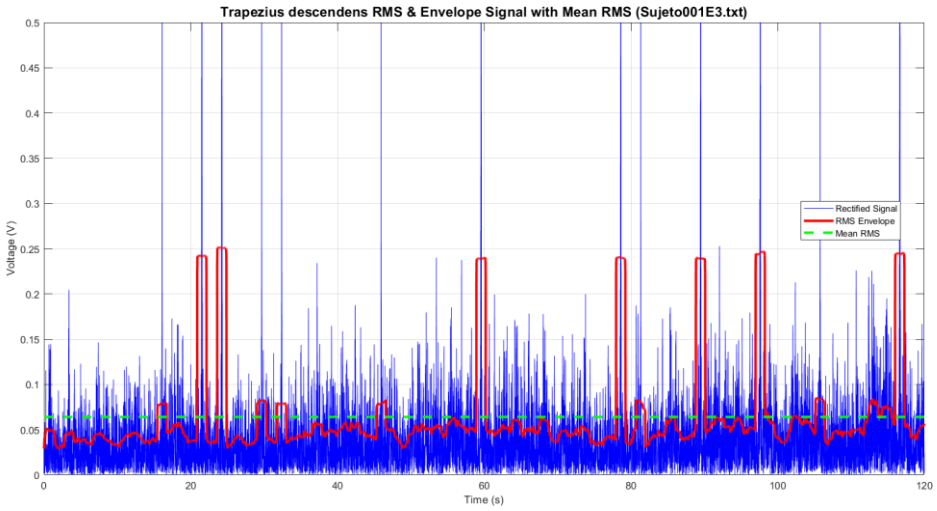
Muestra: Gráficas Fase Desarrollo.

Sujeto 1

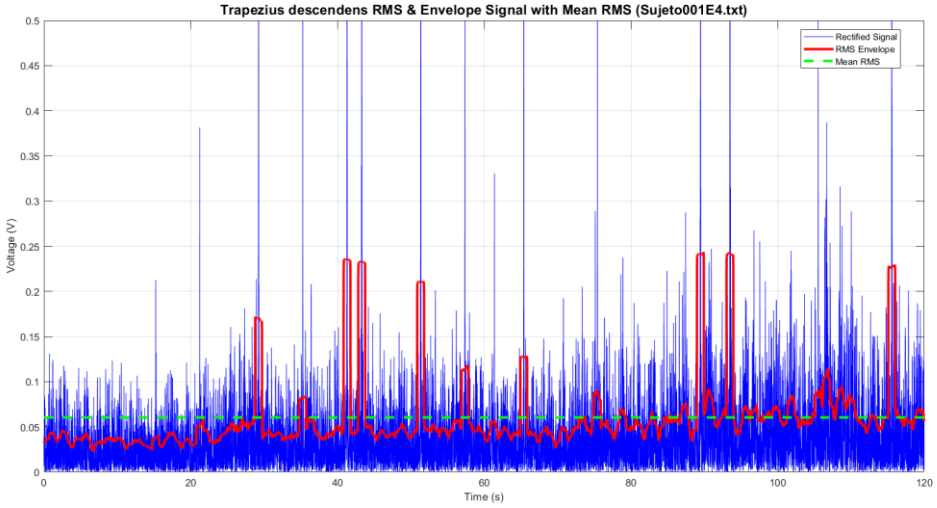
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

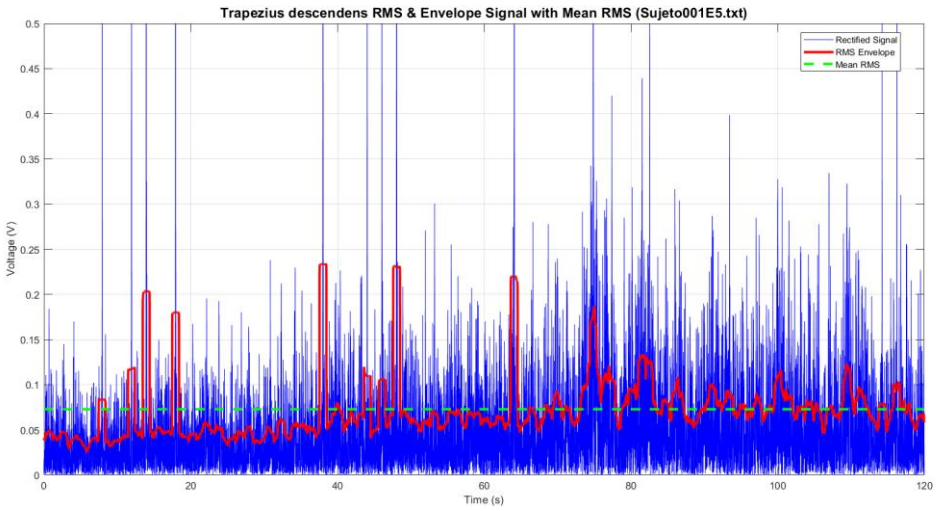


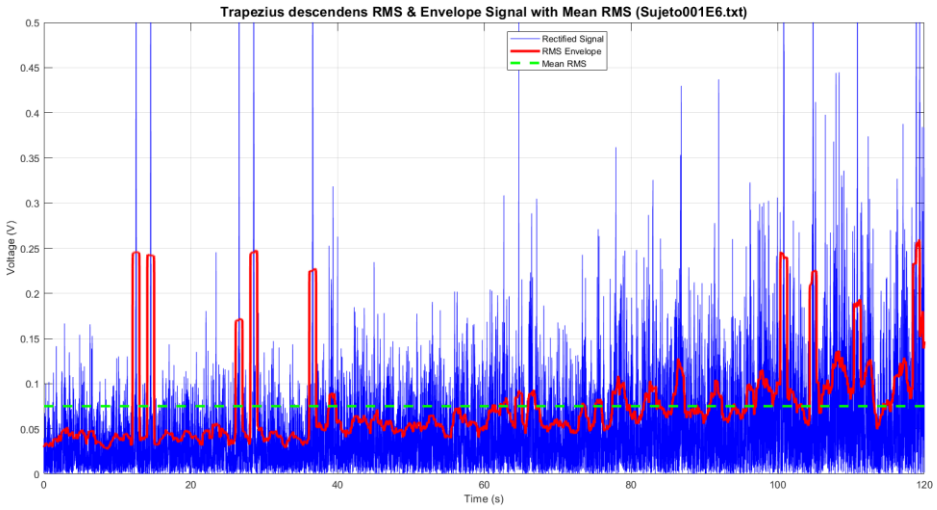




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

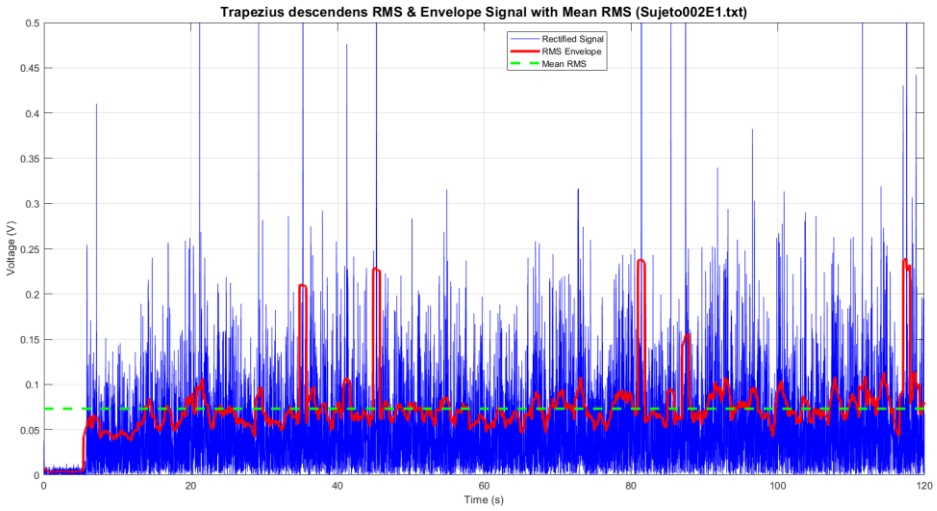


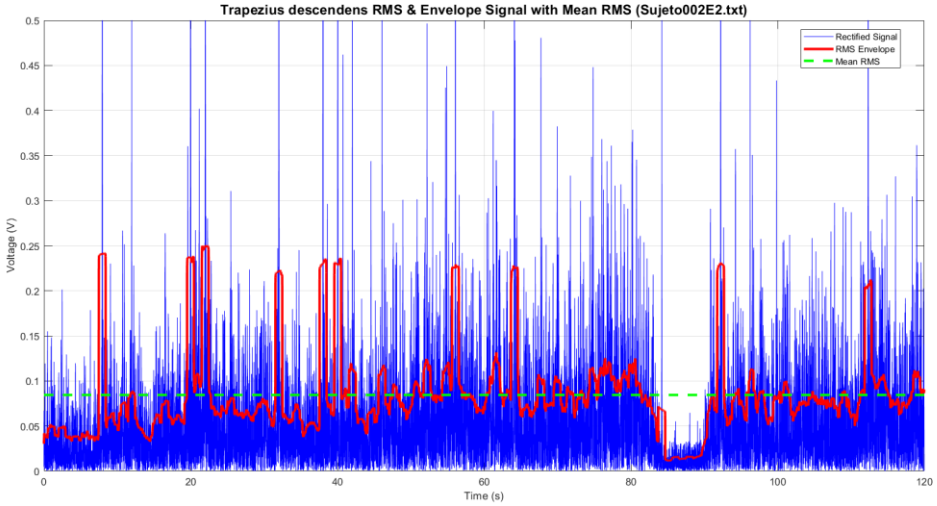


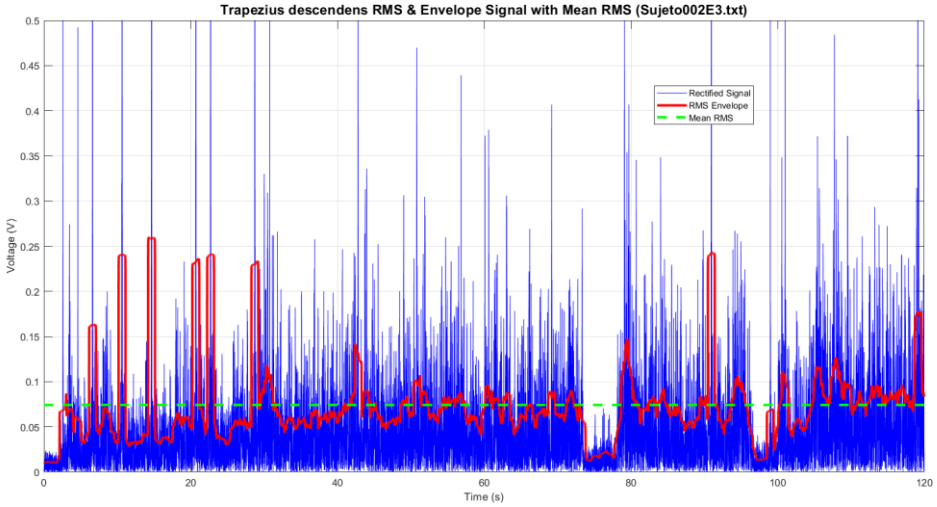


Sujeto 2

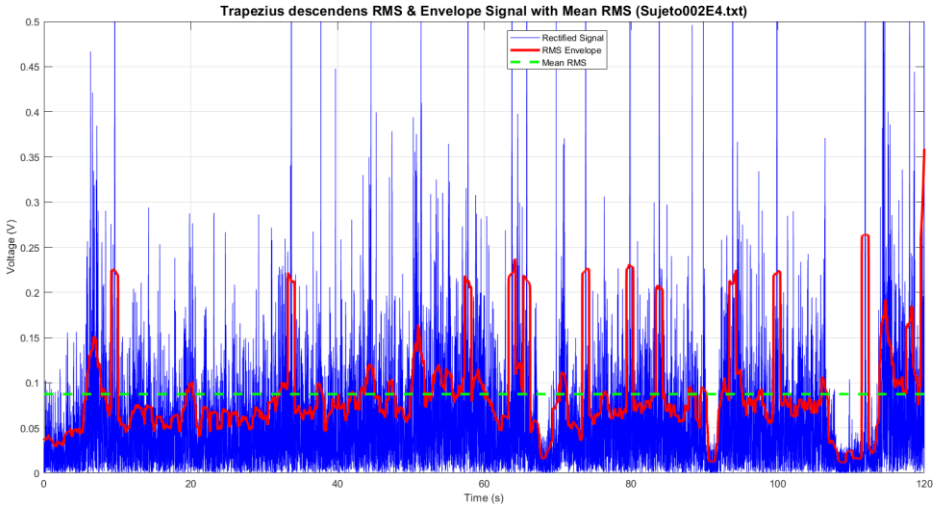
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

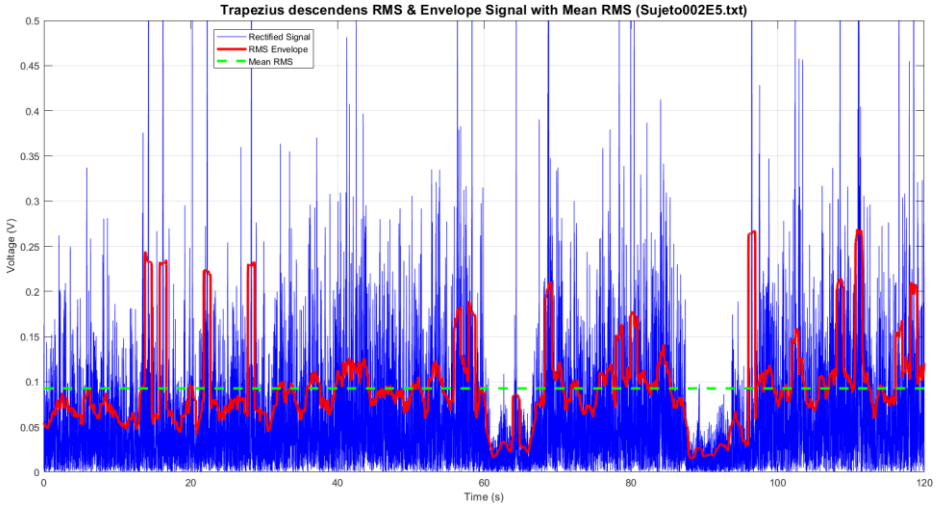

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto002E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

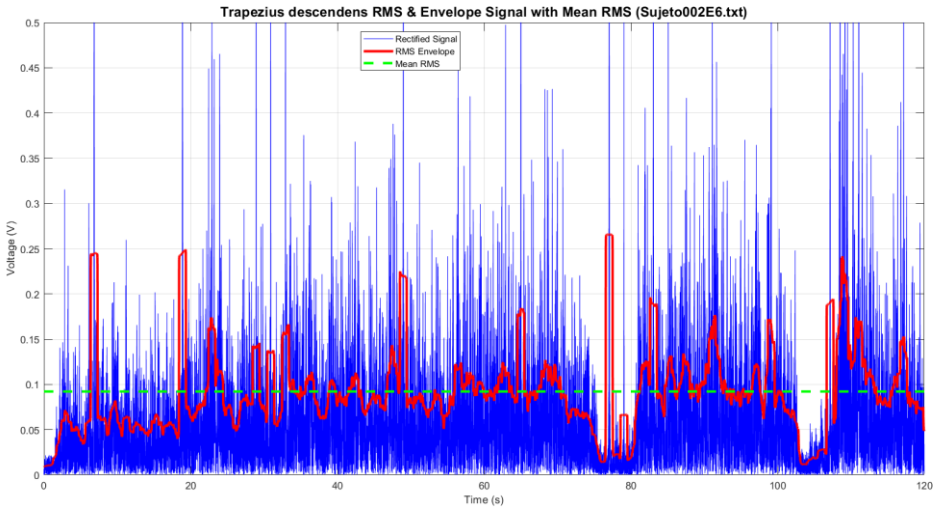

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto002E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto002E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

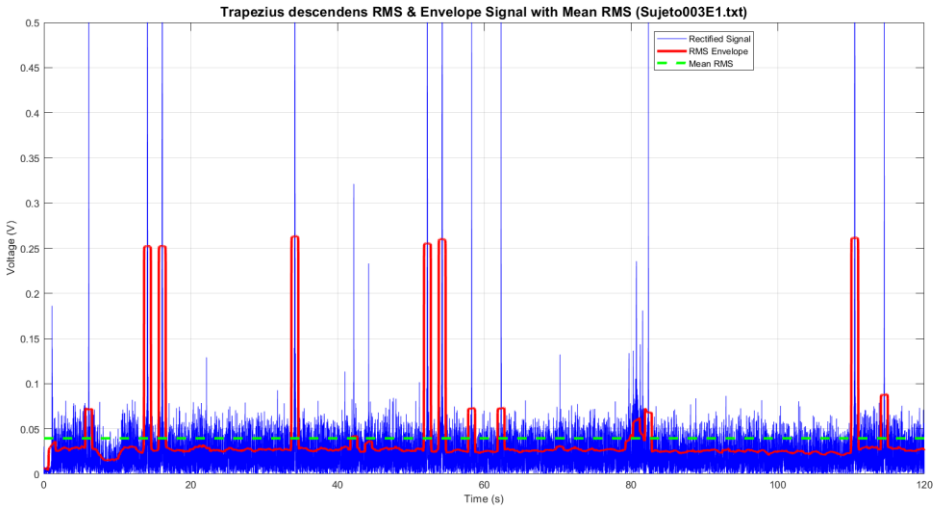


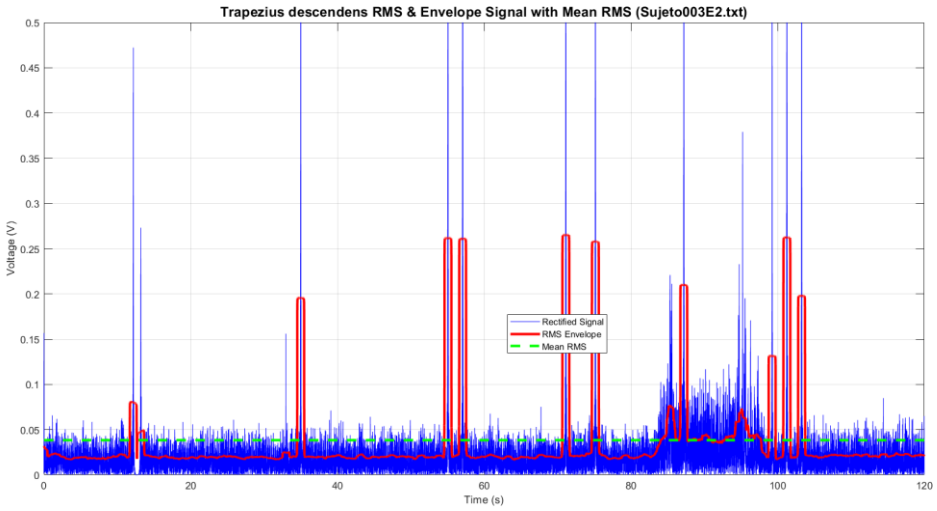


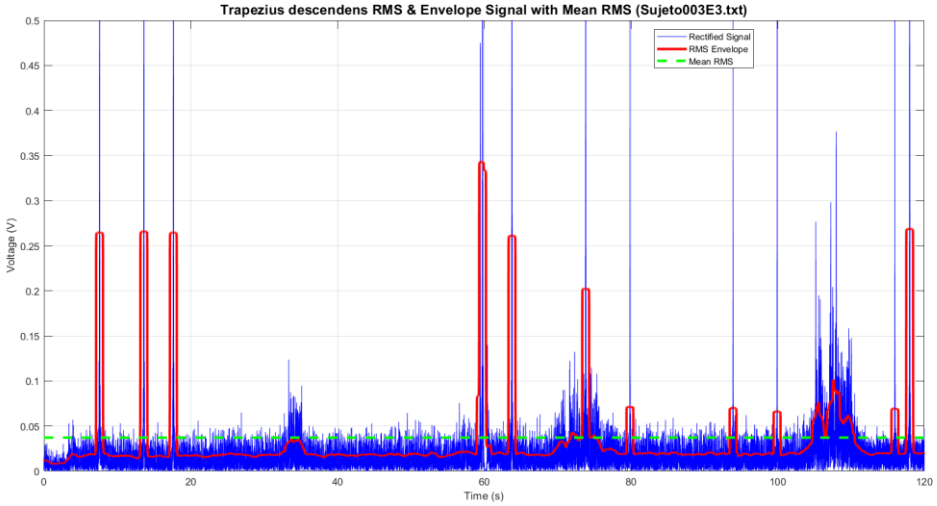


Sujeto 3

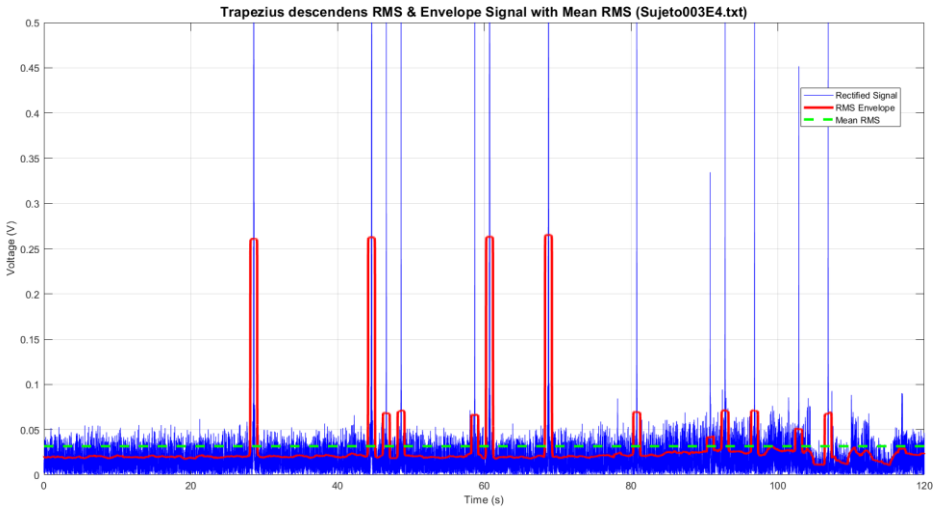
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

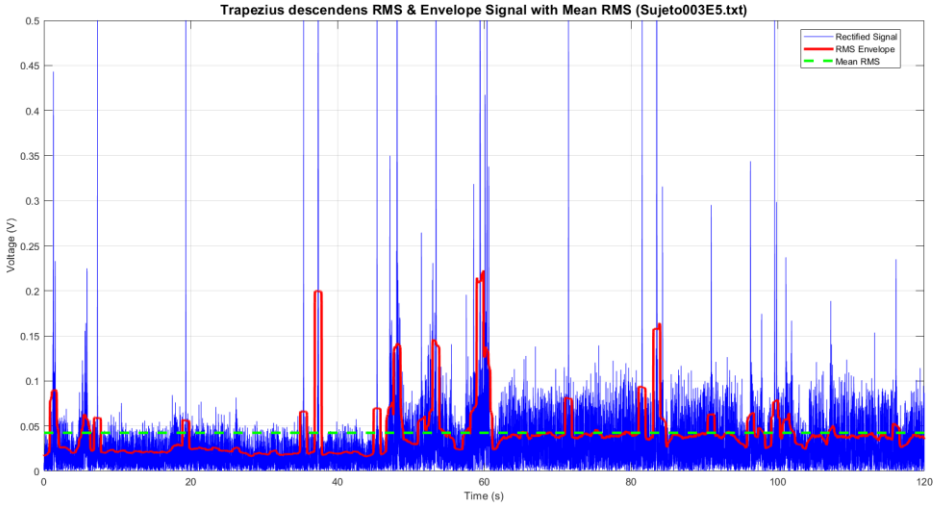


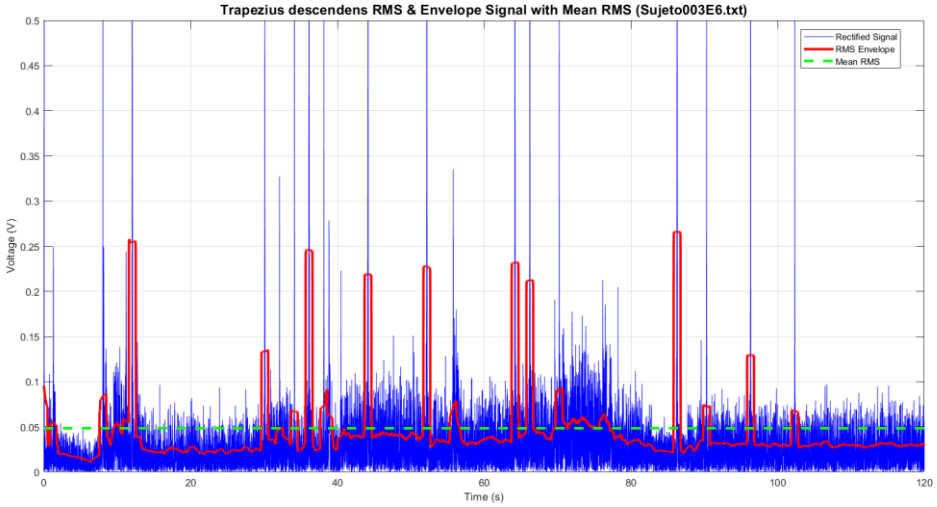




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

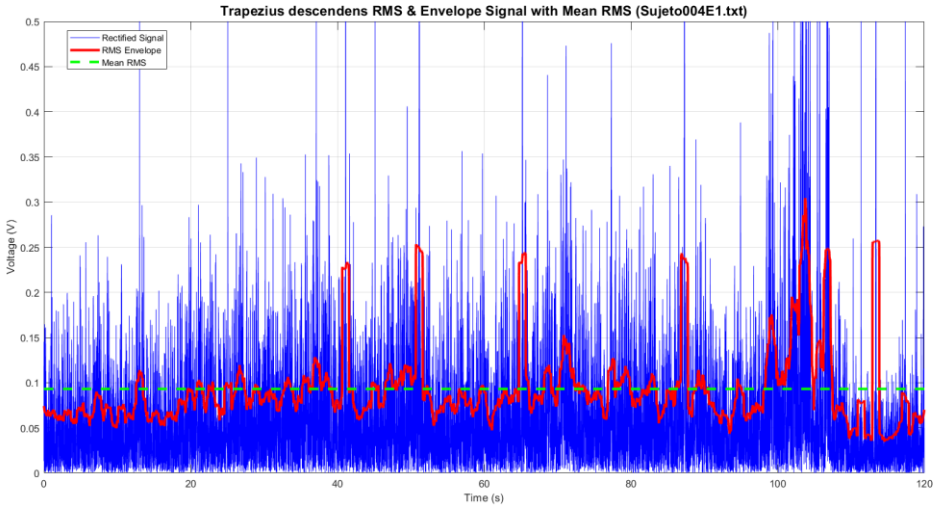

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto003E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

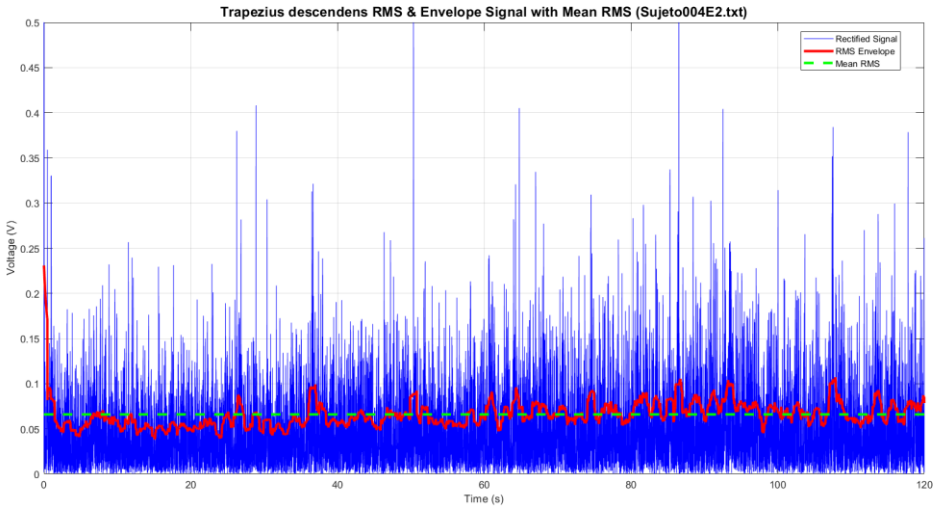

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto003E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

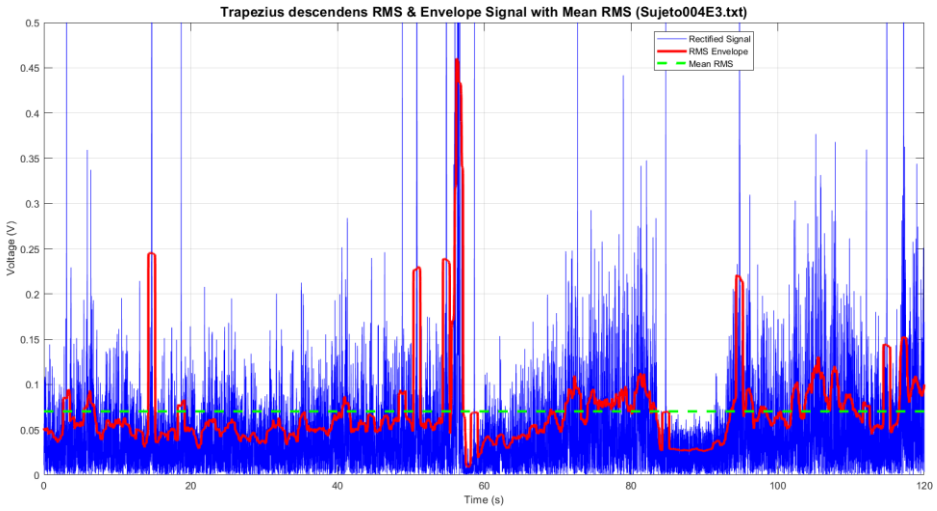

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto003E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 4

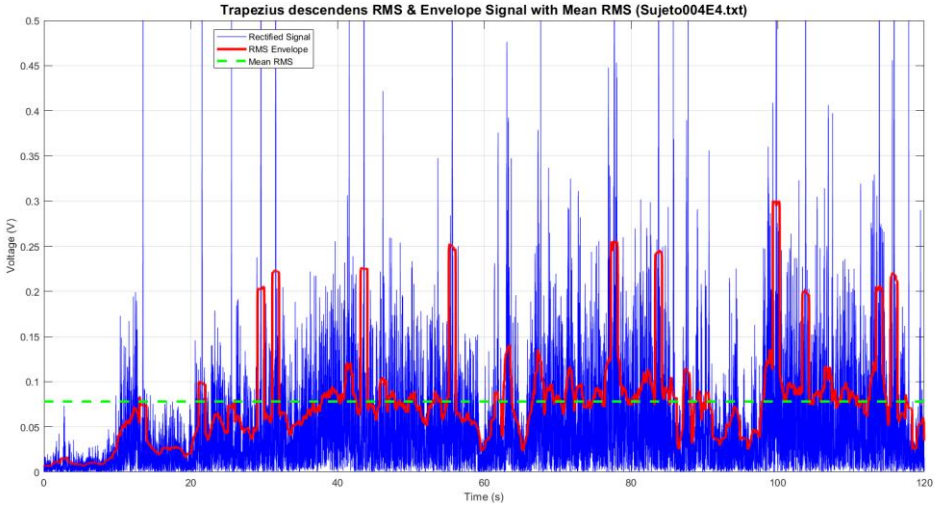
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

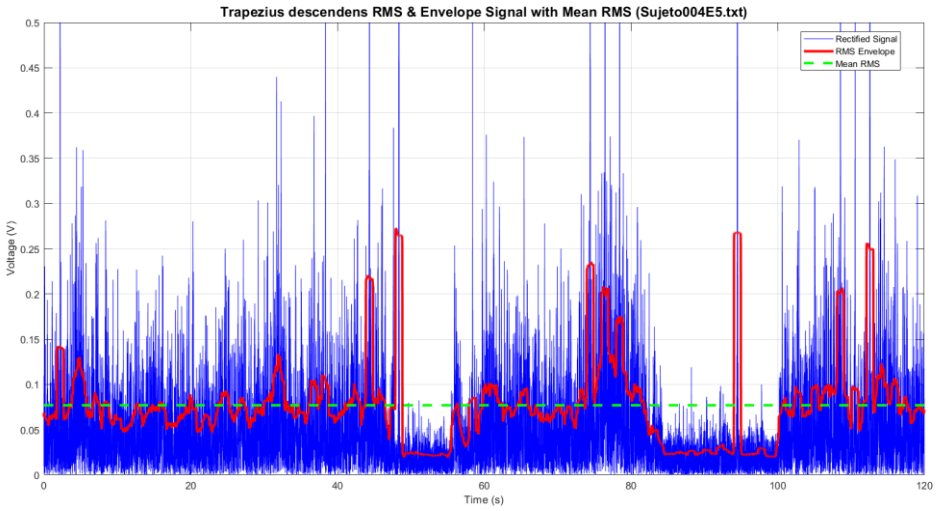


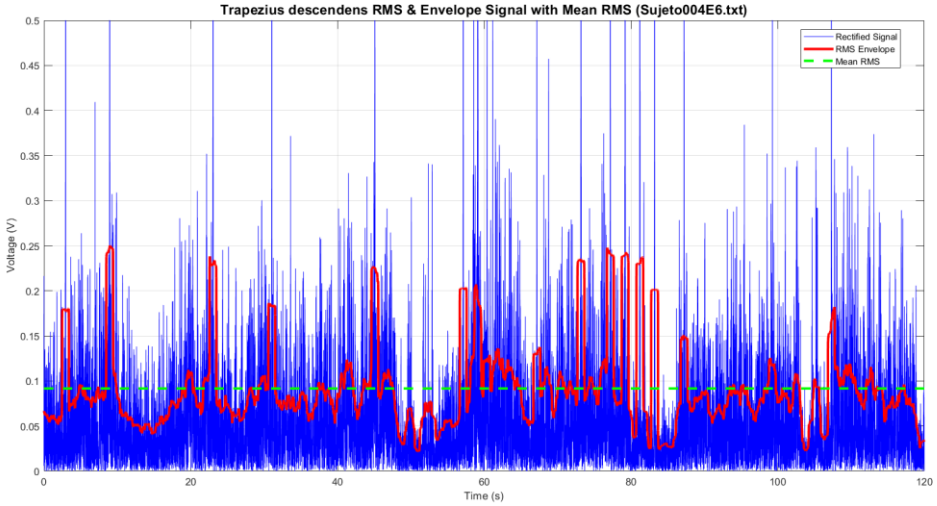




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

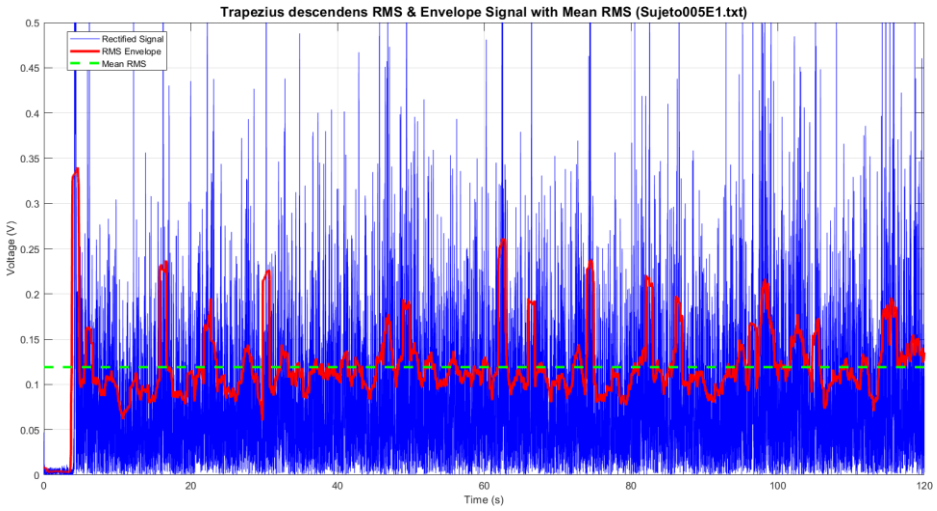


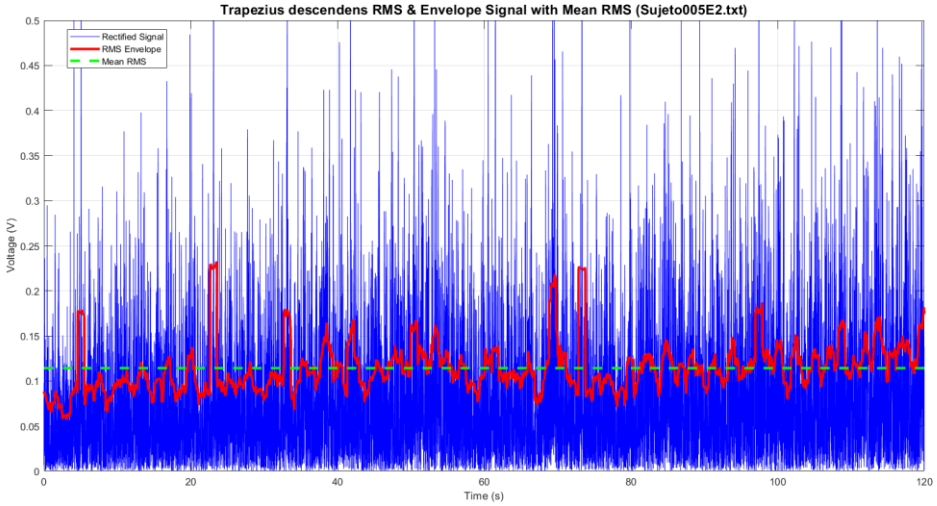


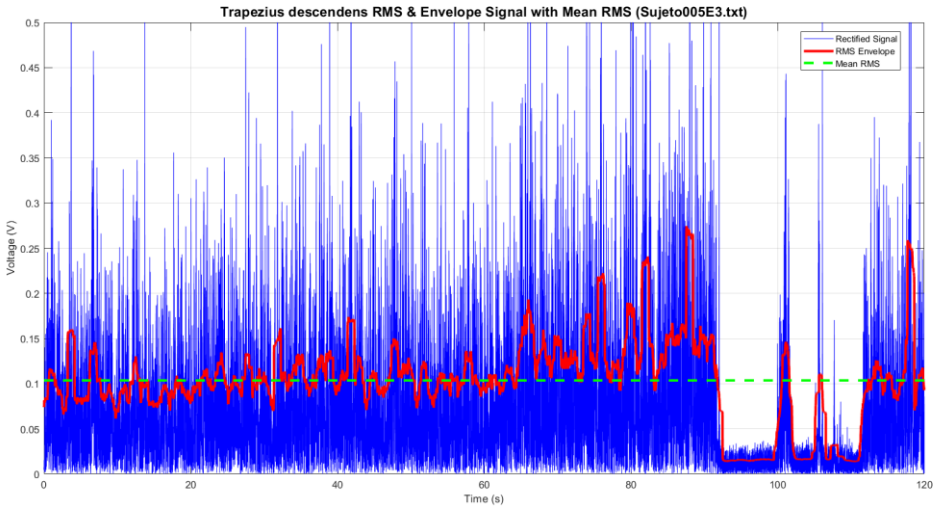


Sujeto 5

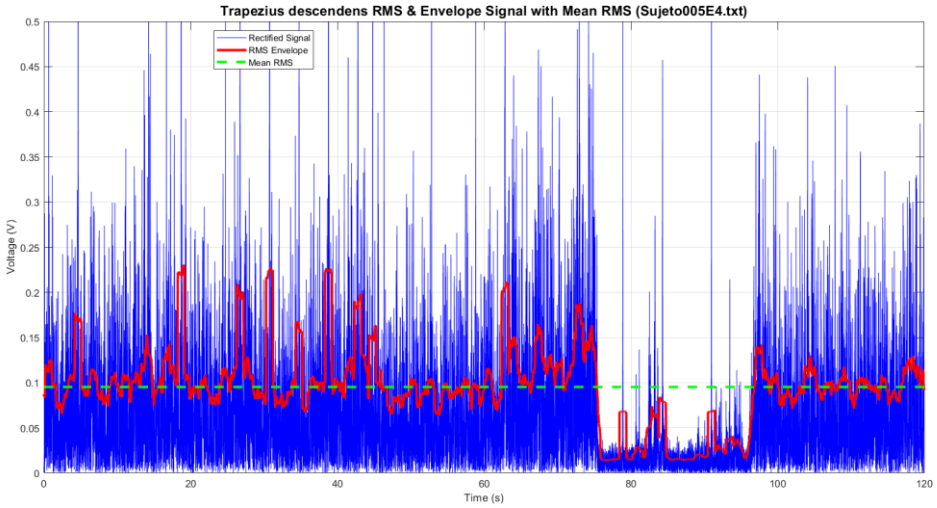
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

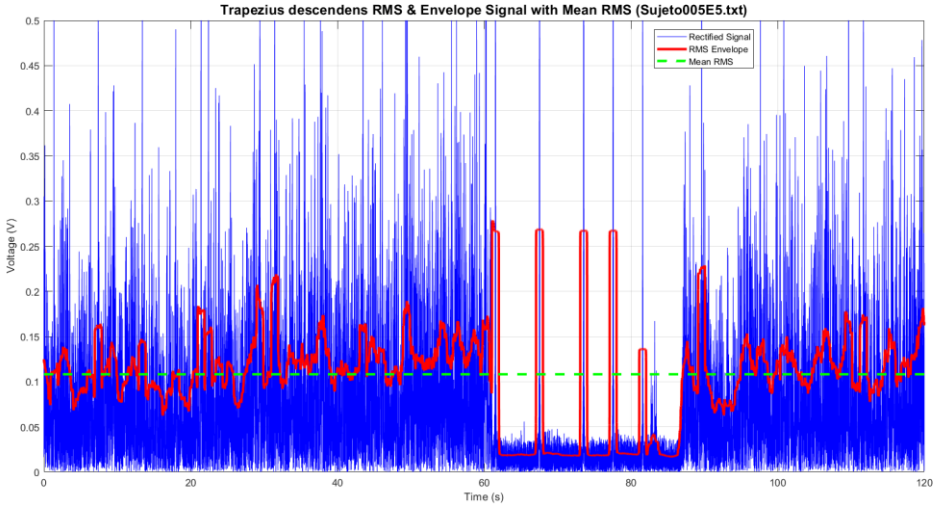

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto005E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

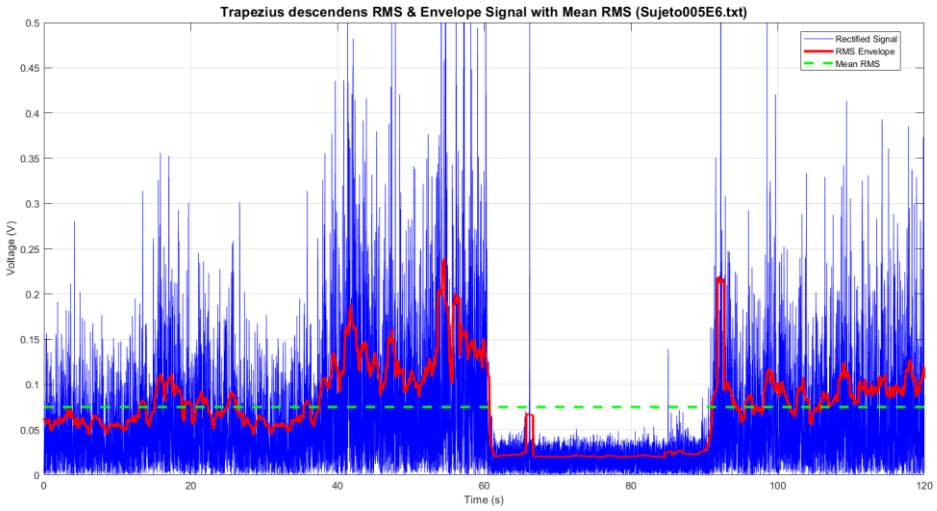

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto005E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto005E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

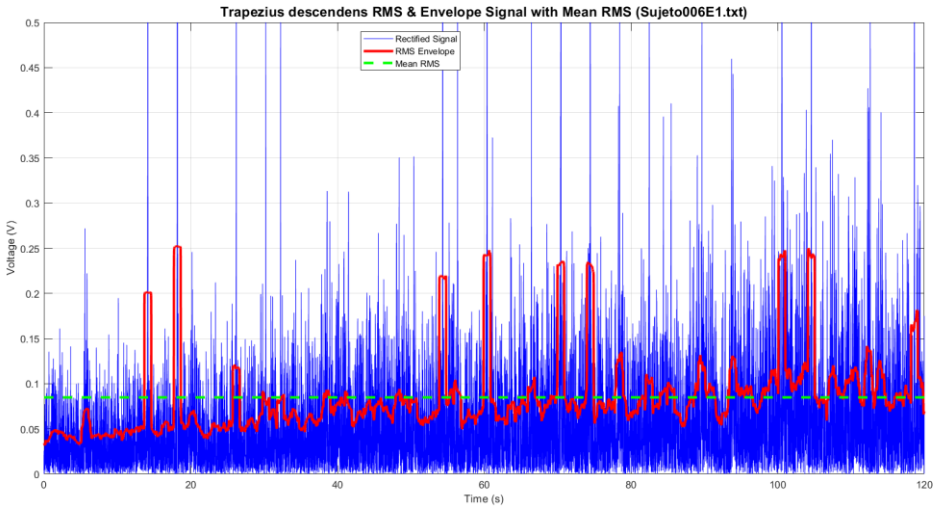


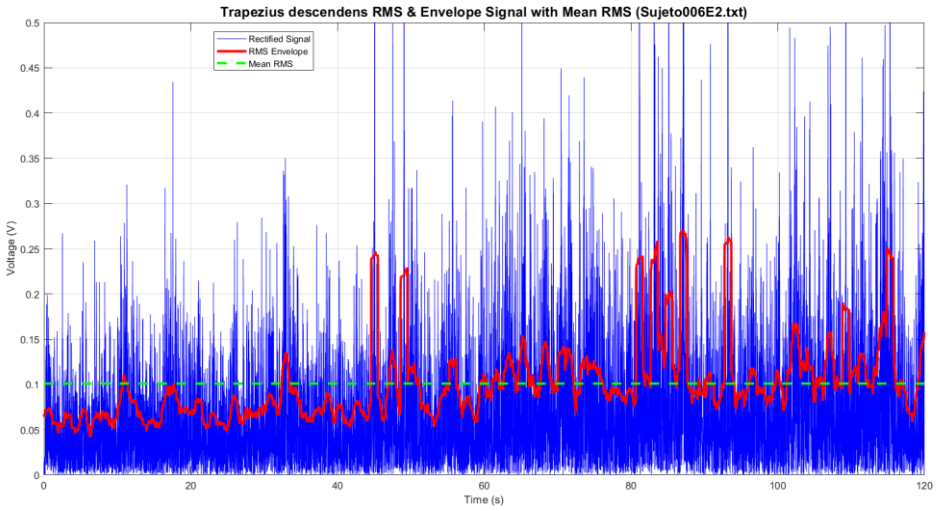


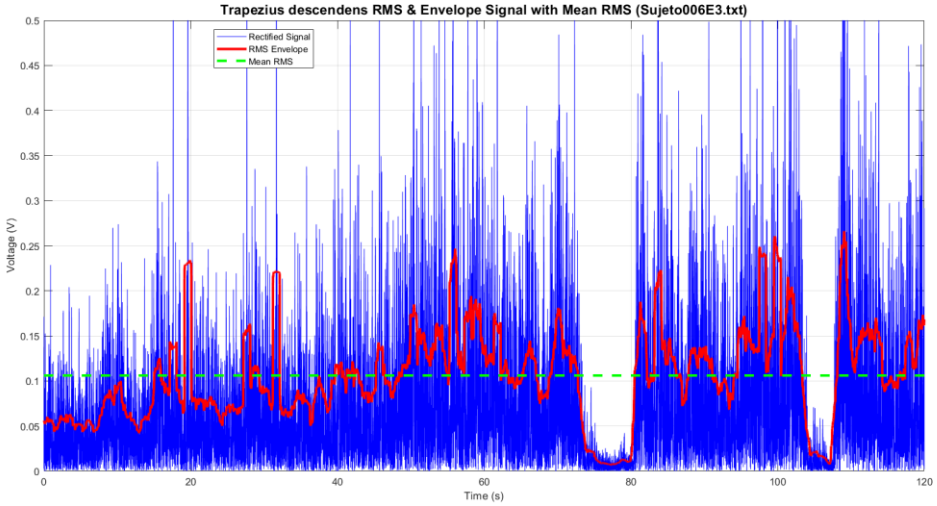


Sujeto 6

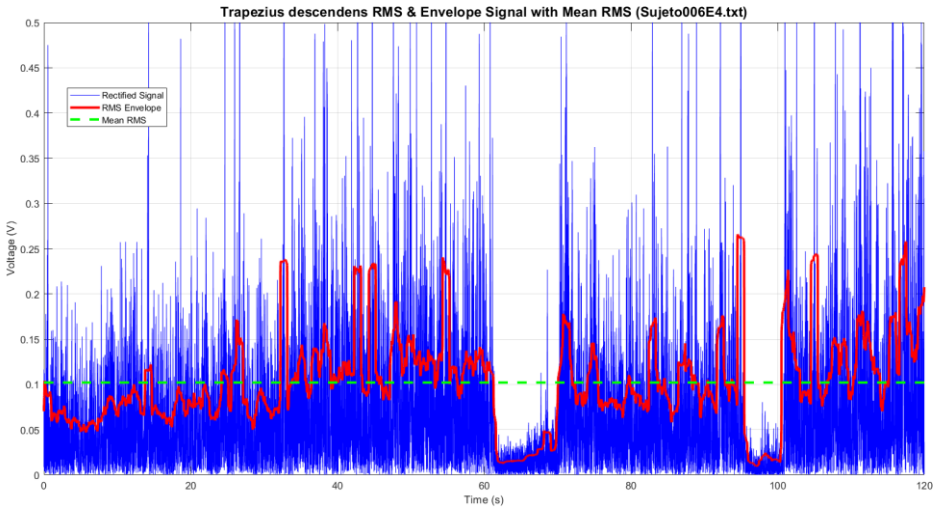
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

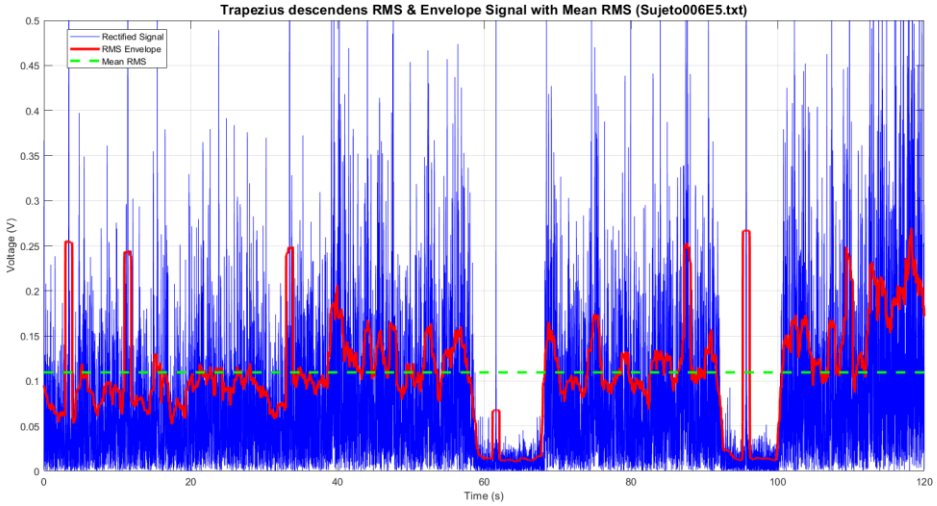


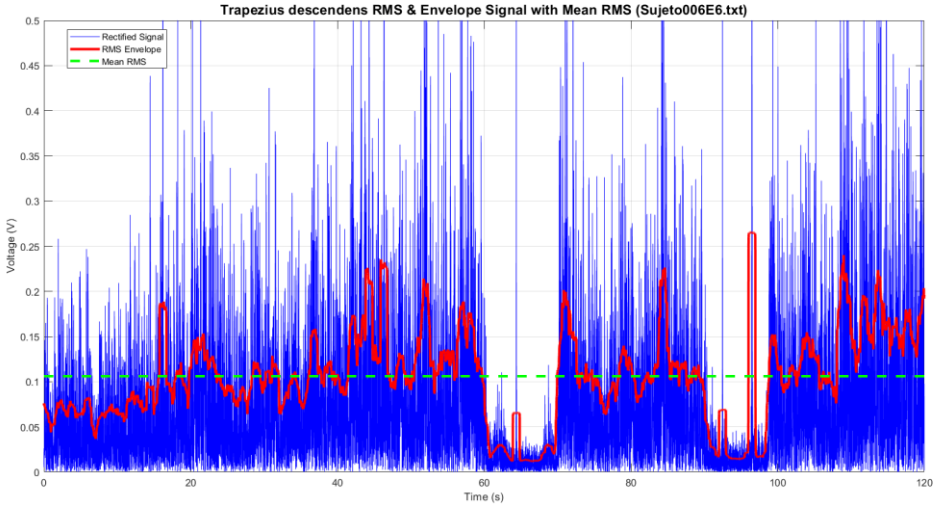




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

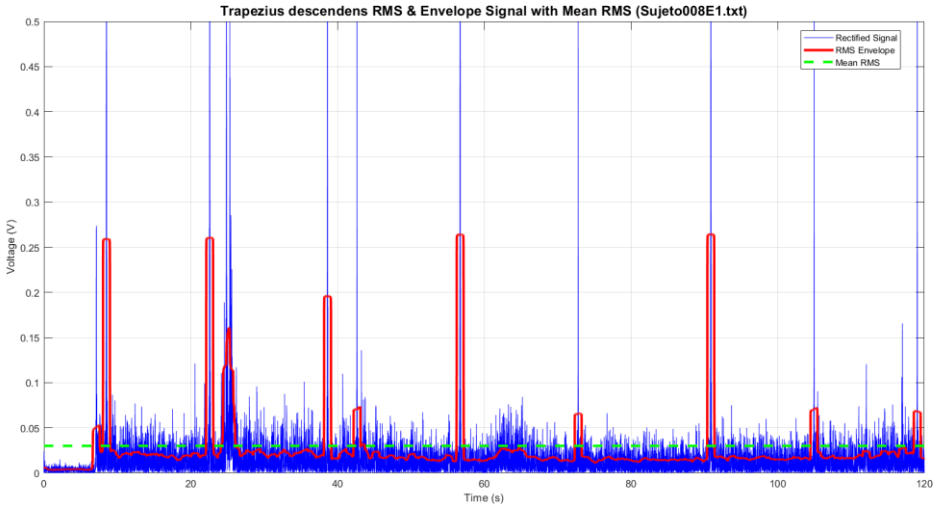

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto006E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

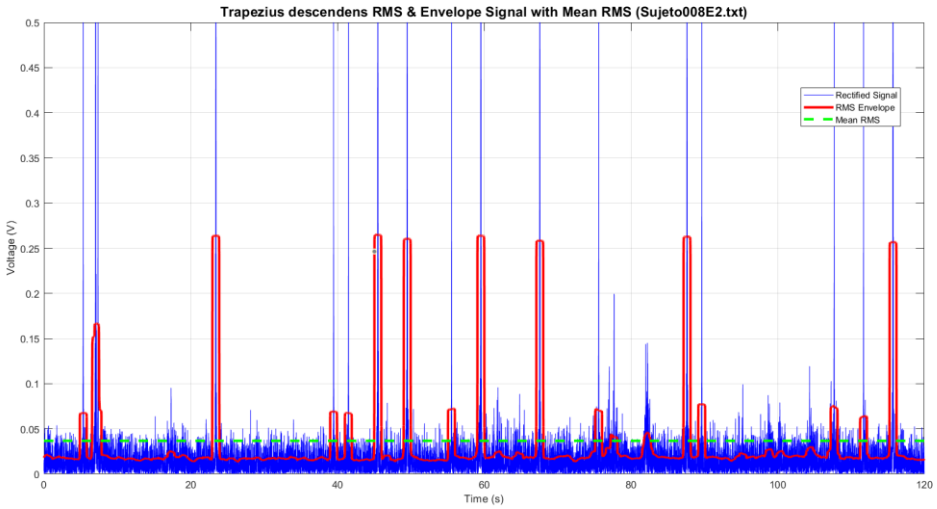

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto006E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

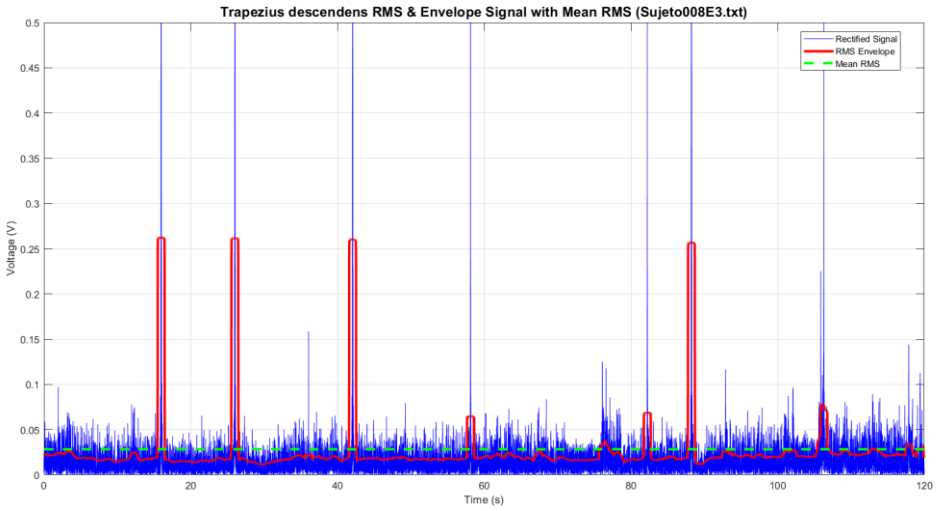

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto006E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 8

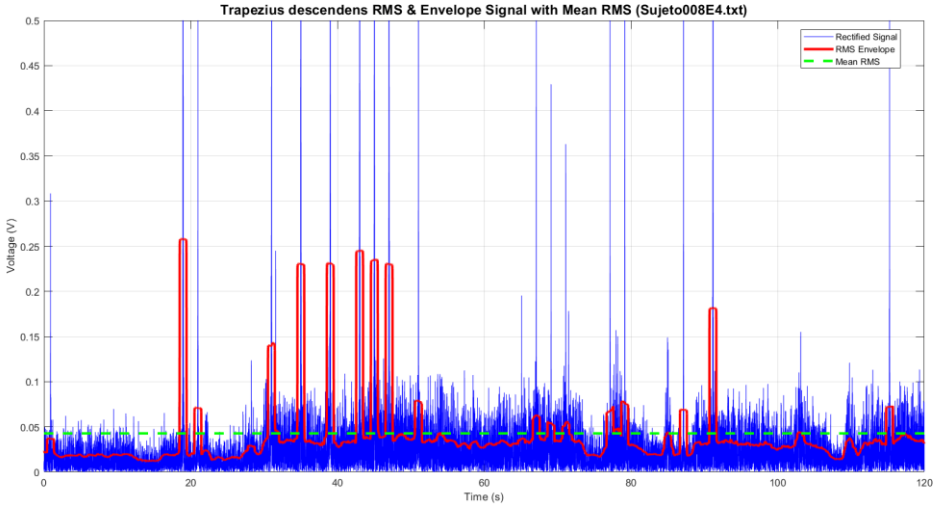
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

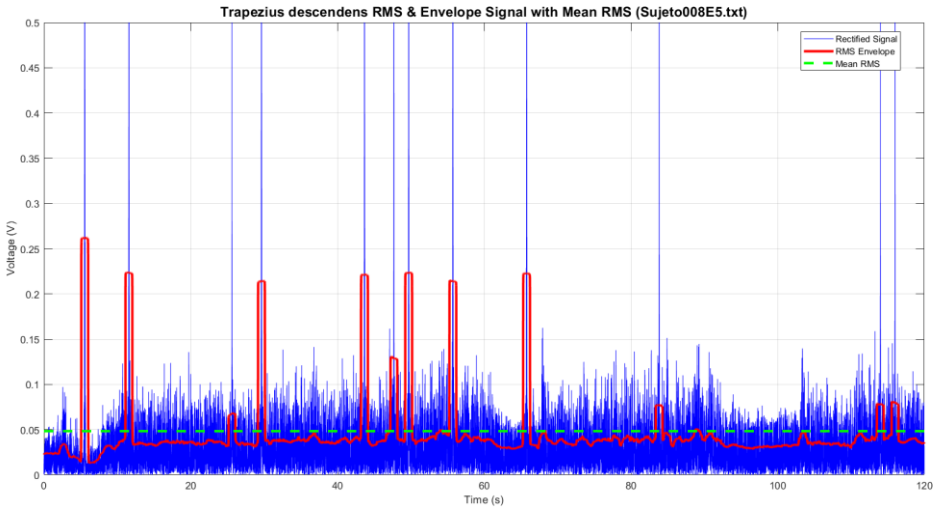


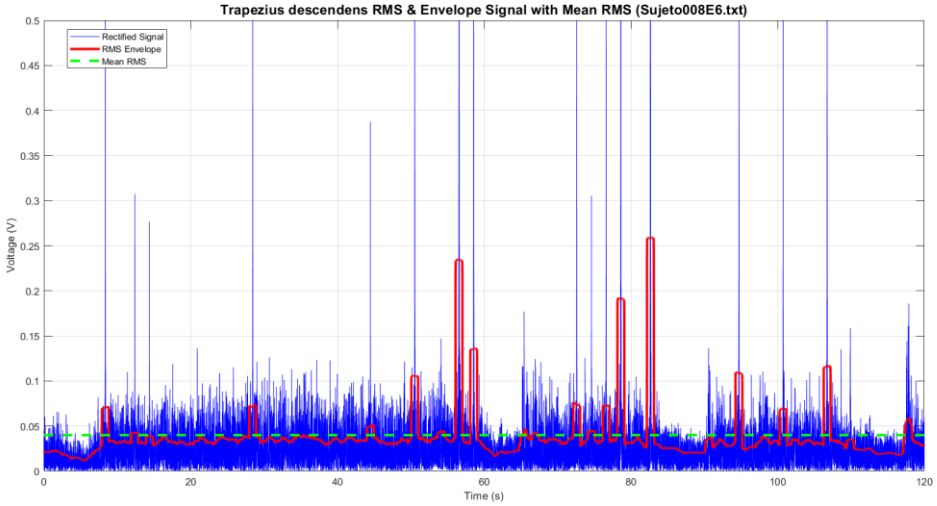




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

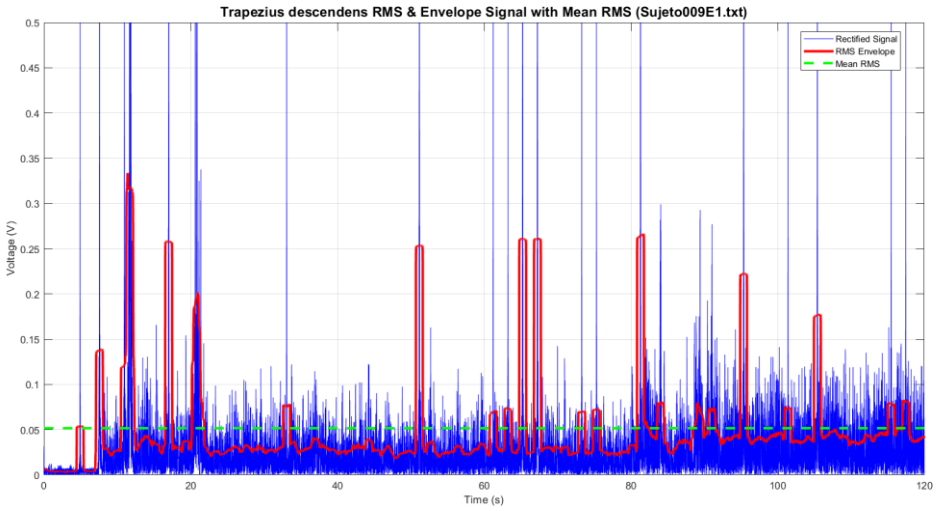


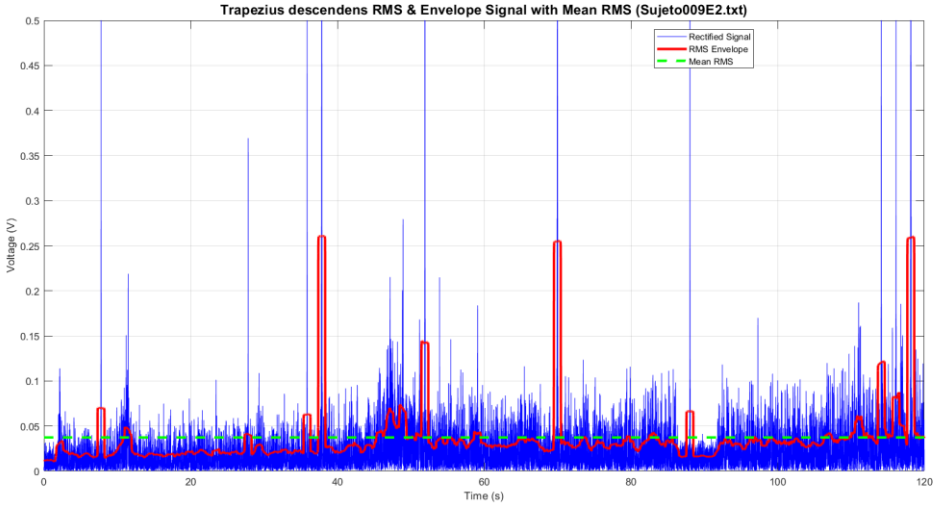


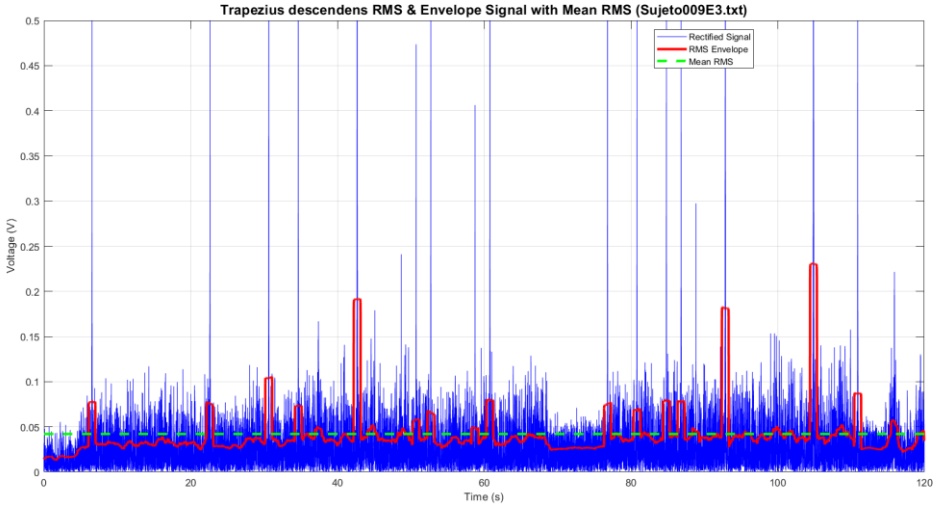


Sujeto 9

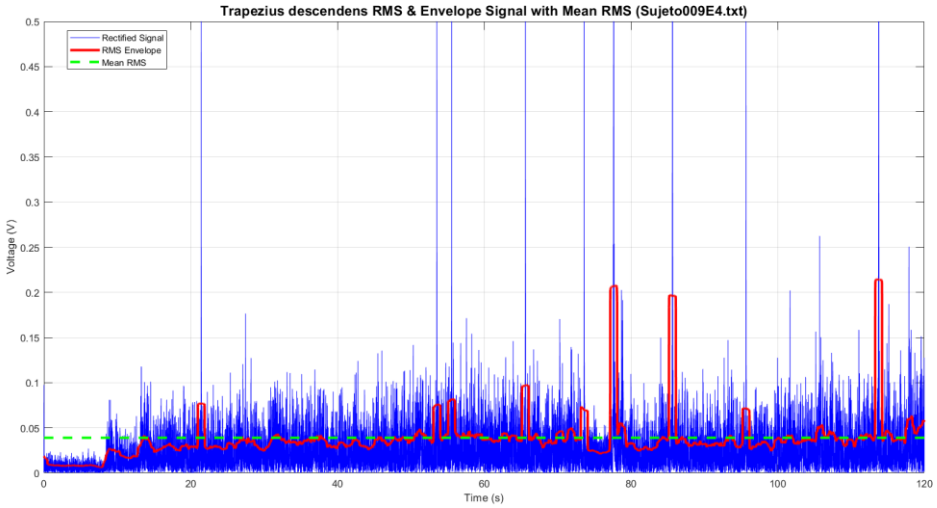
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

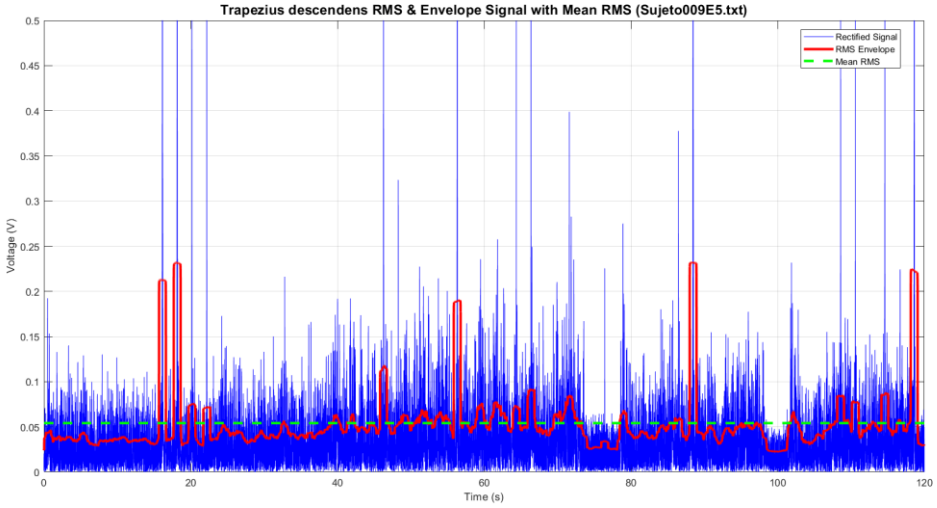

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto009E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

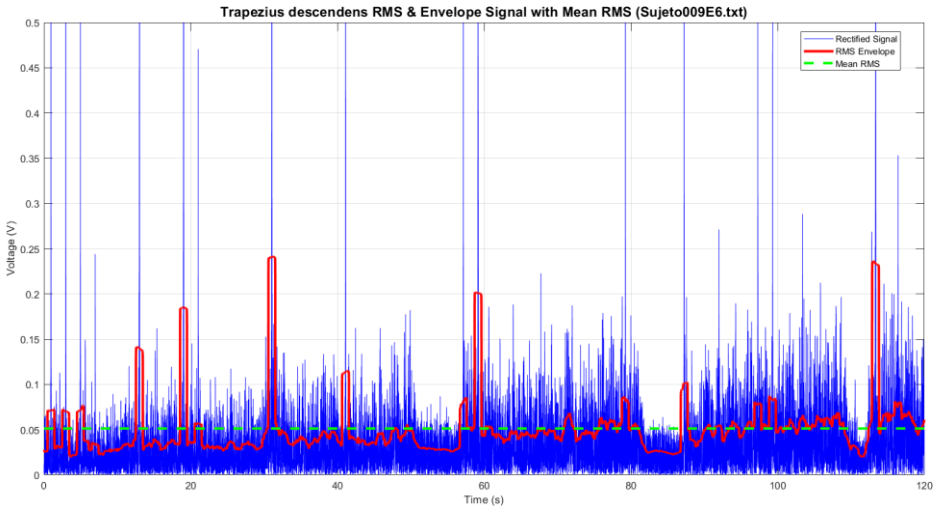

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto009E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto009E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

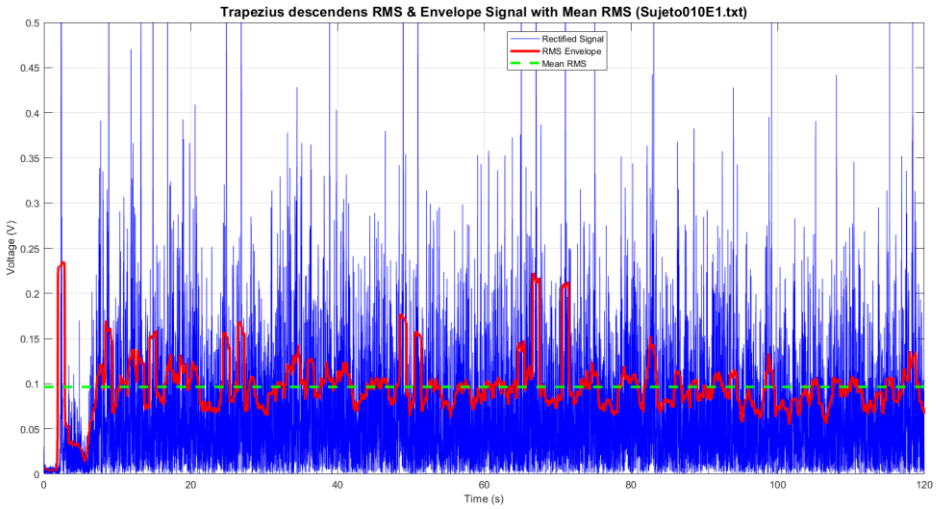


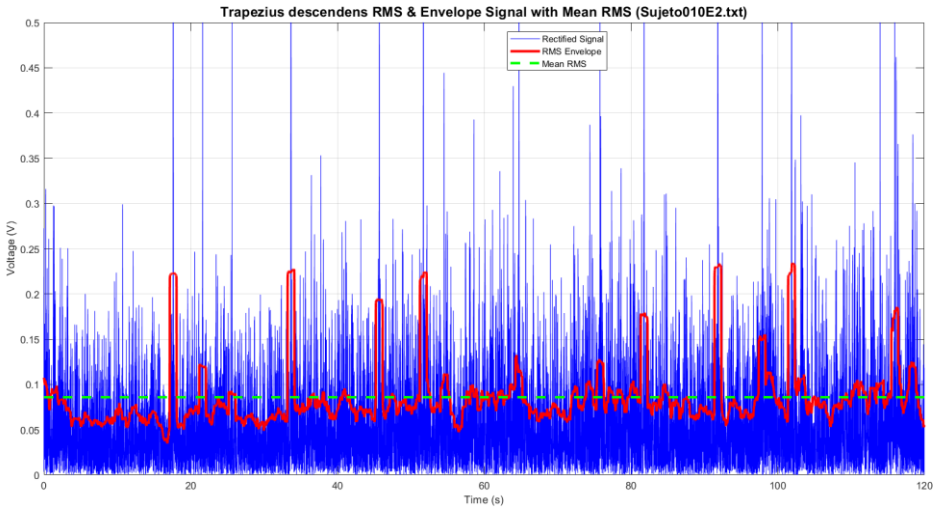


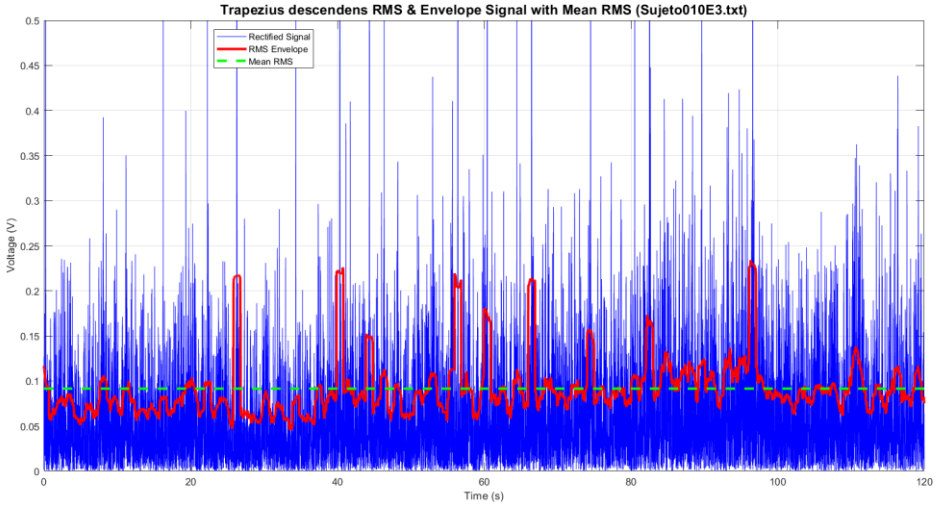


Sujeto 10

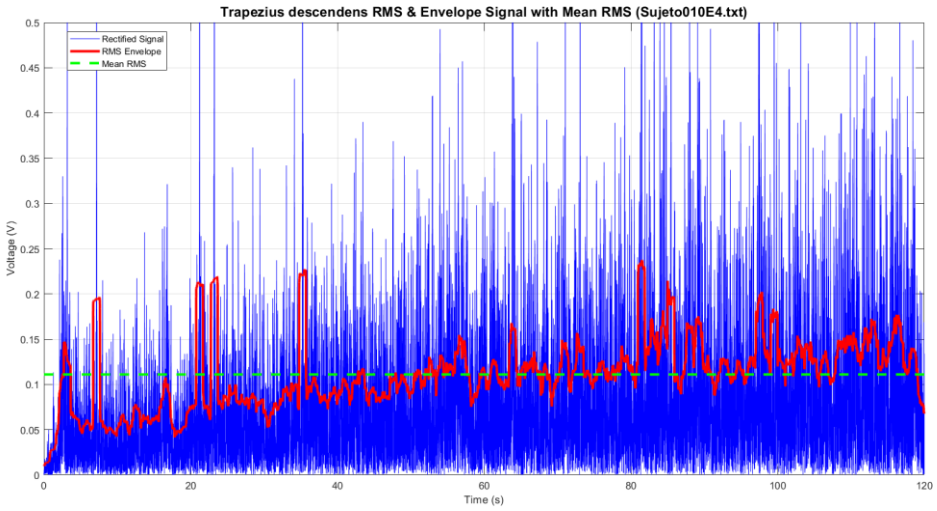
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

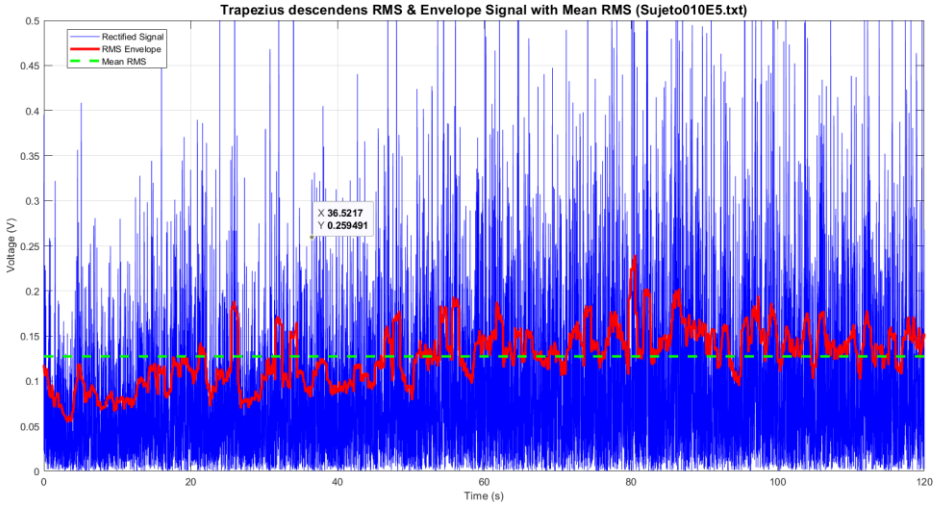


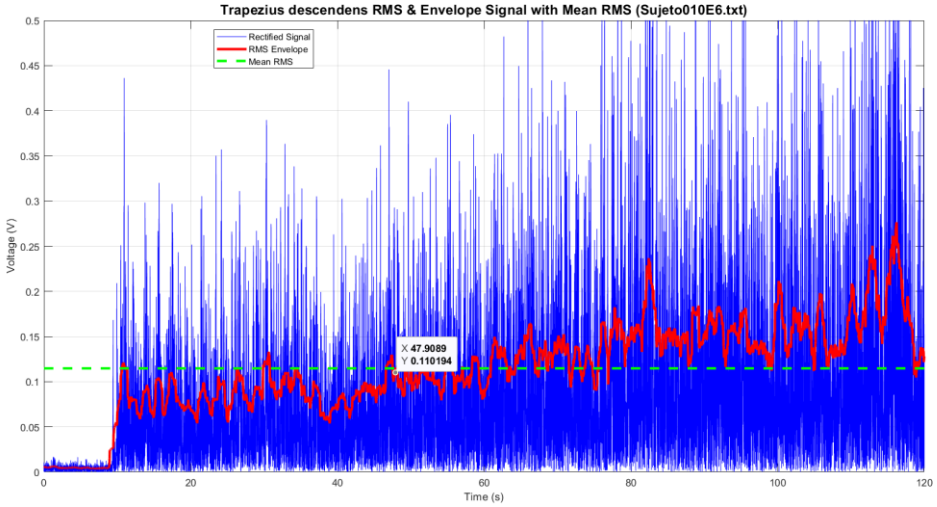




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

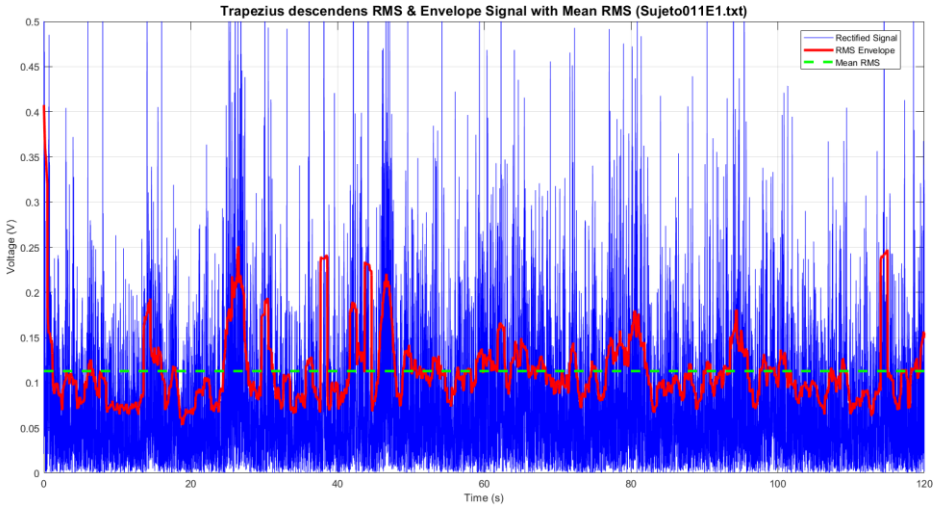

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto010E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

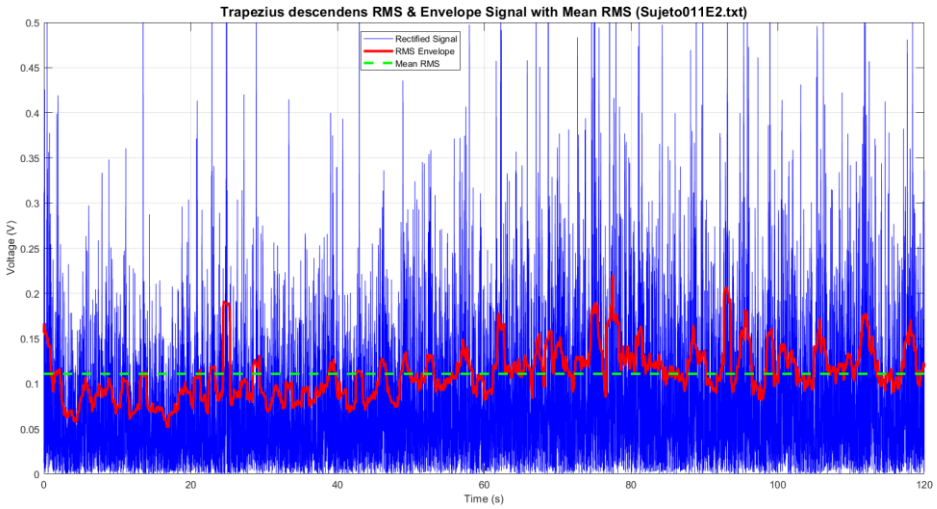

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto010E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
X 36.5217
Y 0.259491
Voltage (V)
Time (s)

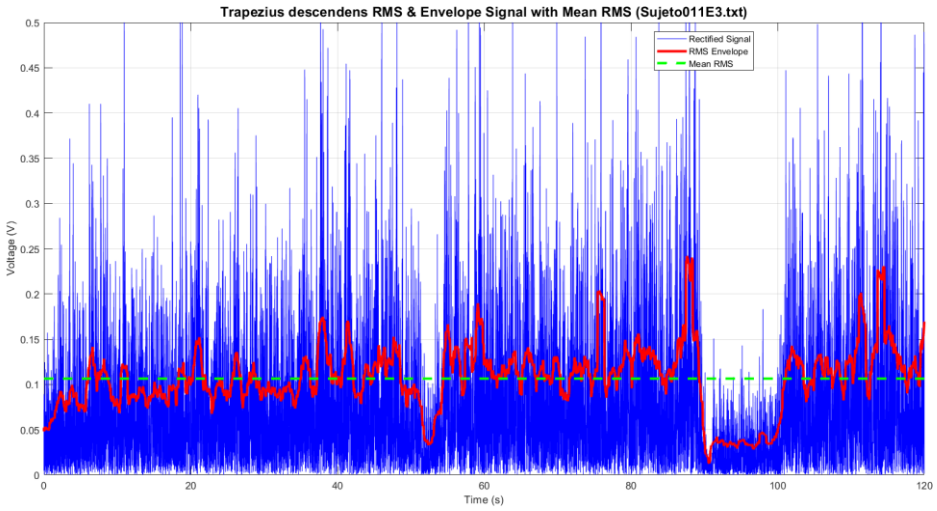

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto010E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
X 47.9089
Y 0.110194
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 11

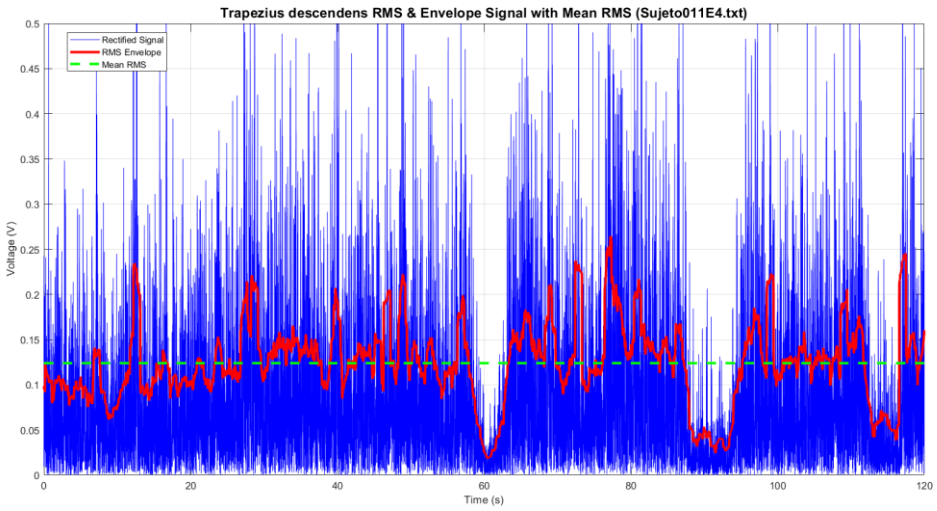
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

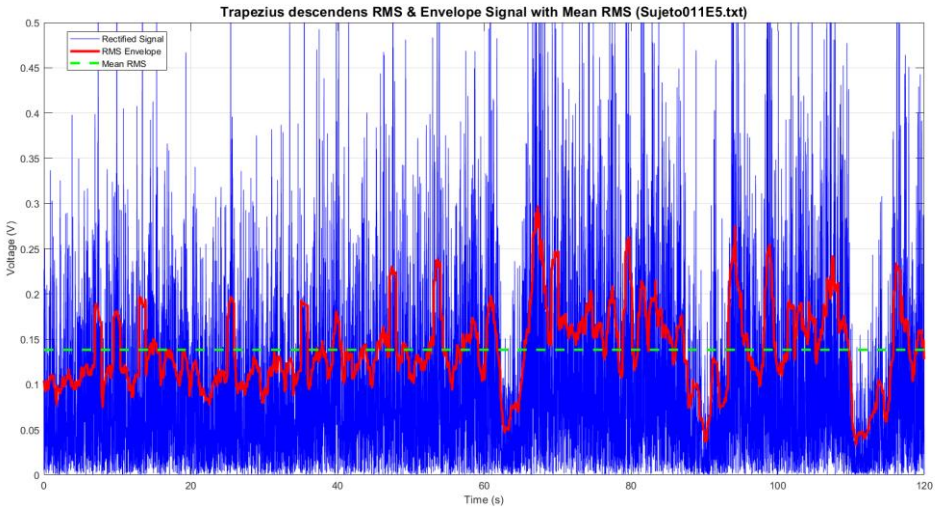


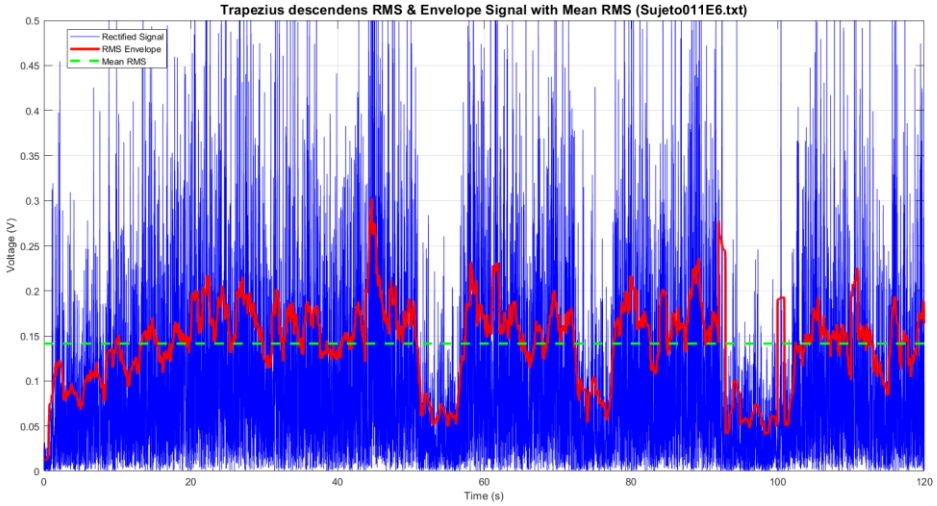




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

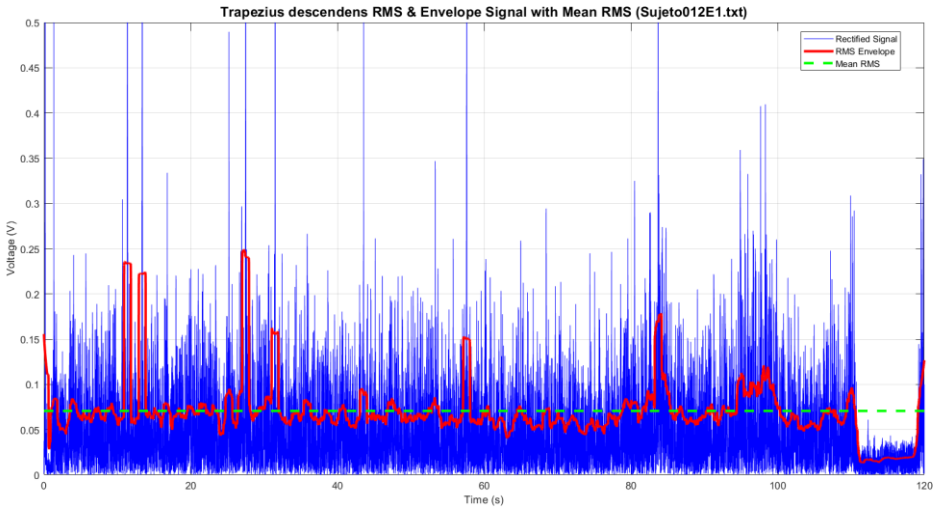


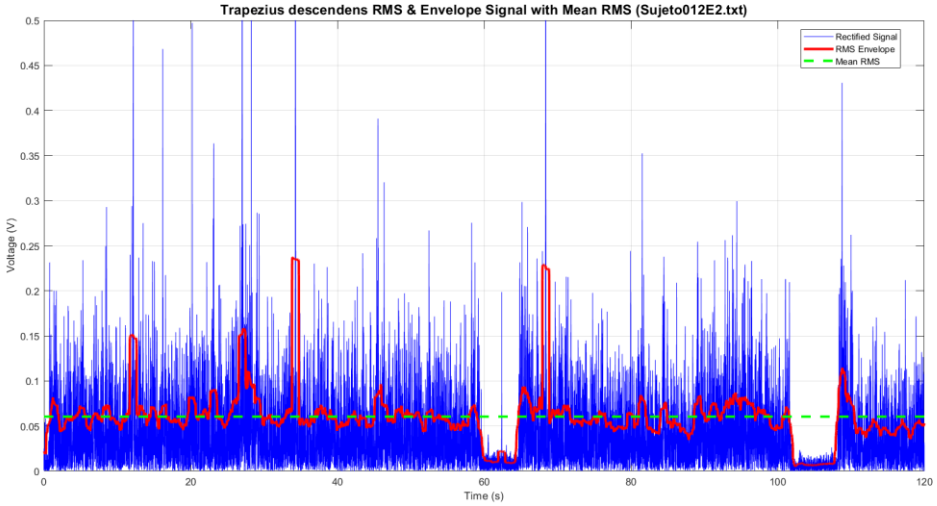


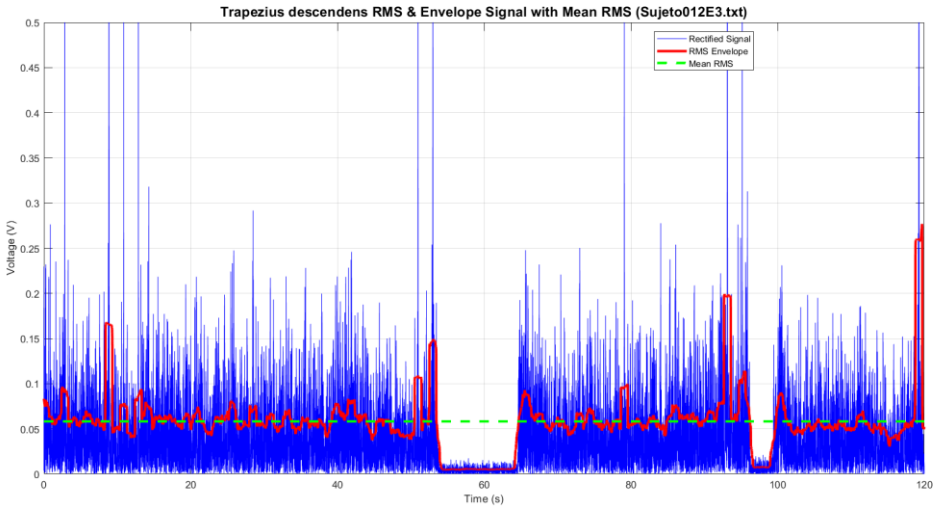


Sujeto 12

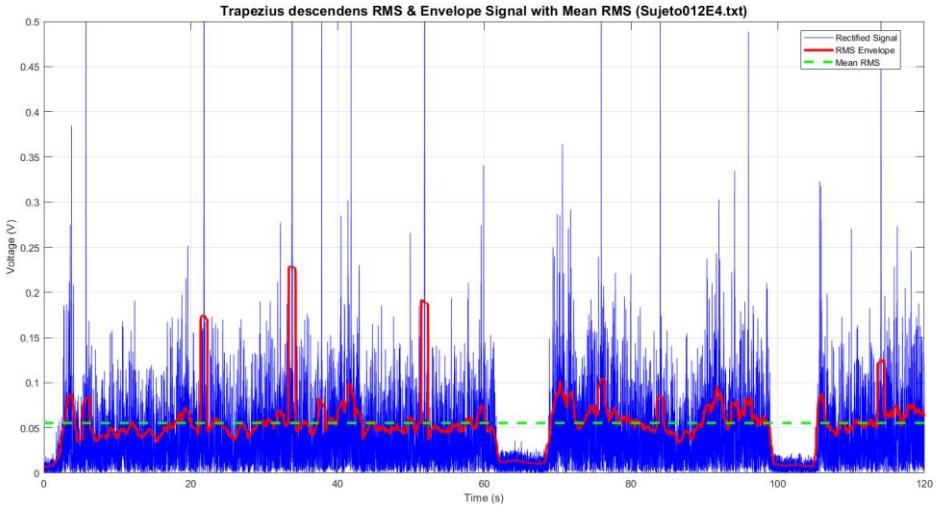
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

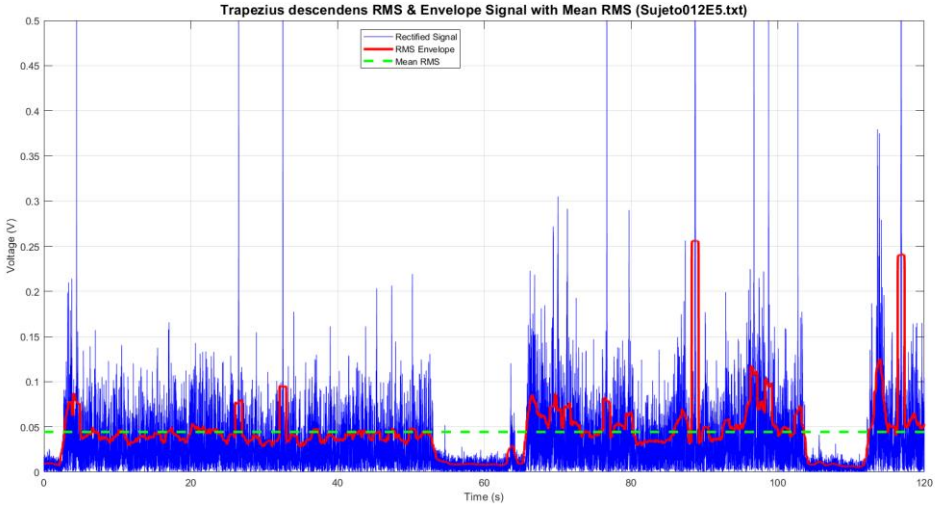

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto012E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

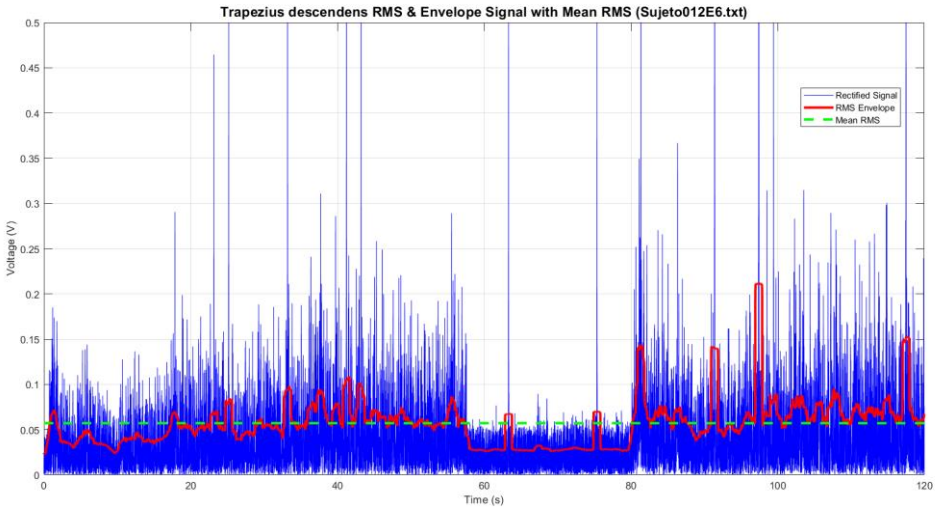

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto012E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto012E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

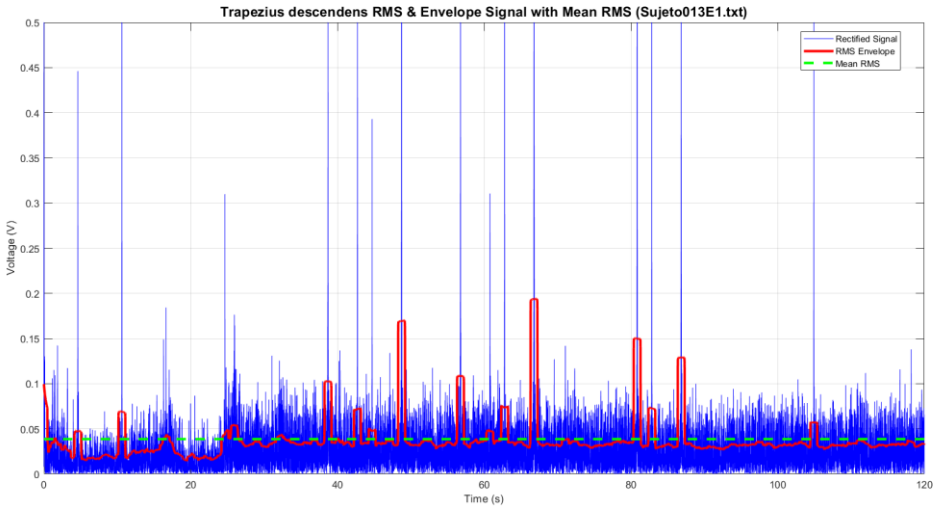


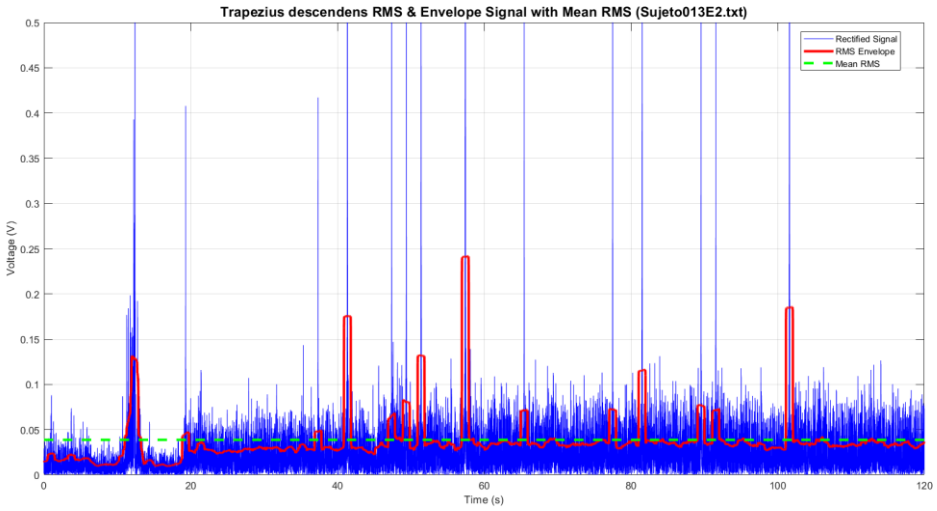


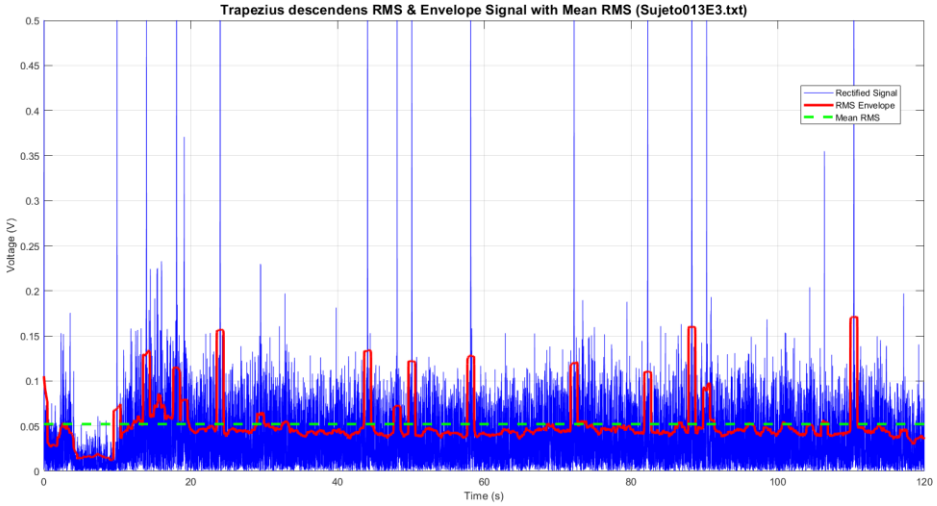


Sujeto 13

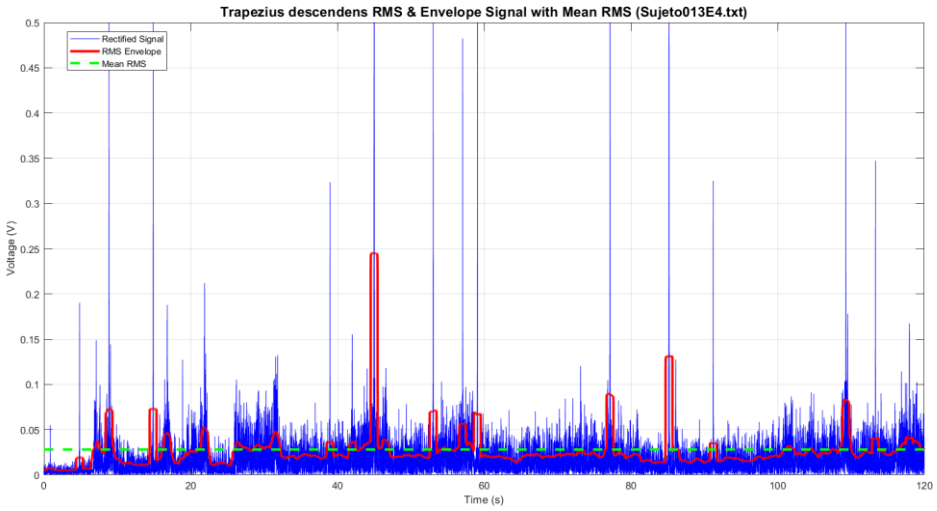
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

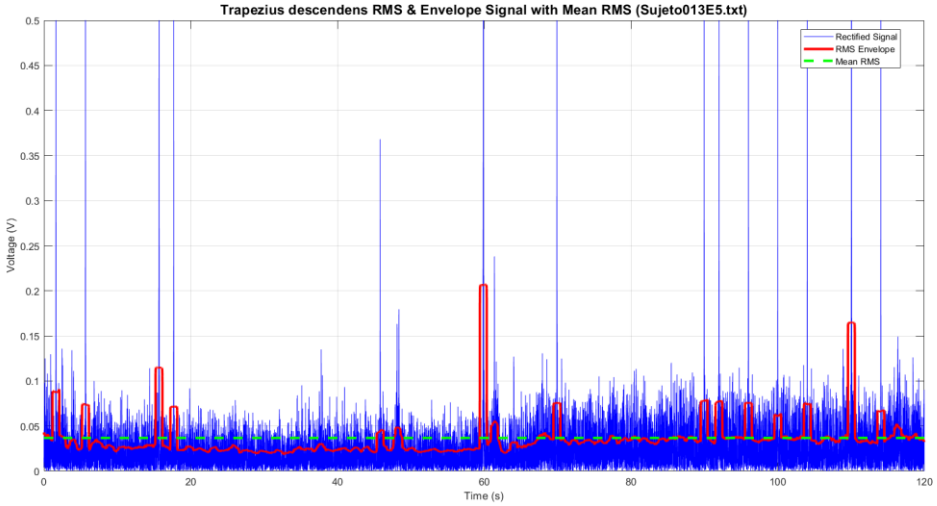


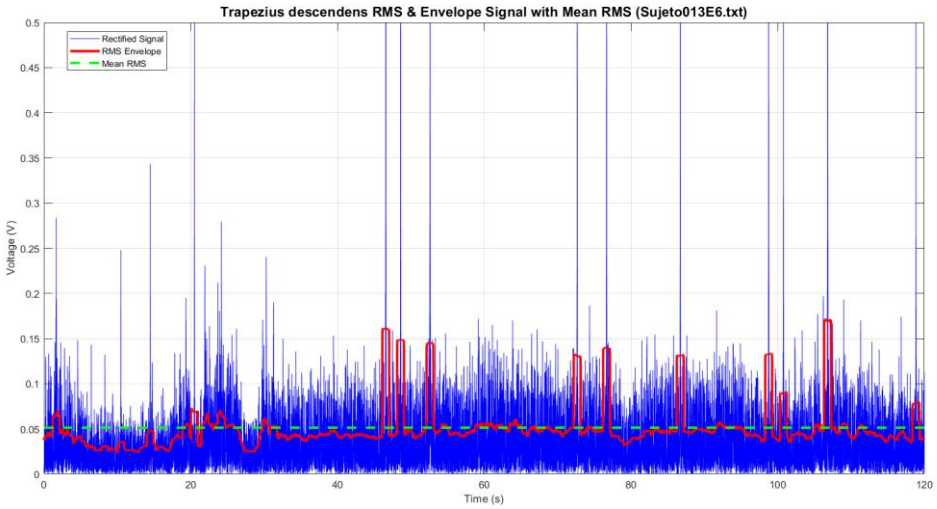




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

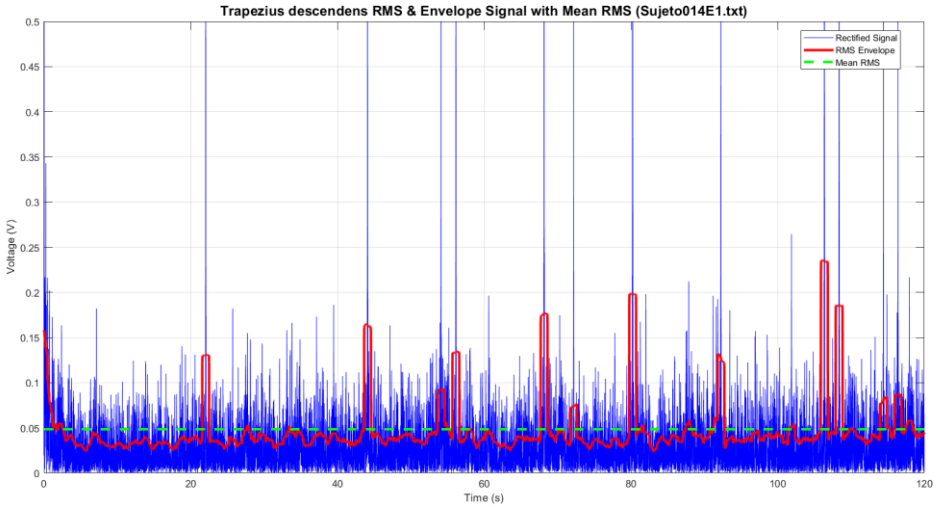

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto013E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

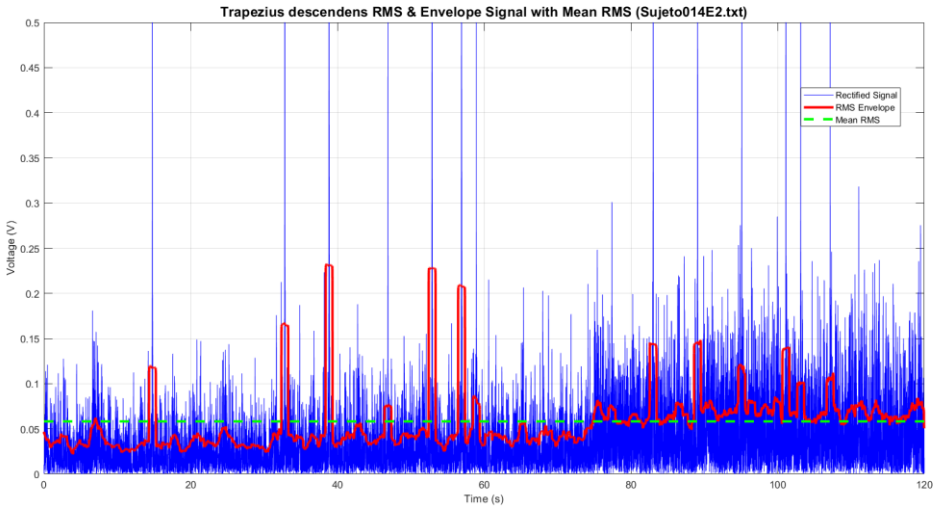

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto013E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

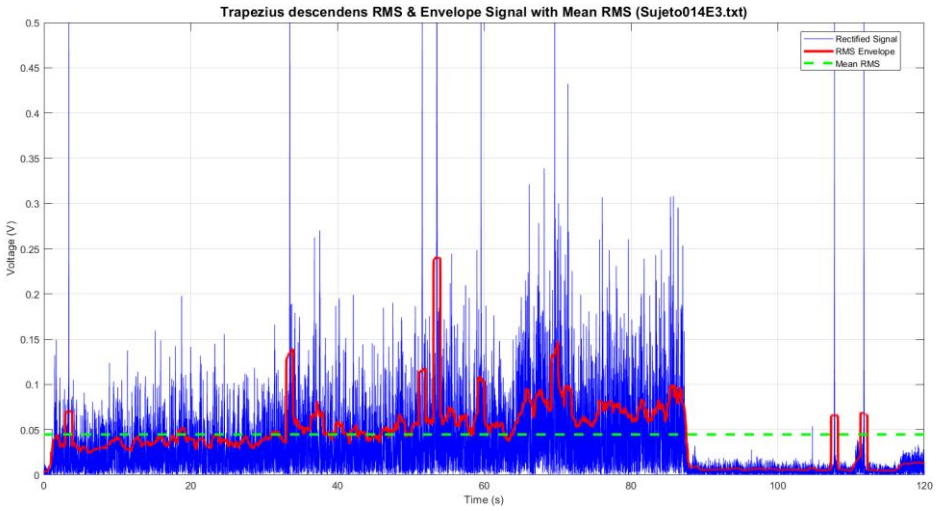

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto013E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 14

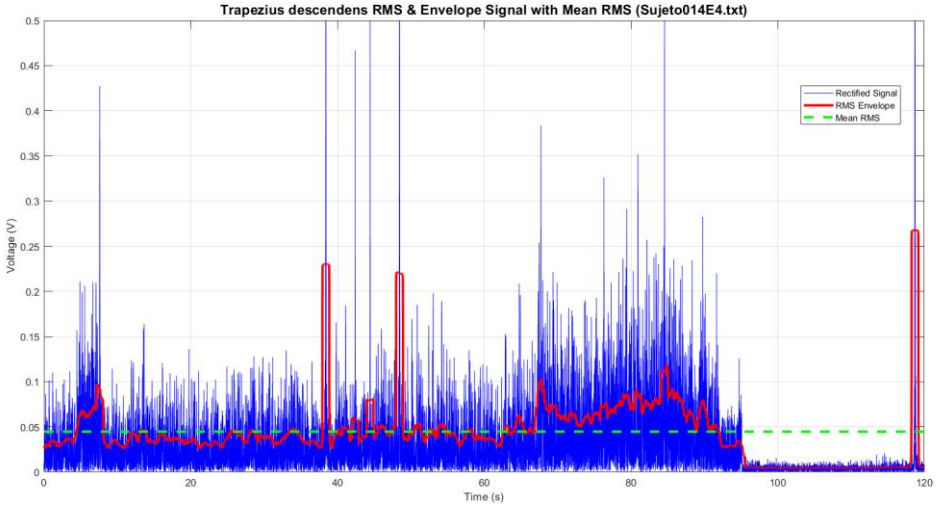
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

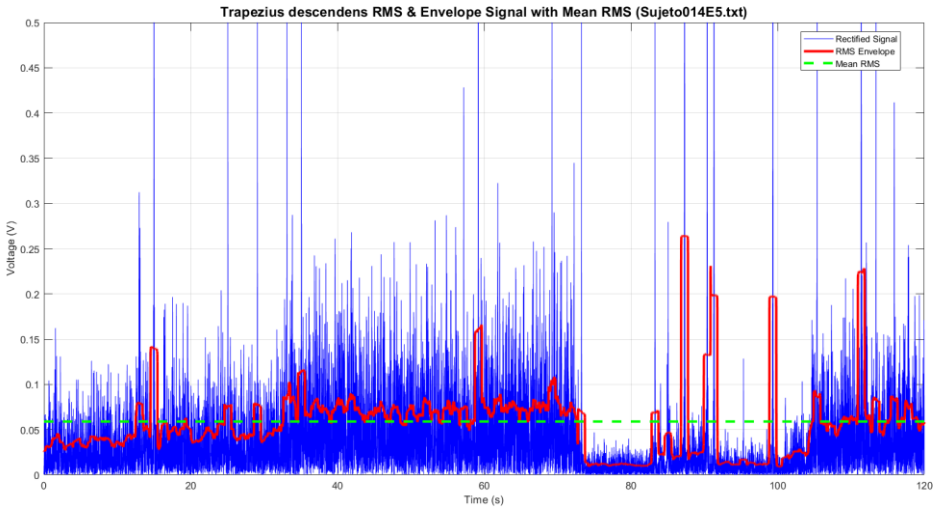


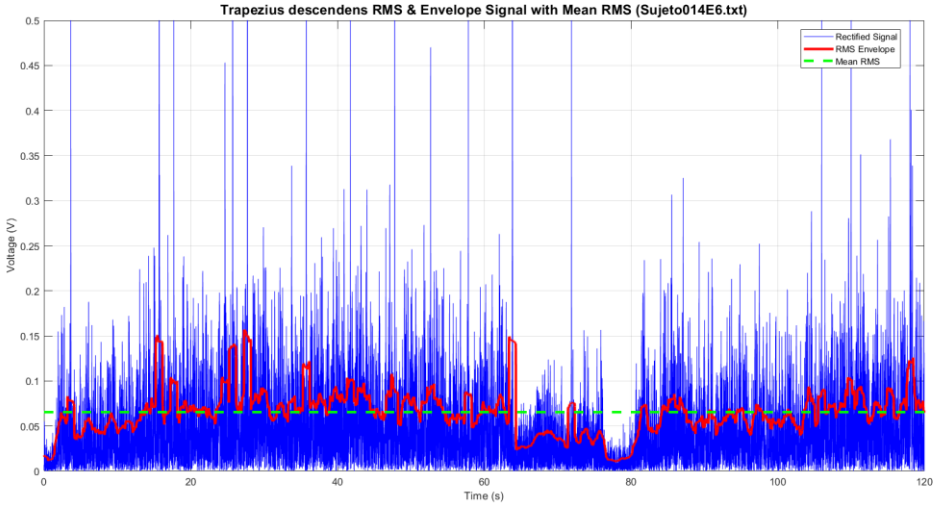




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

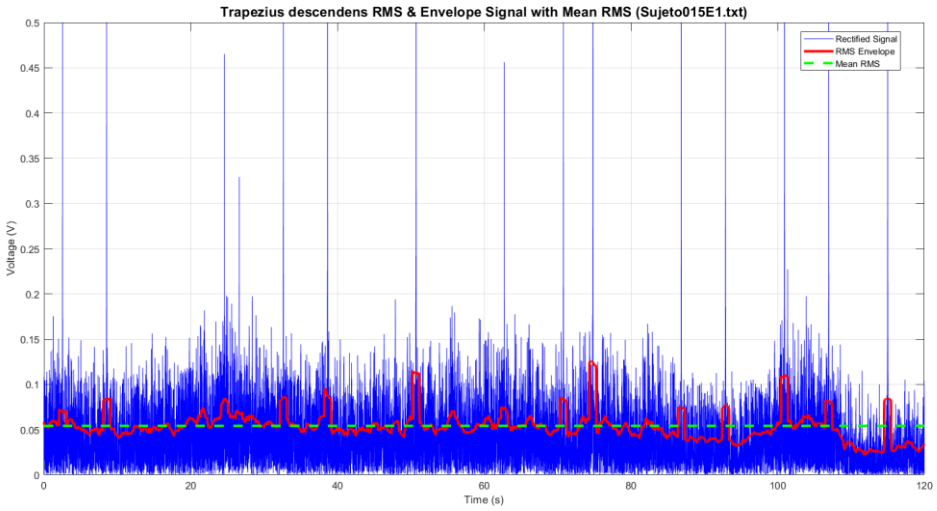


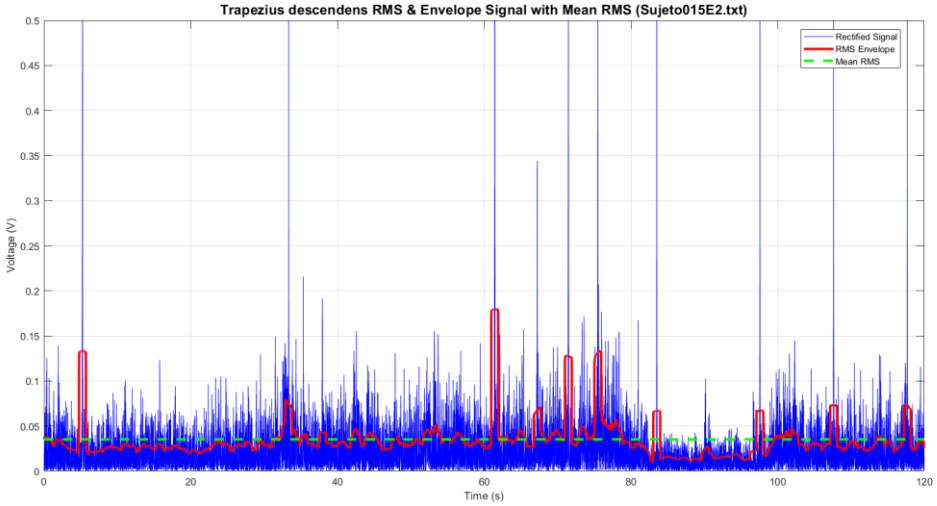


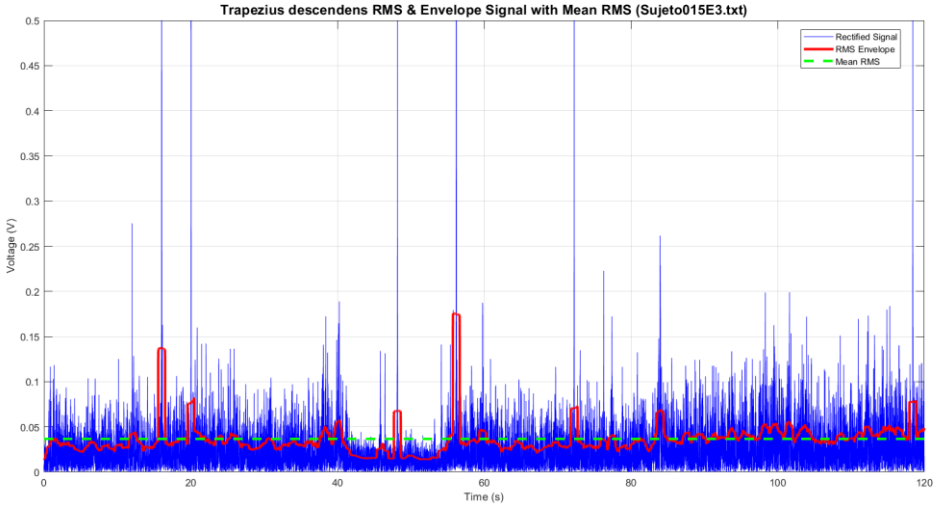


Sujeto 15

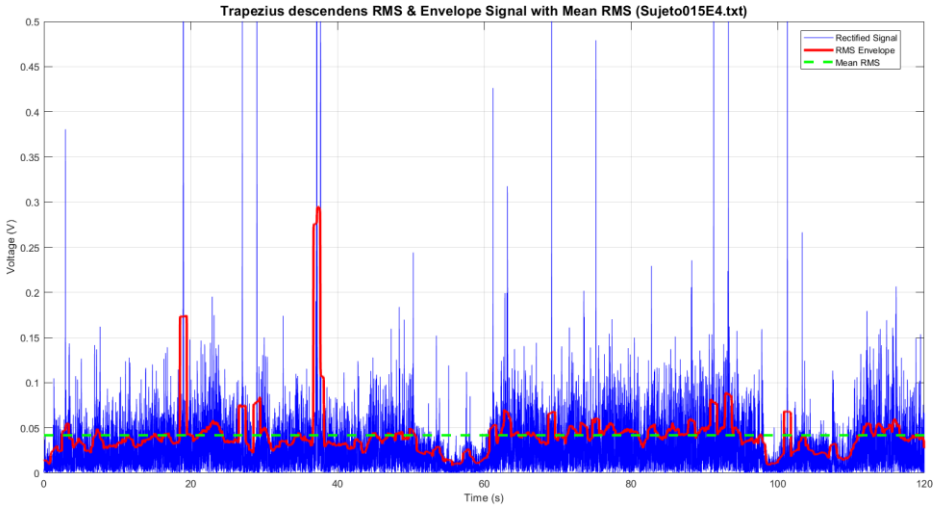
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

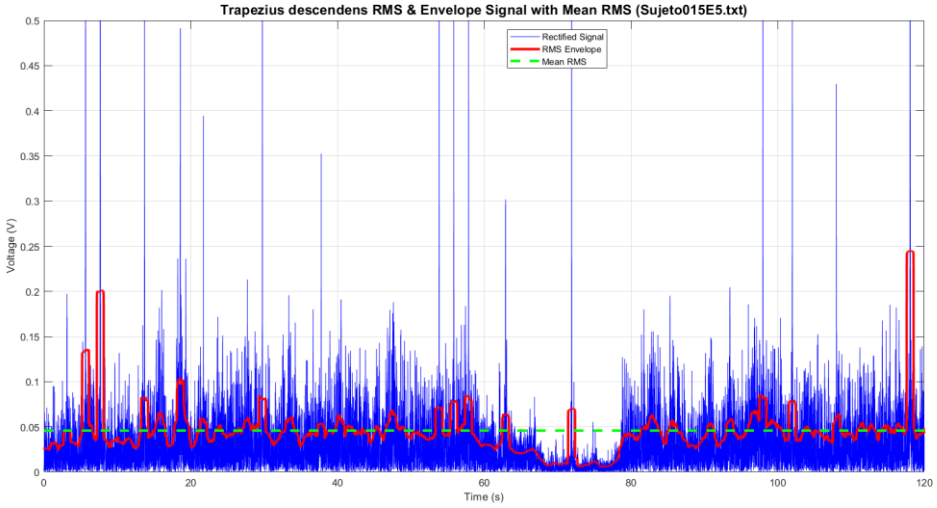

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto015E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

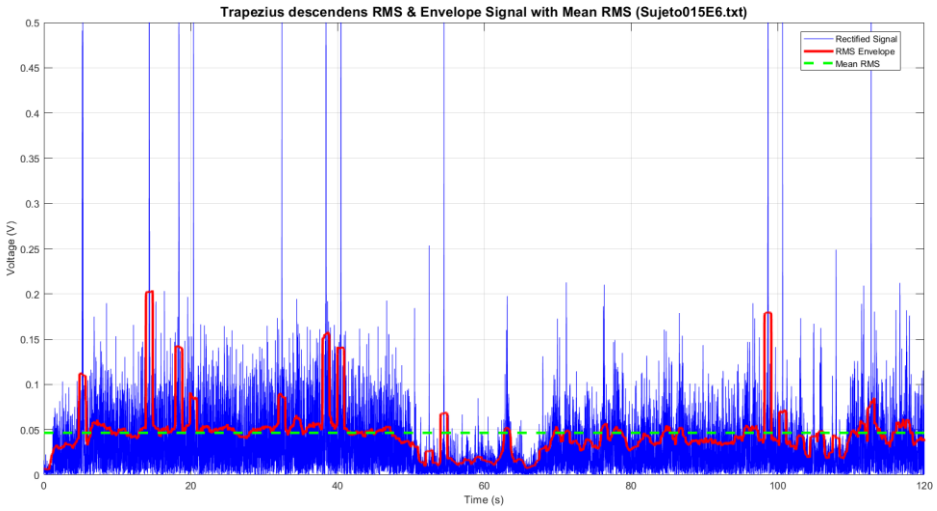

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto015E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto015E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

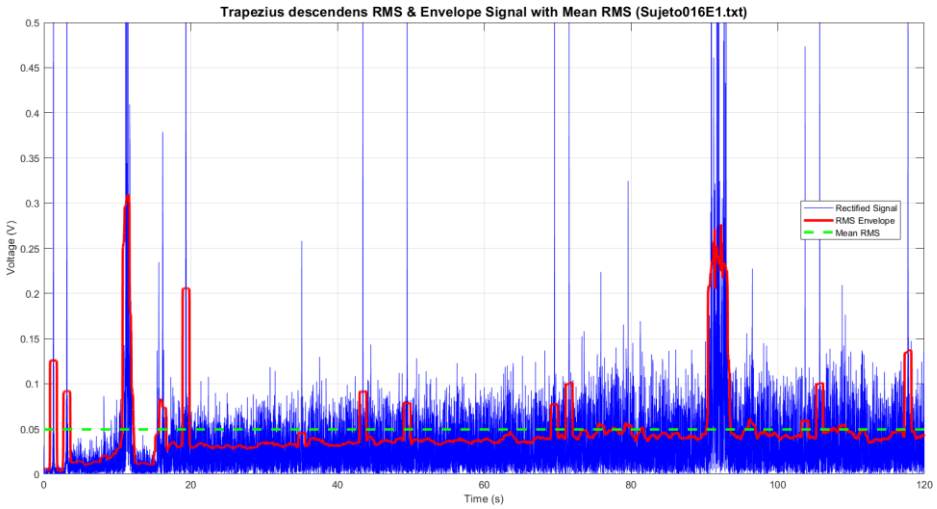


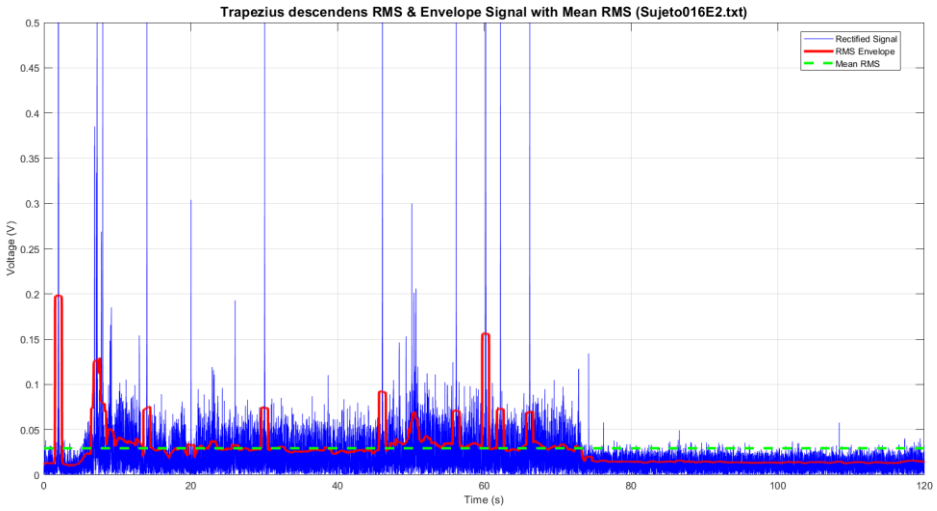


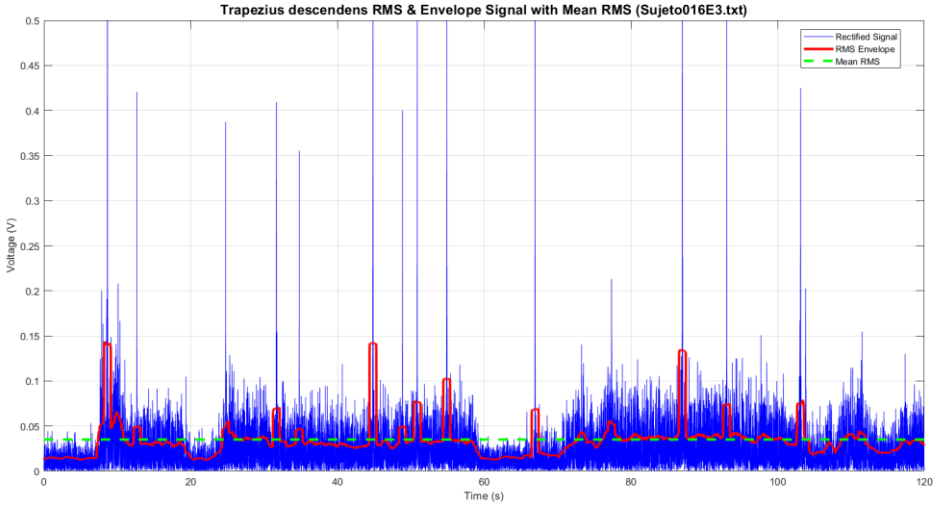


Sujeto 16

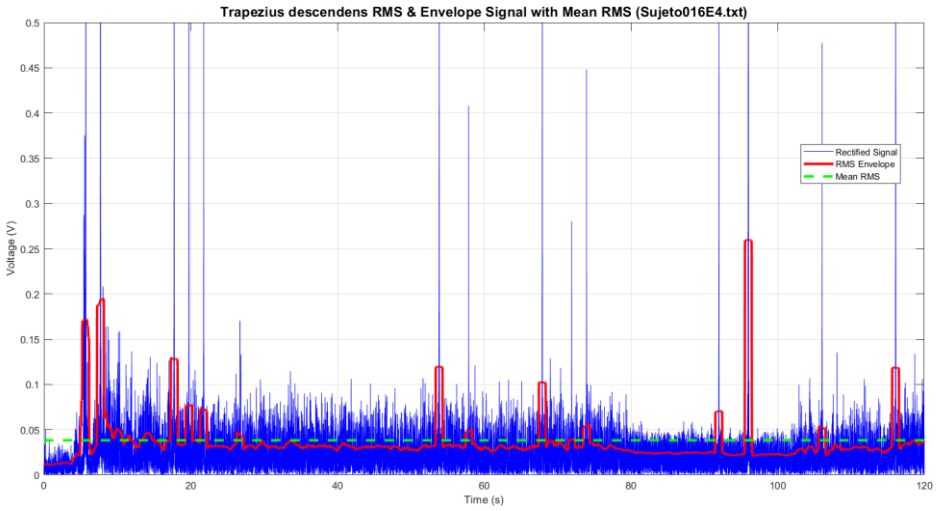
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

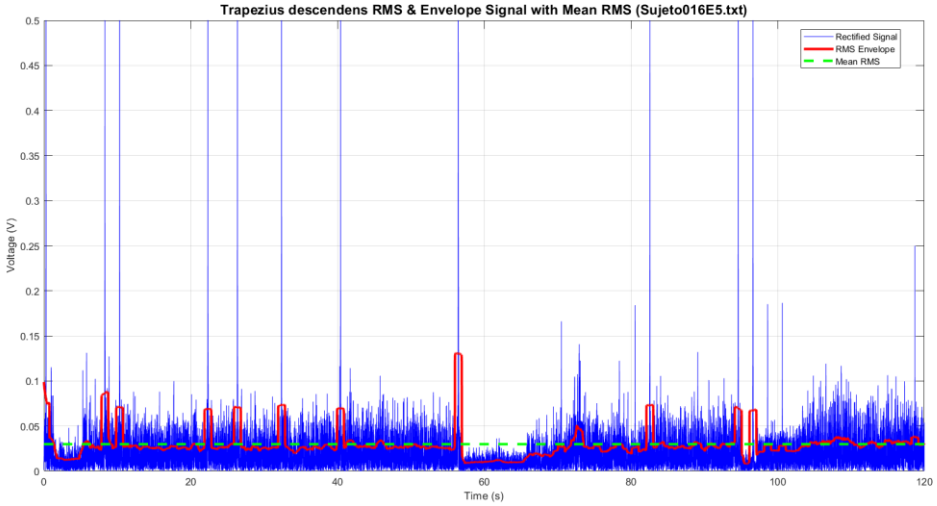


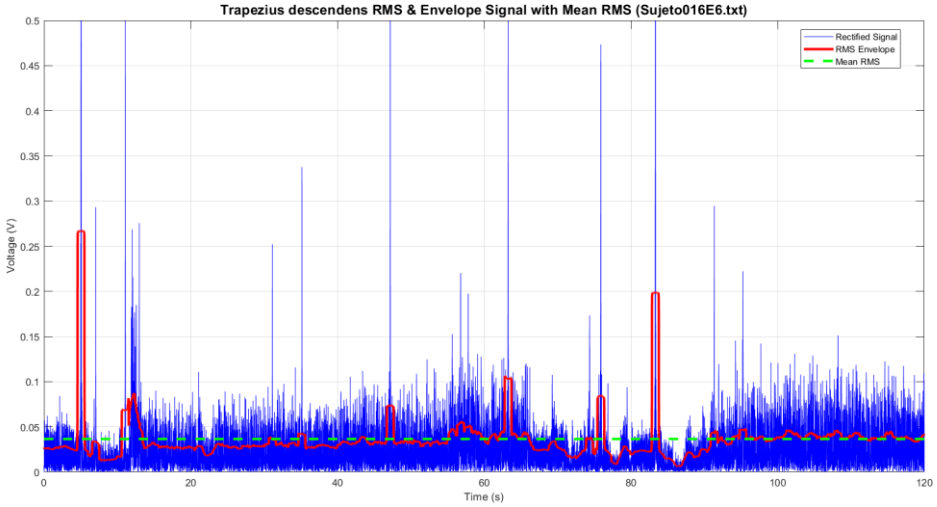




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

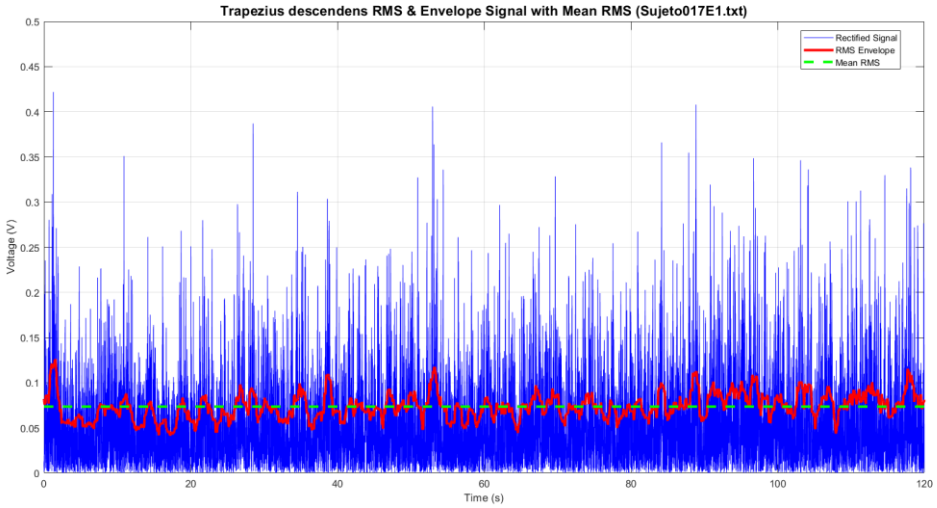

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto016E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

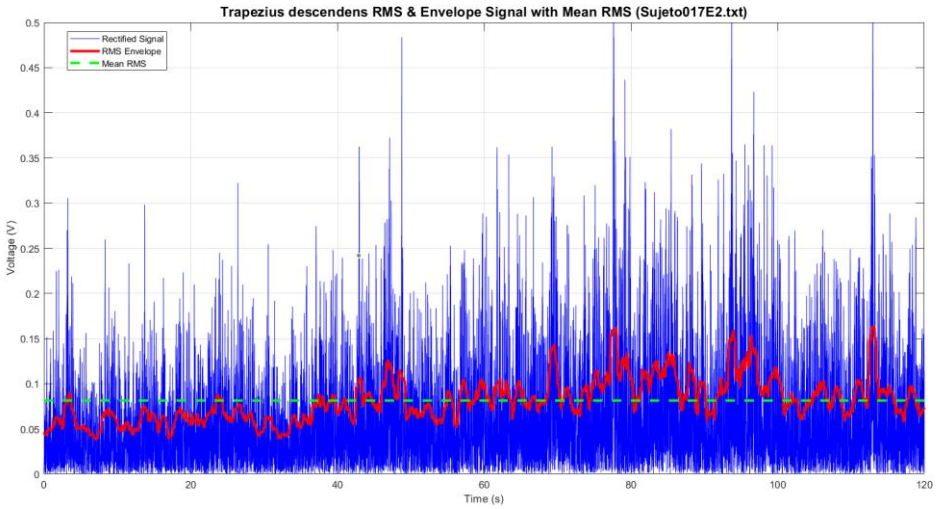

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto016E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

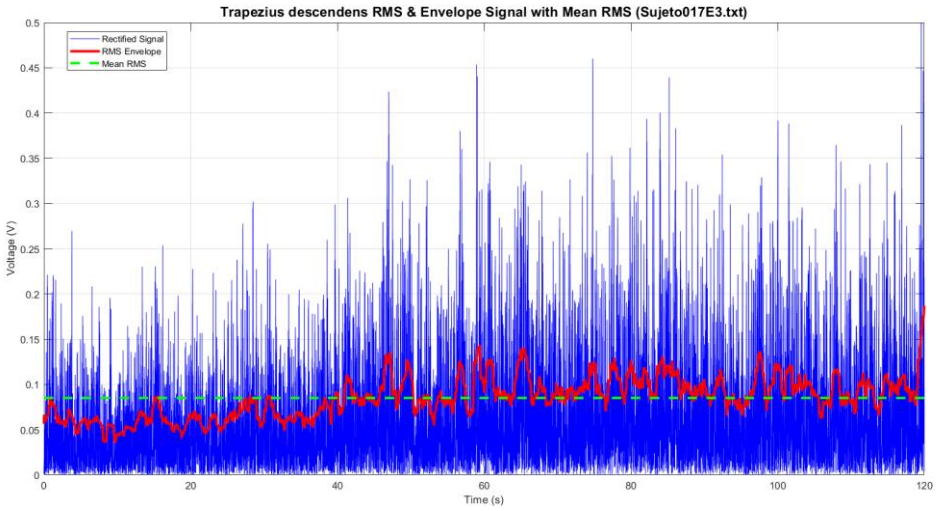

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto016E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 17

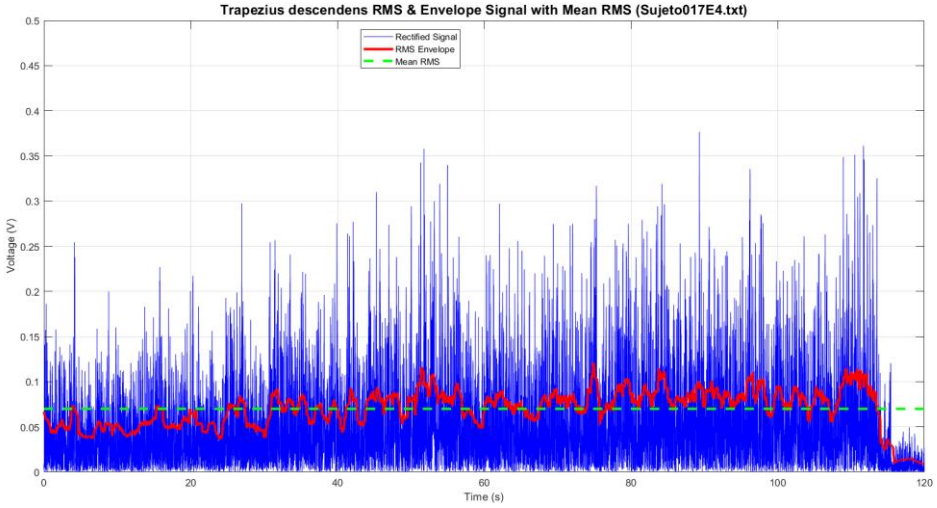
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

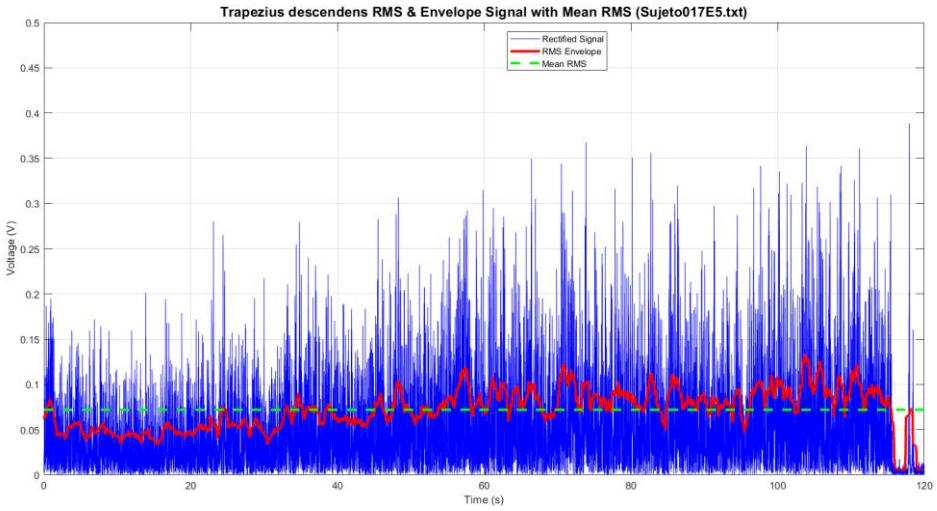


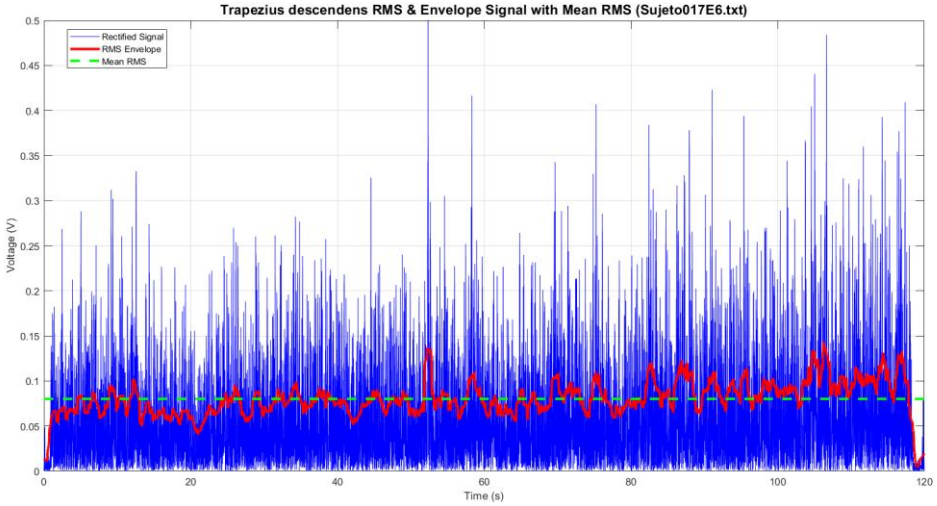




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

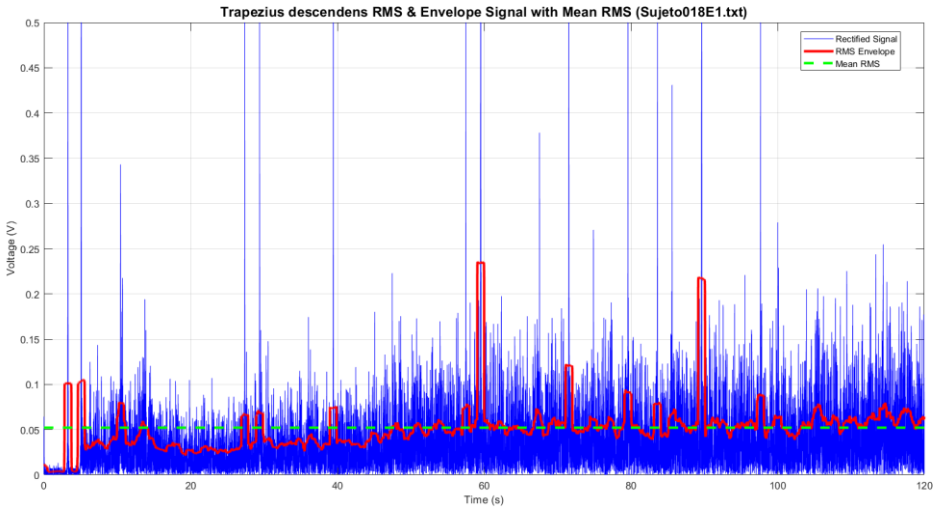


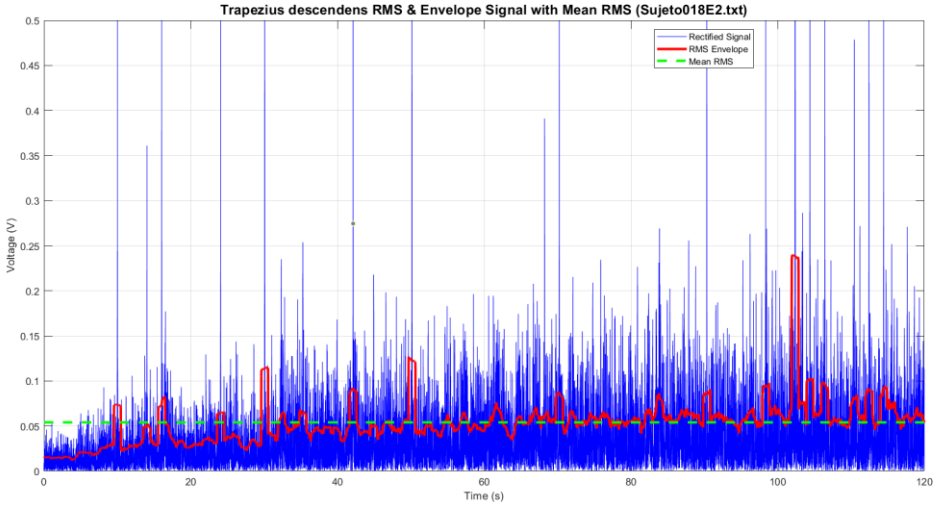


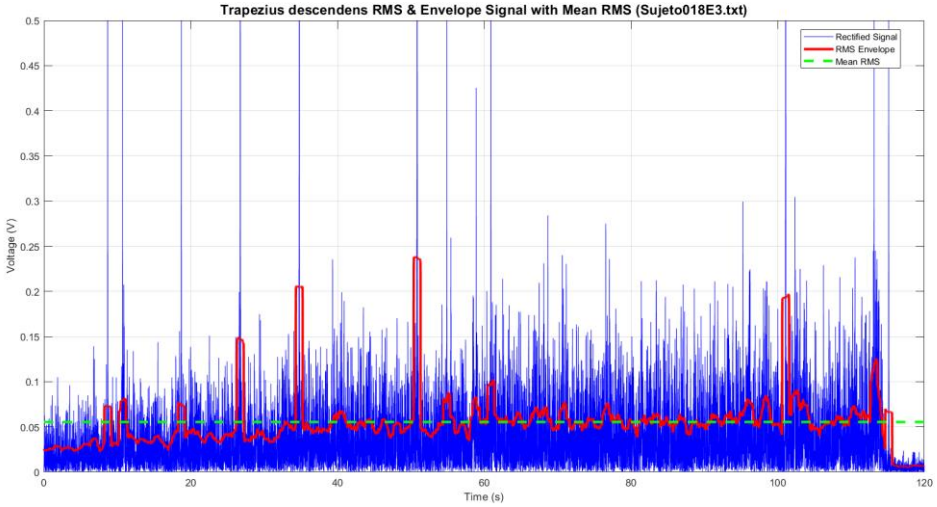


Sujeto 18

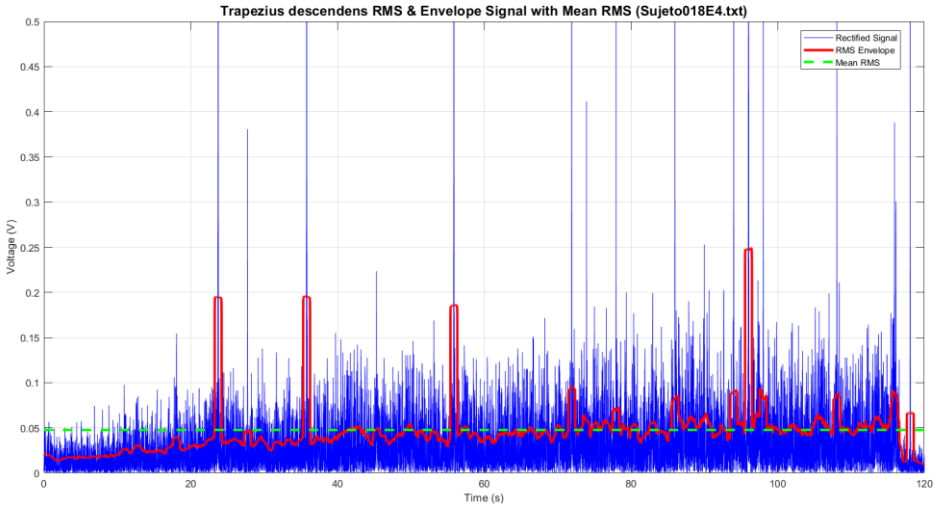
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

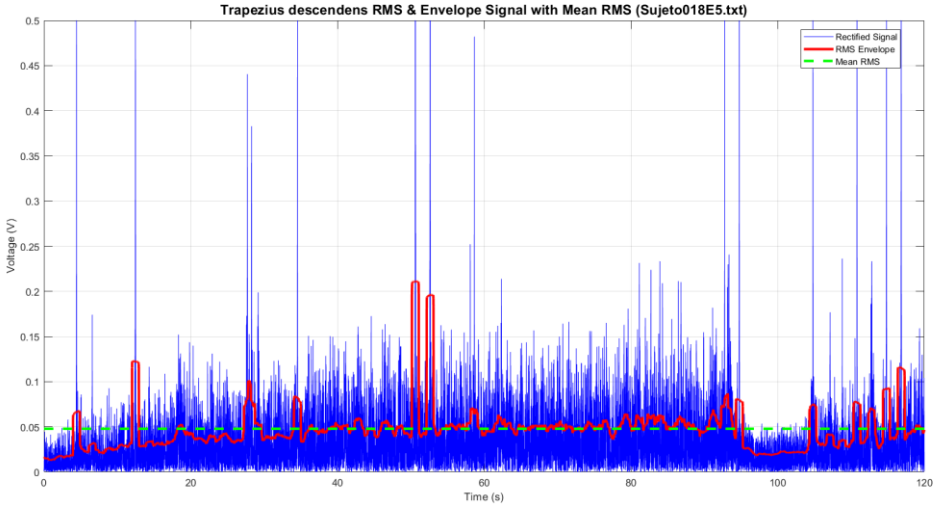

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto018E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

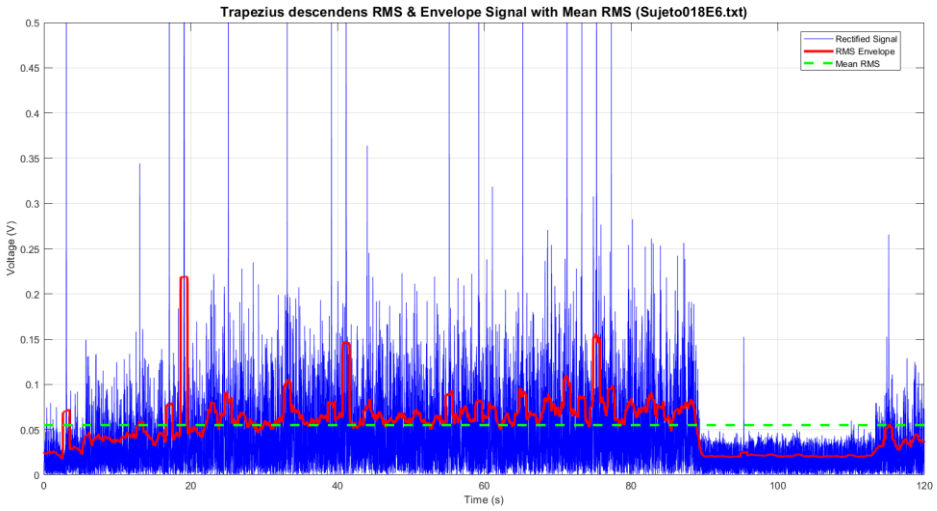

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto018E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto018E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

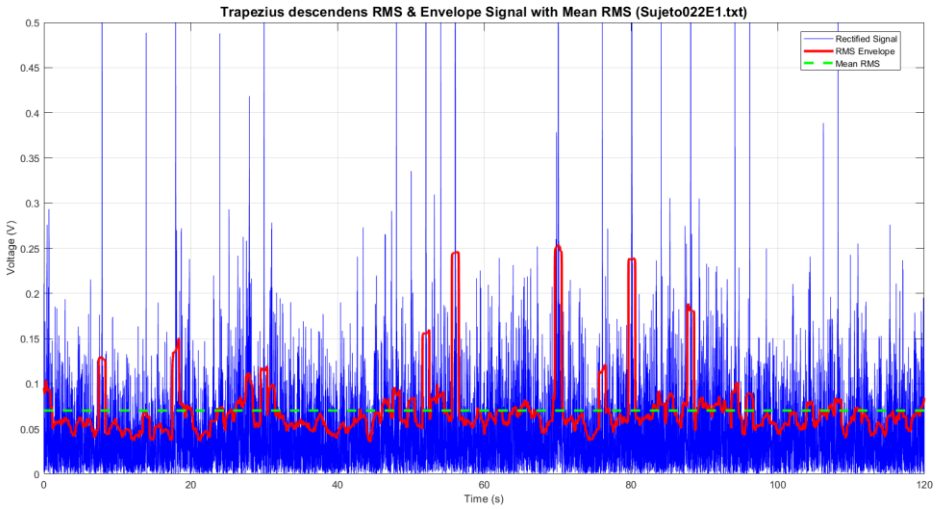


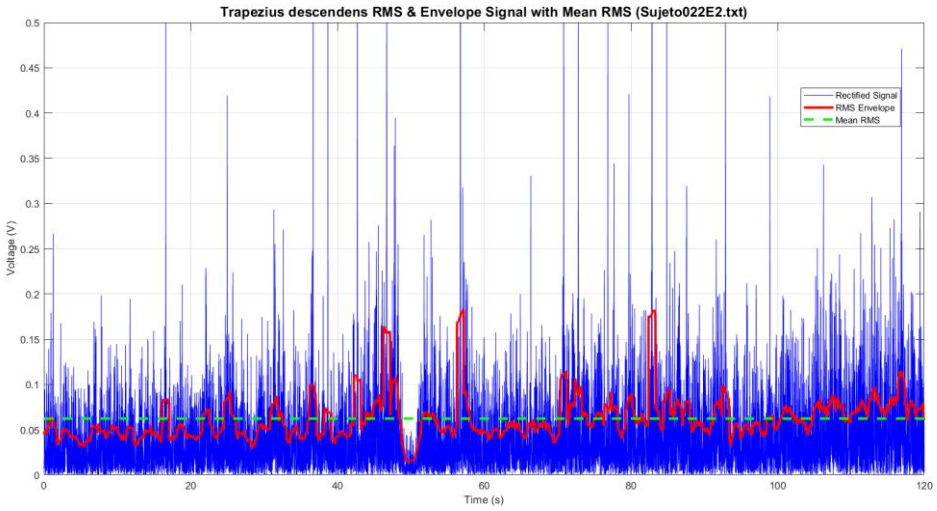


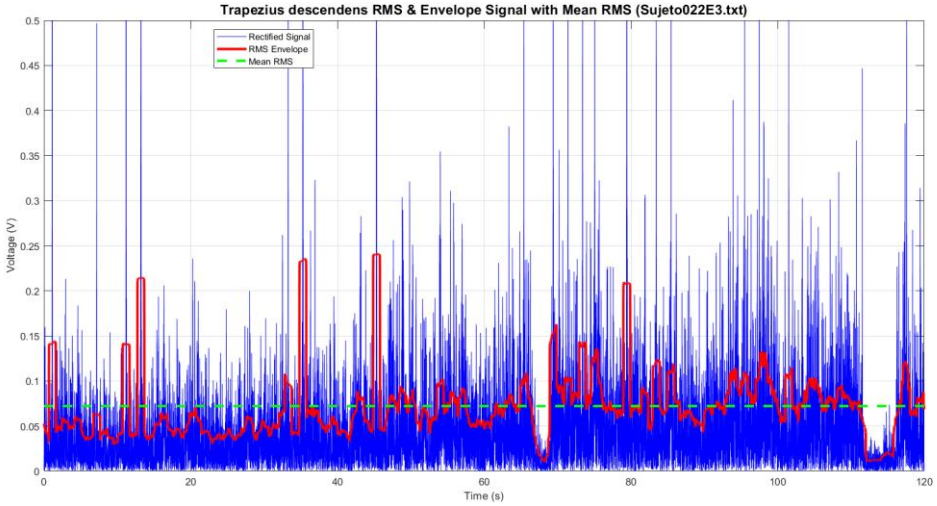


Sujeto 22

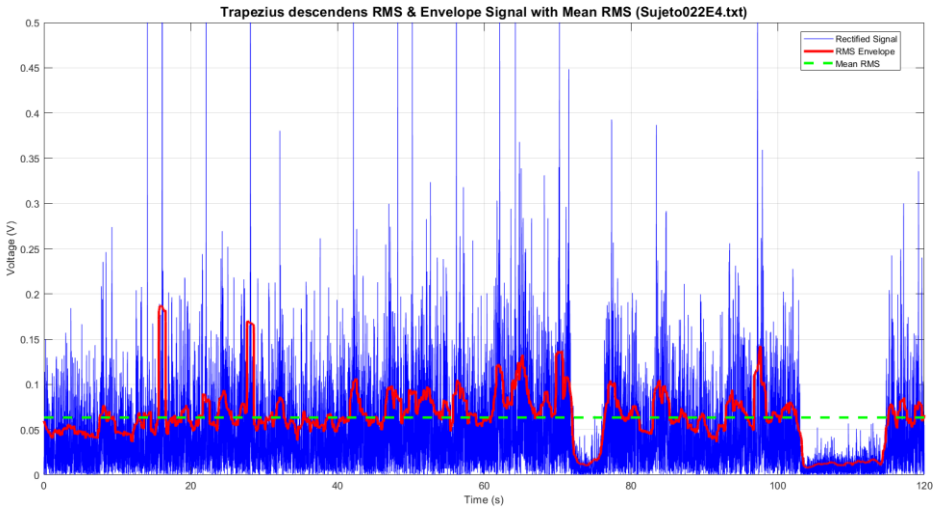
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

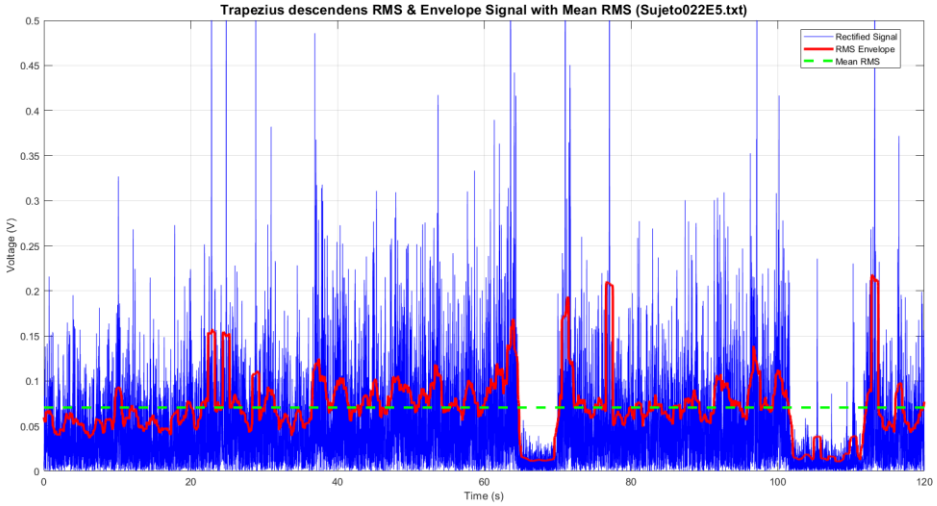


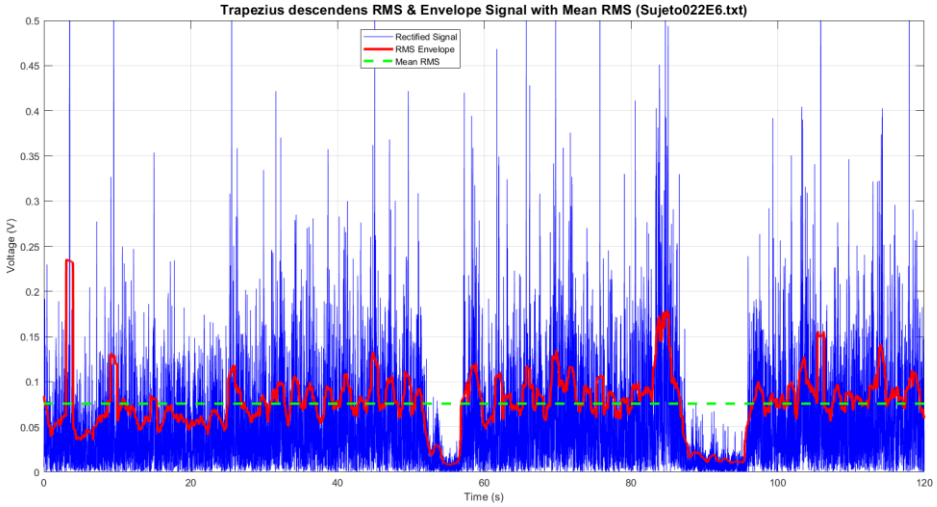




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

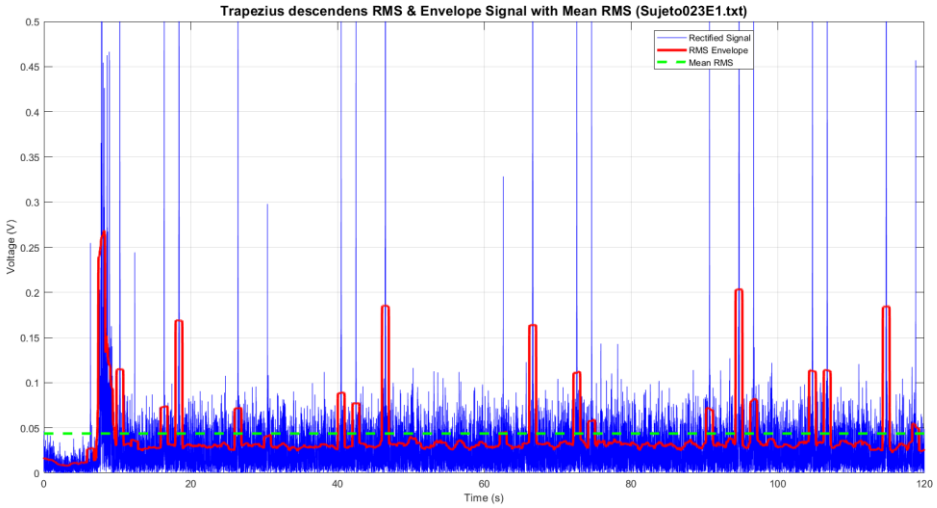

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto022E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

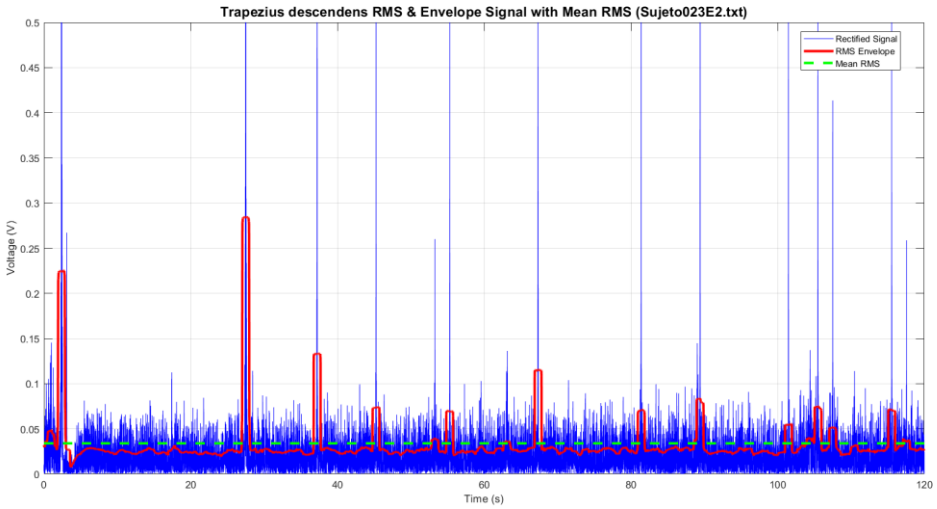

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto022E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

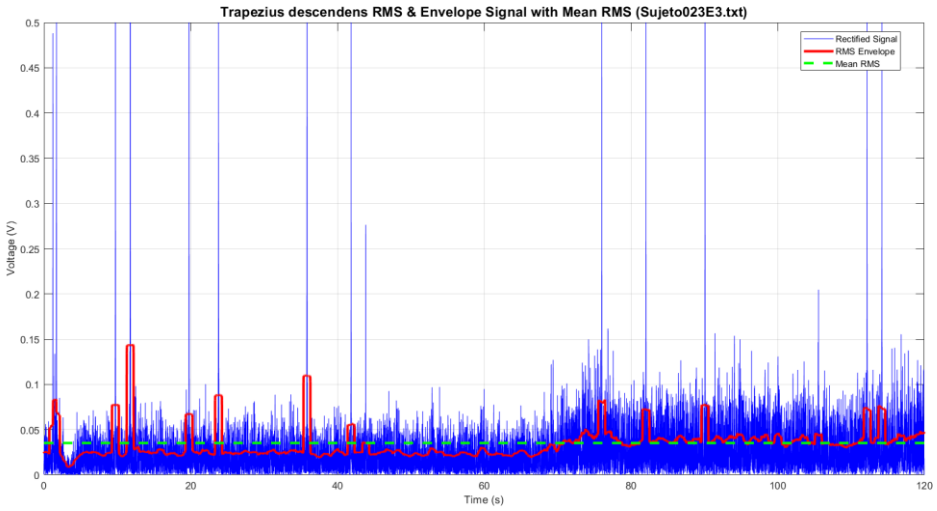

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto022E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 23

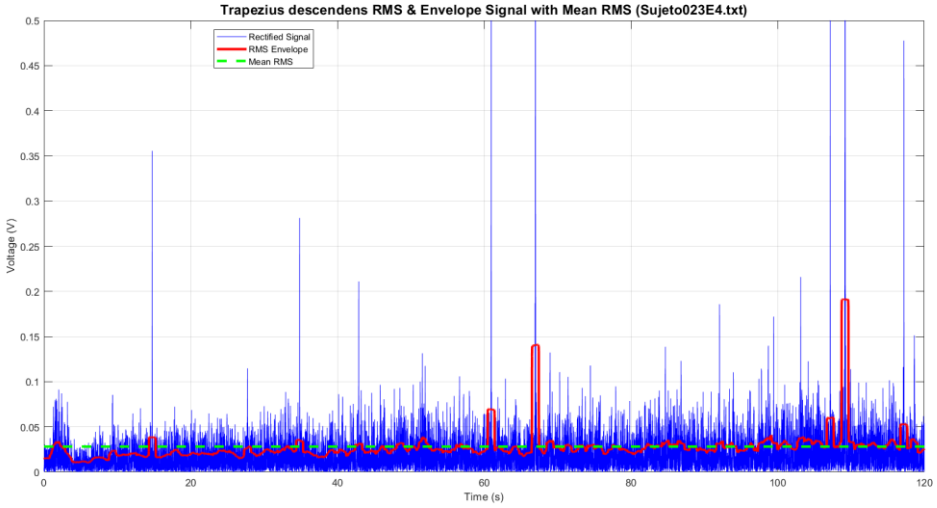
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

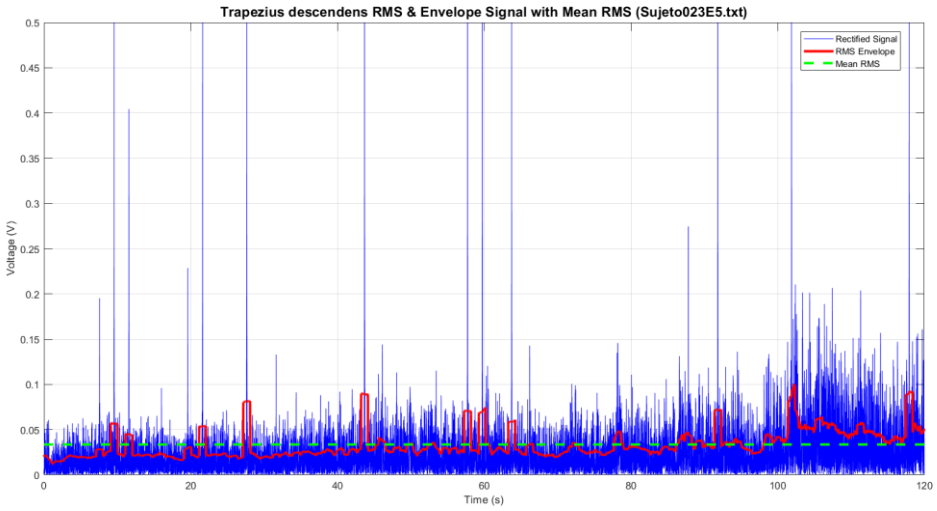


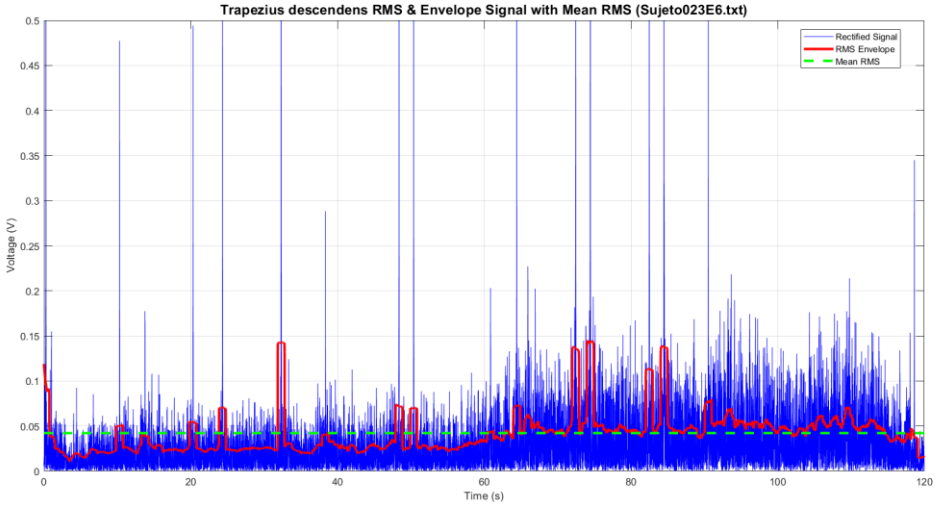




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

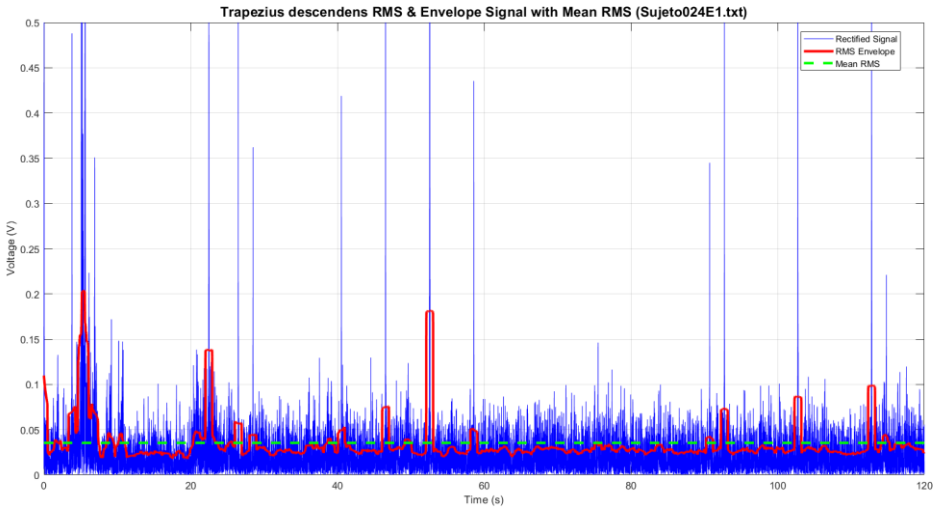


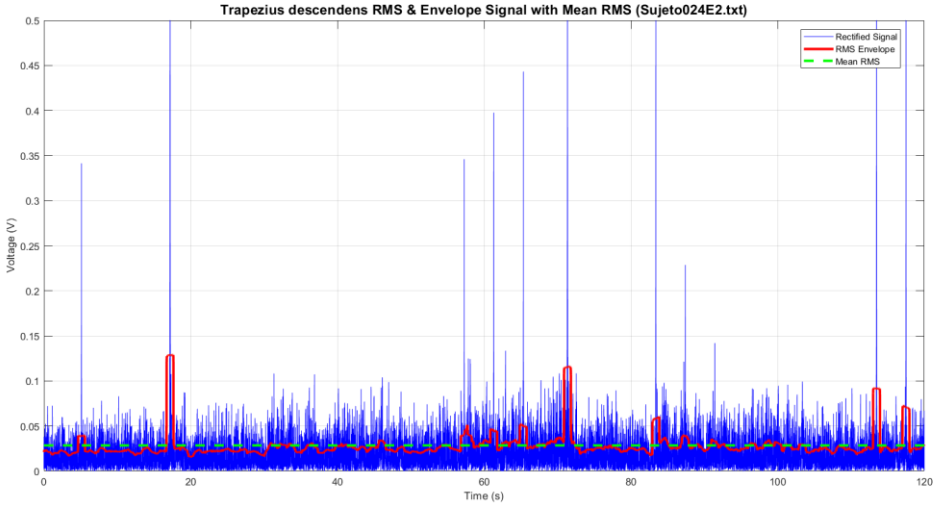


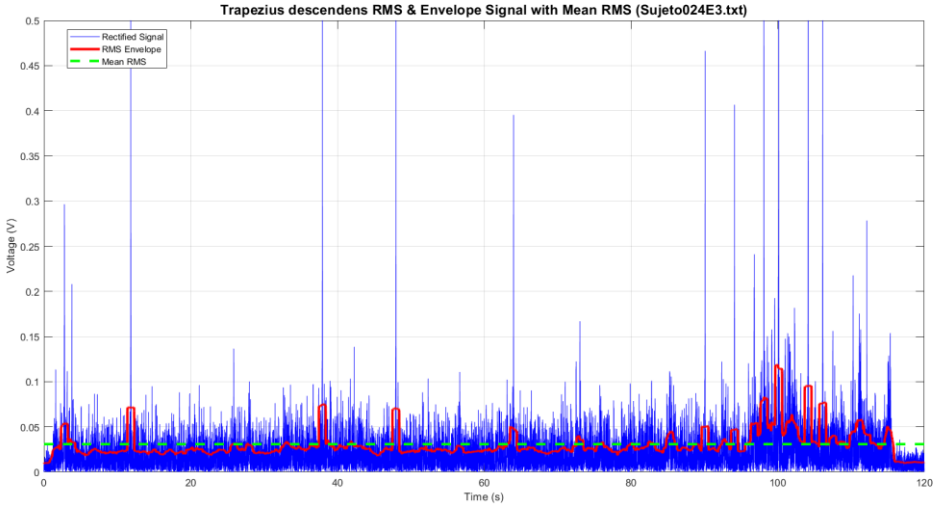


Sujeto 24

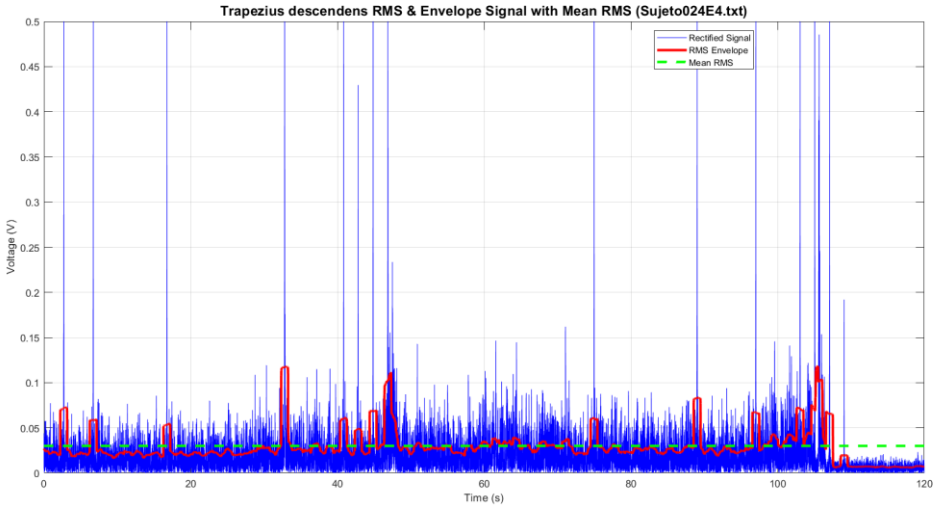
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

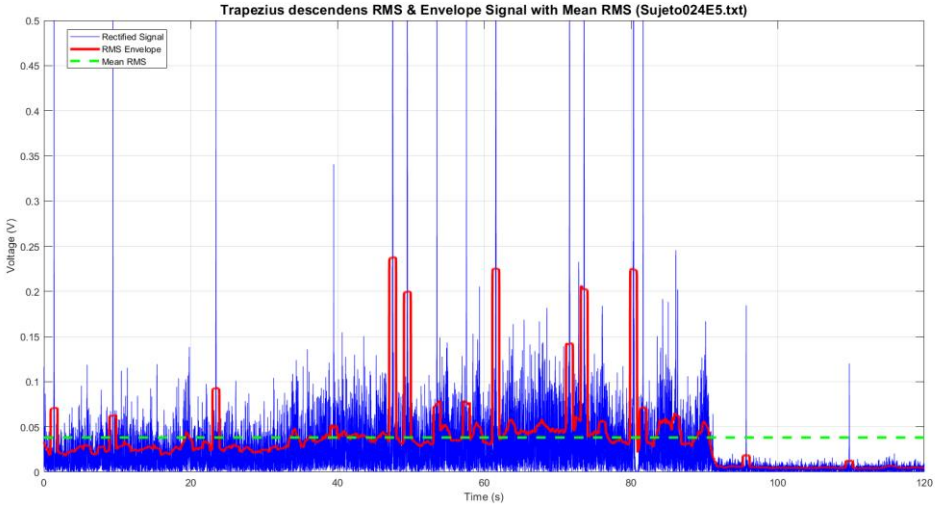

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto024E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

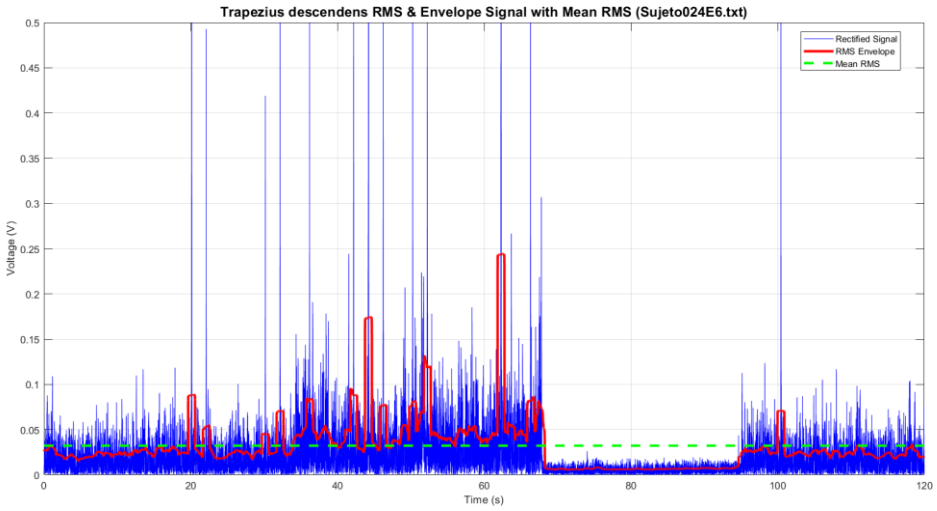

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto024E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto024E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

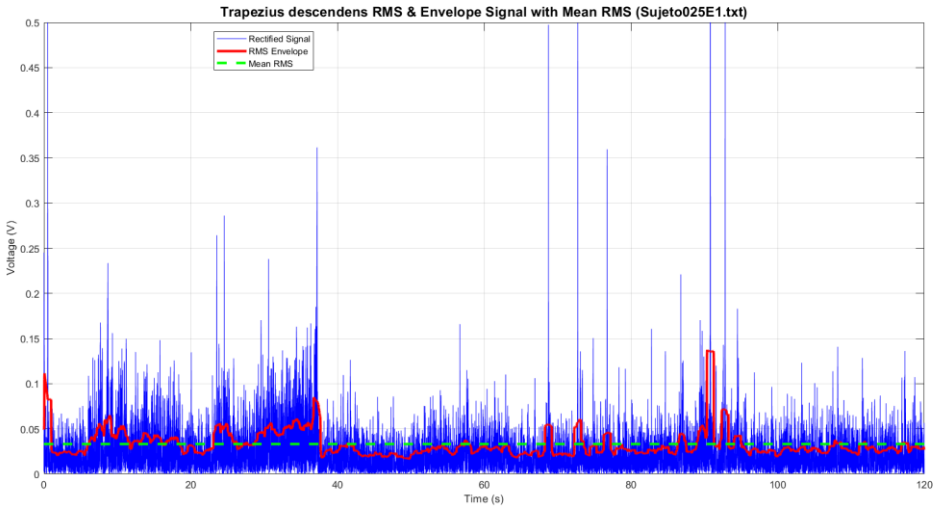


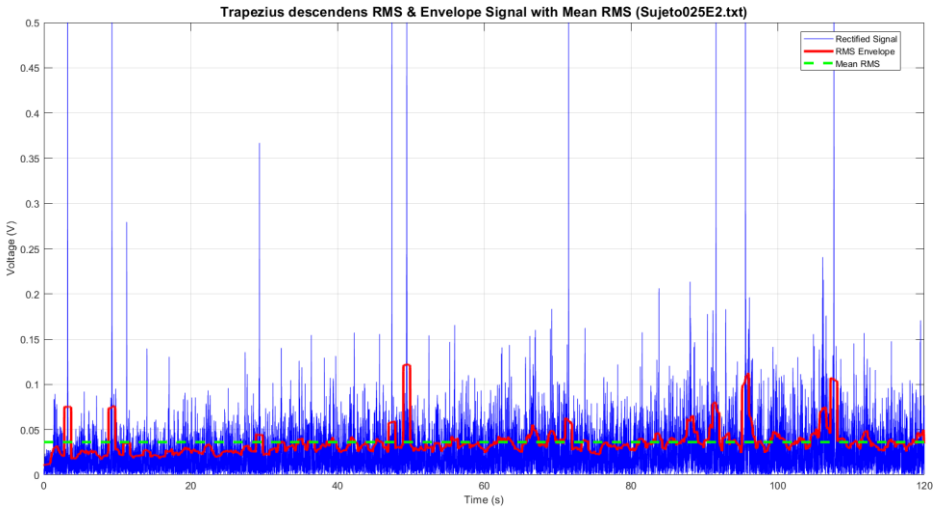


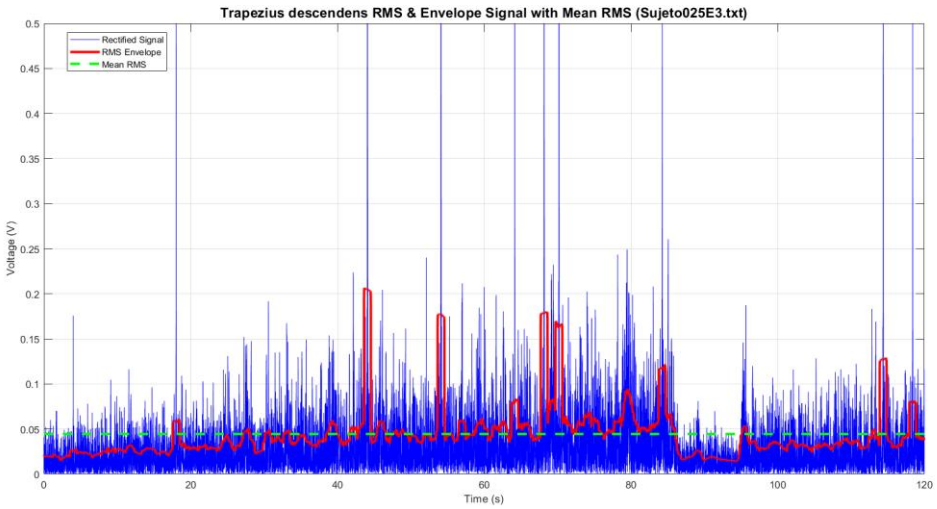


Sujeto 25

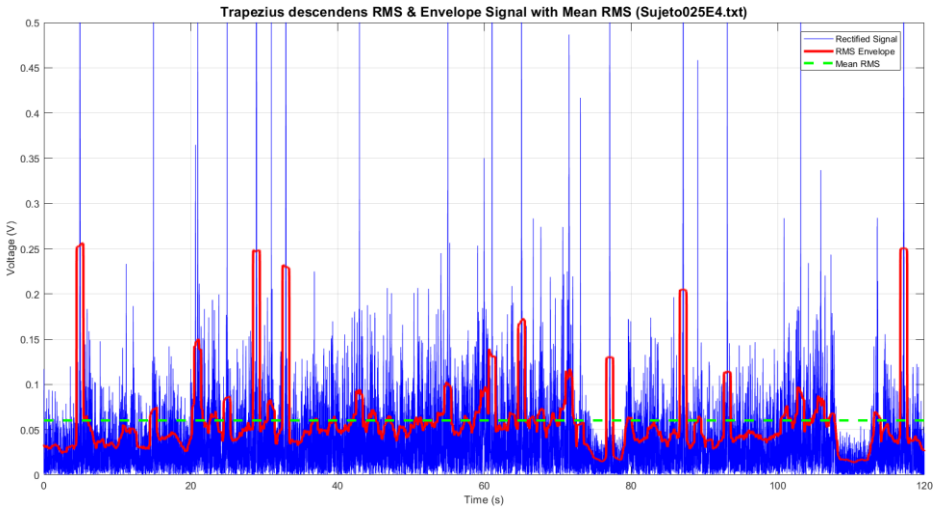
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

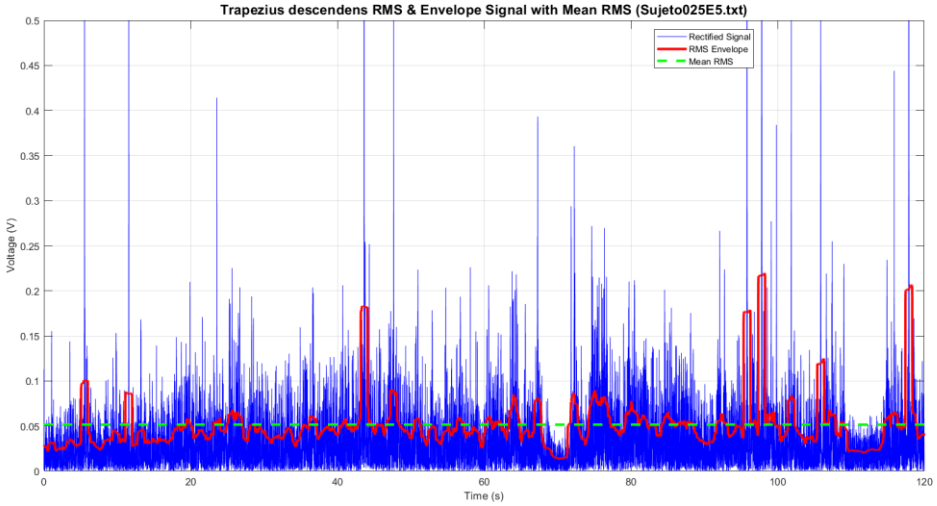


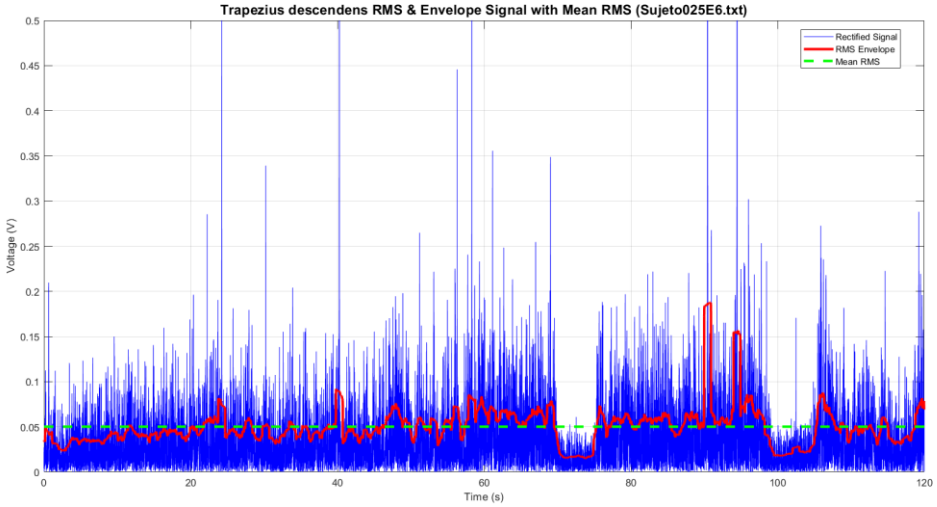




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

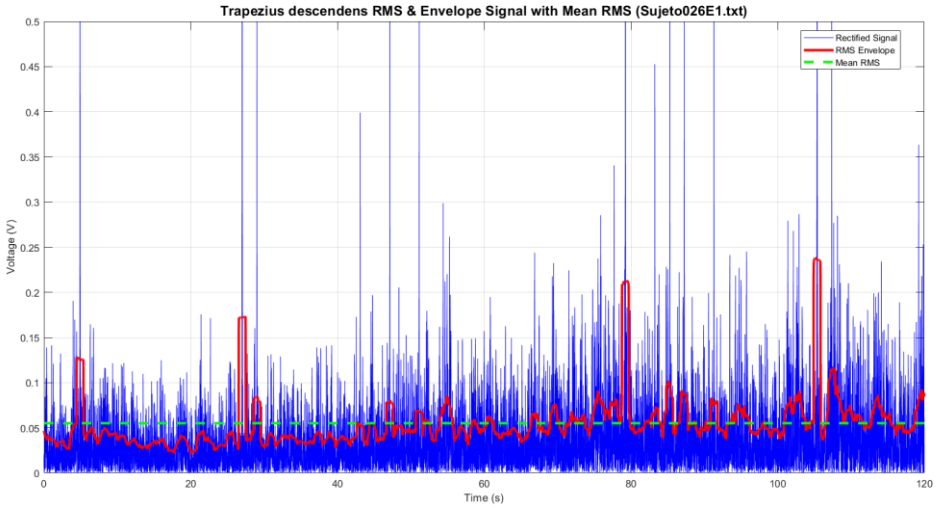

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto025E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

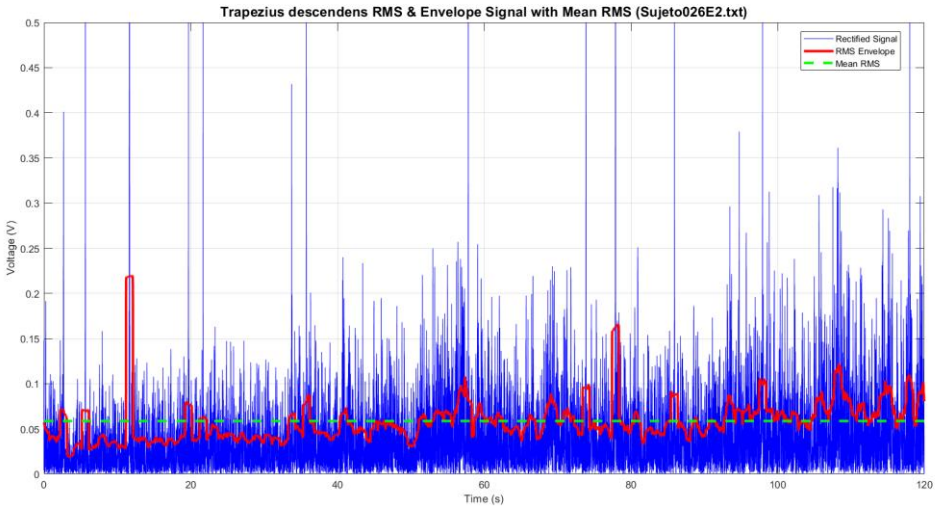

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto025E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

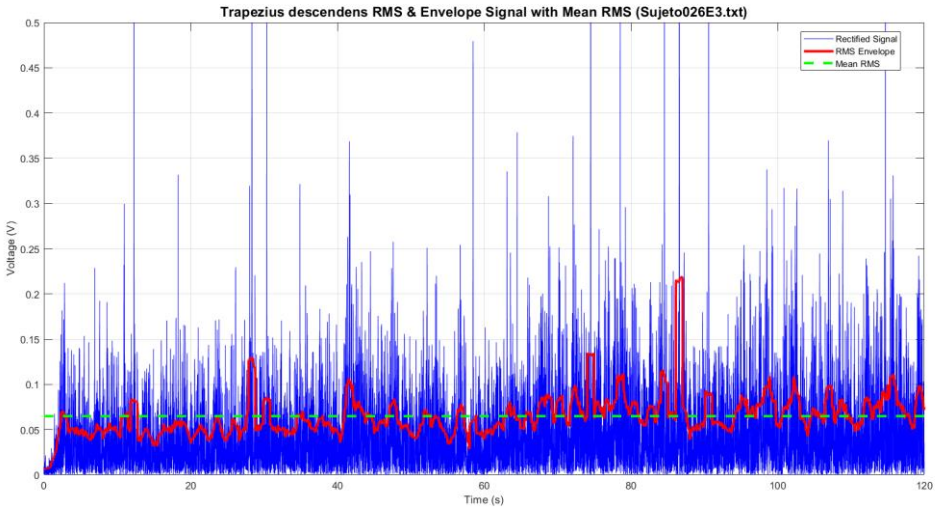

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto025E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Sujeto 26

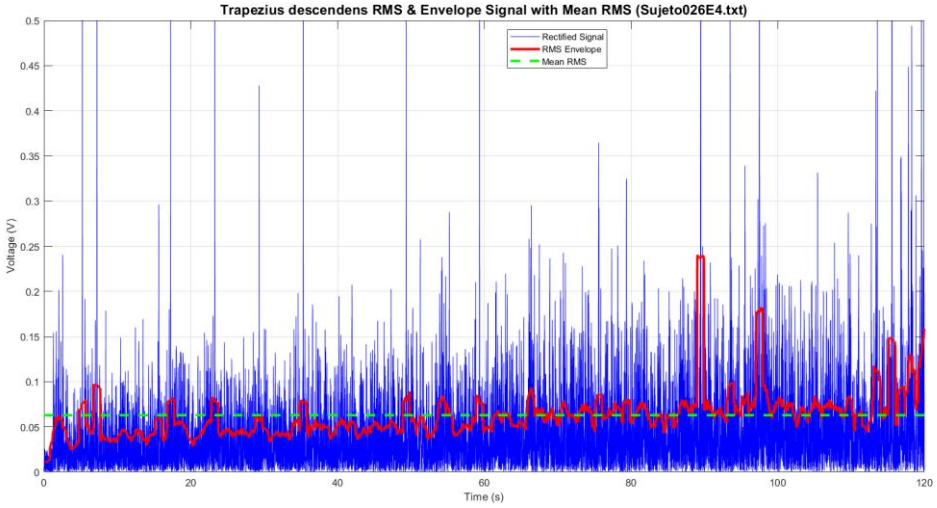
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

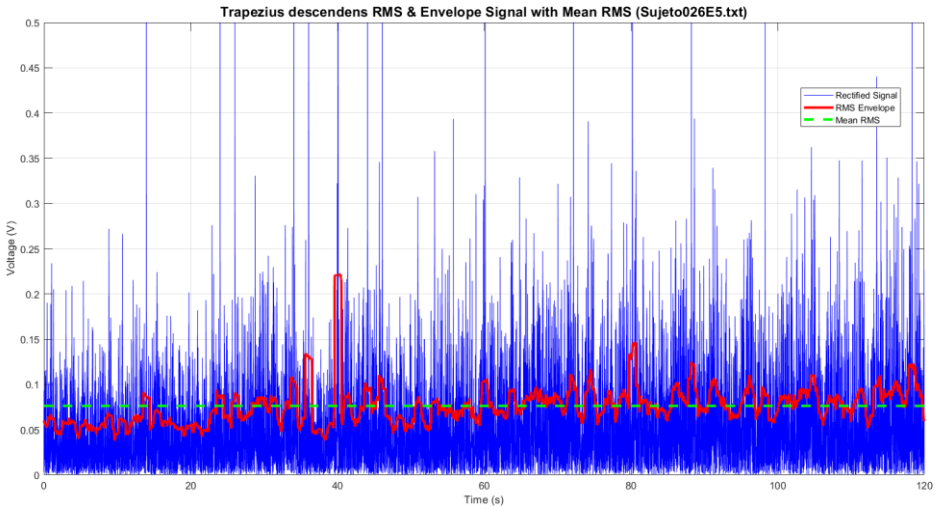


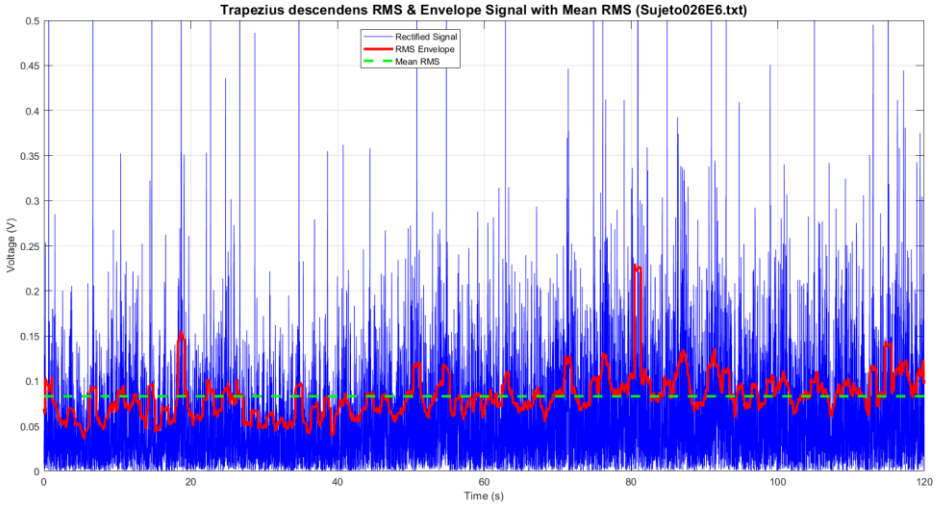




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

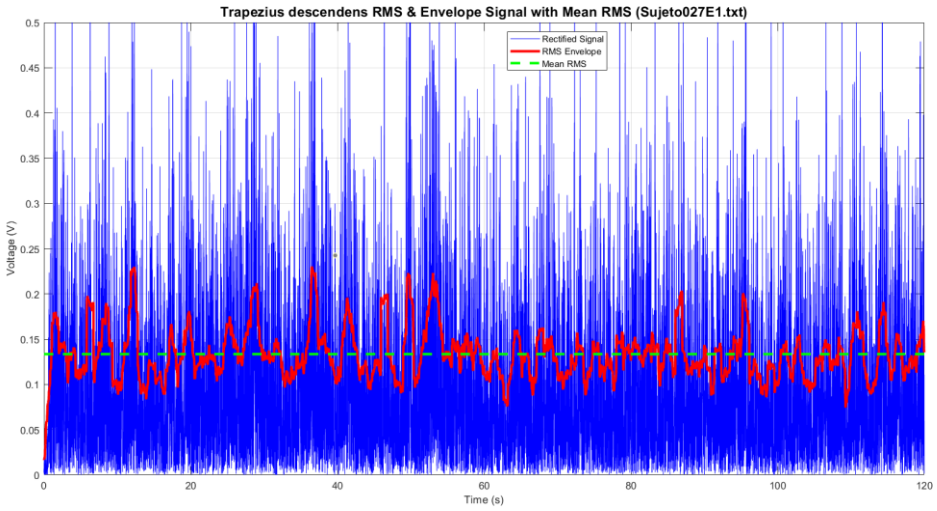


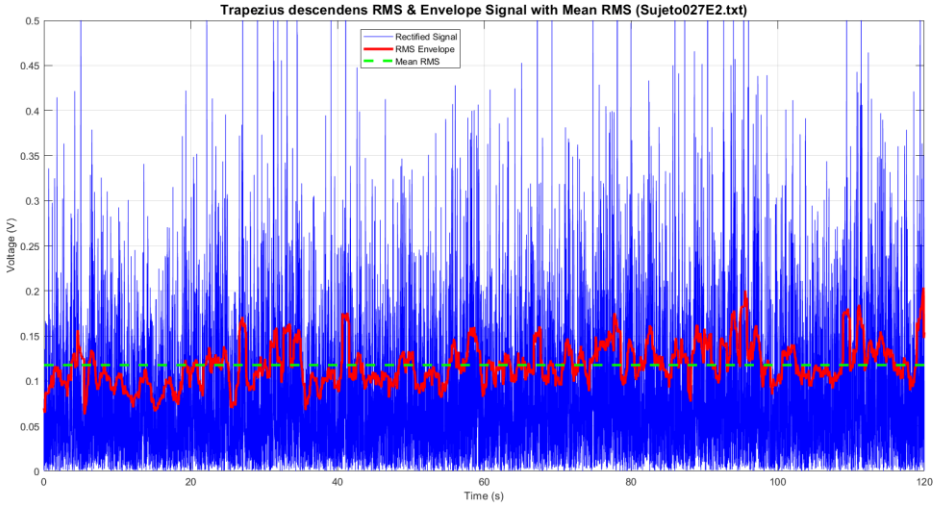


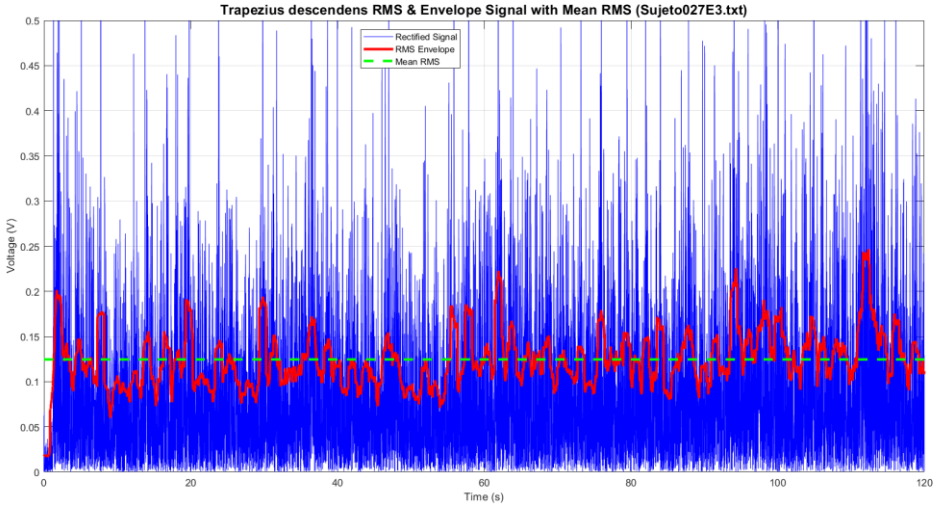


Sujeto 27

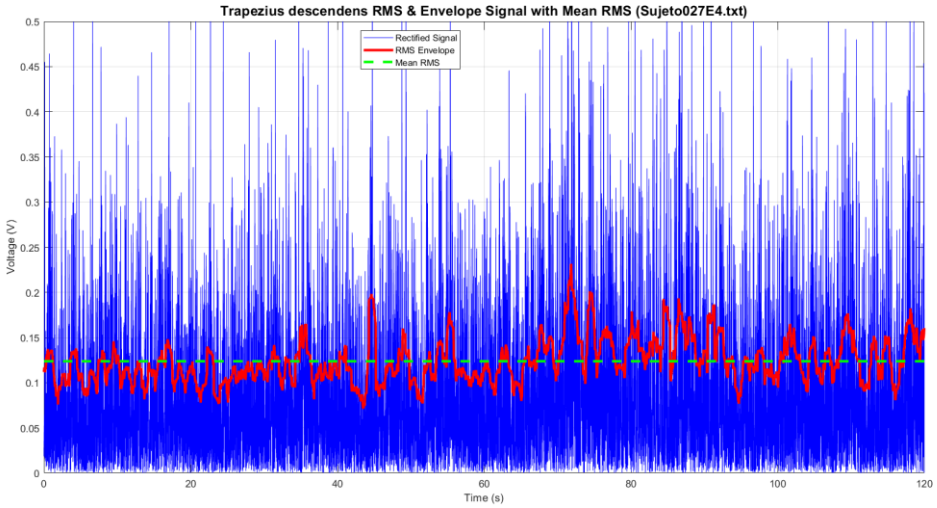
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

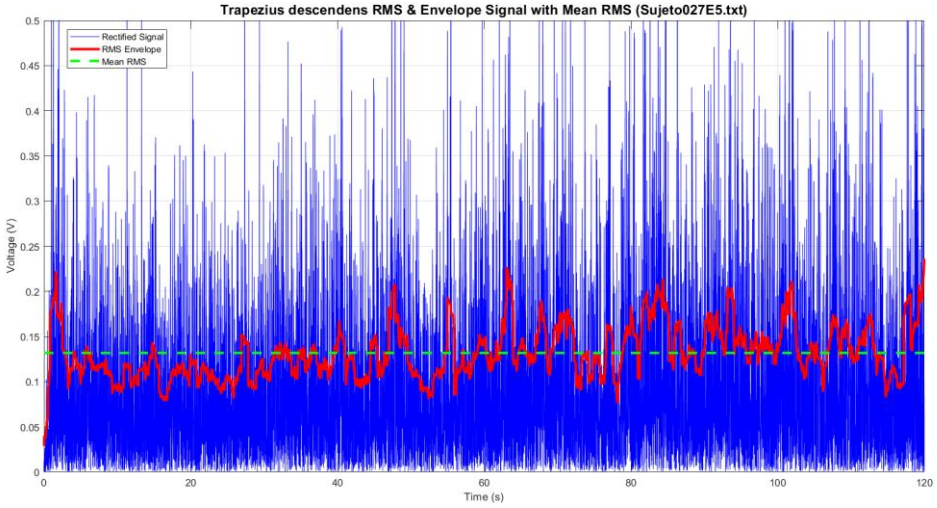

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto027E1.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

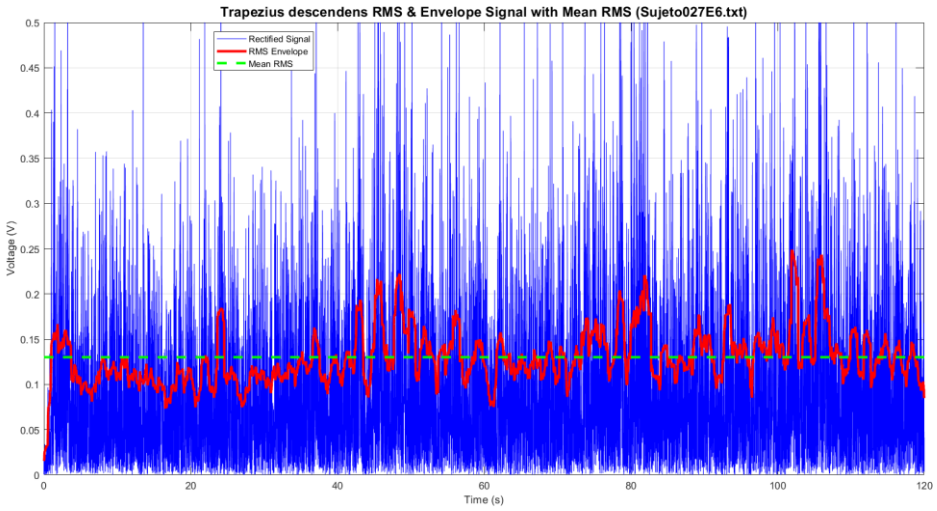

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto027E2.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto027E3.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

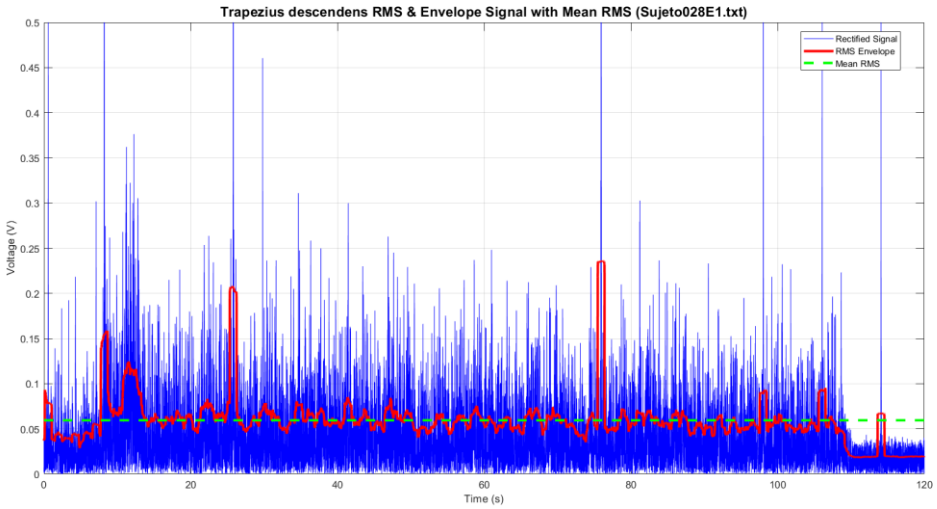


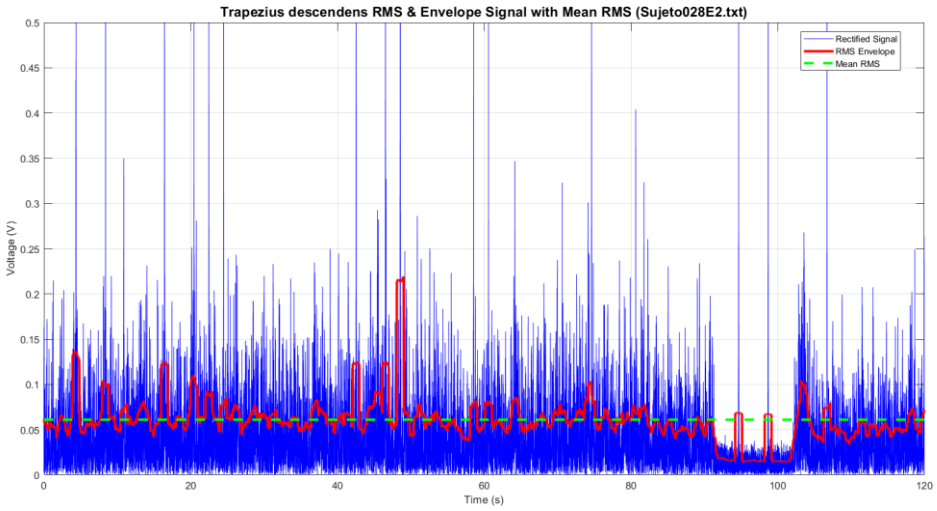


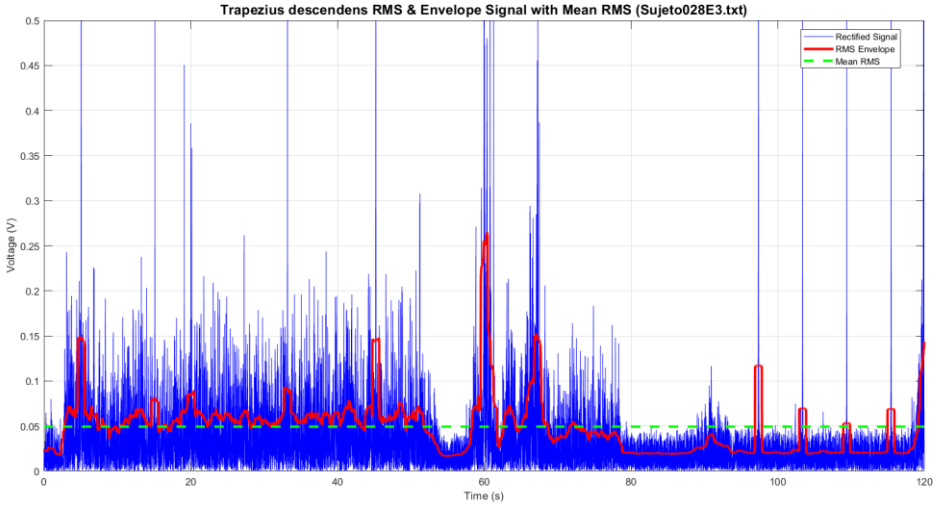


Sujeto 28

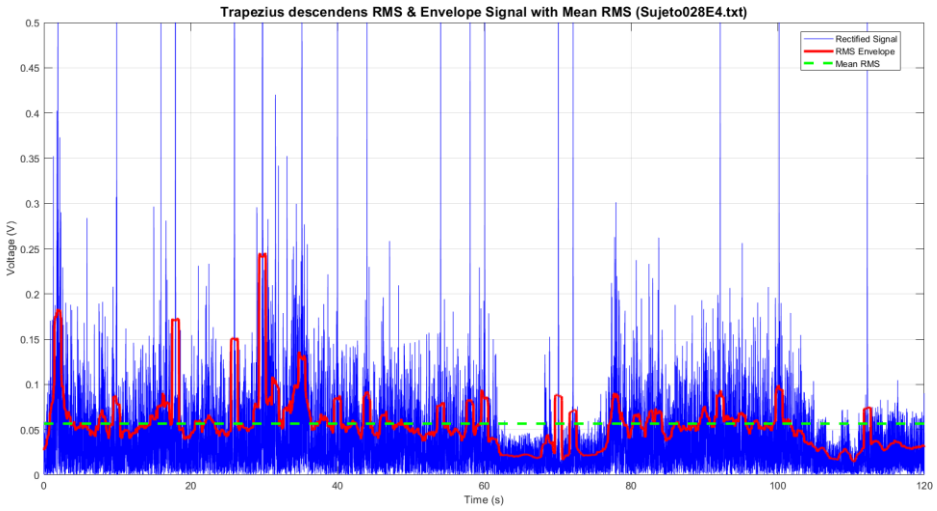
Fase 1 Ensayo. Toma datos 1, 2 y 3.

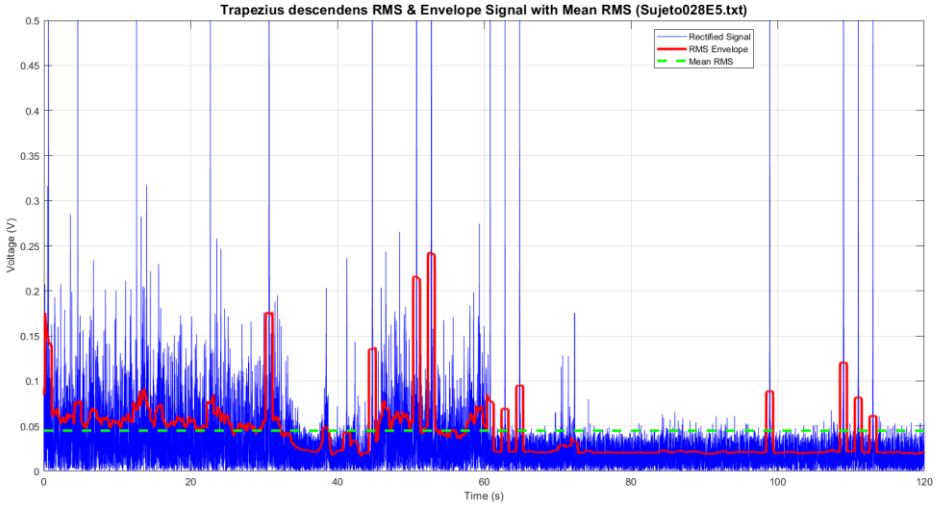


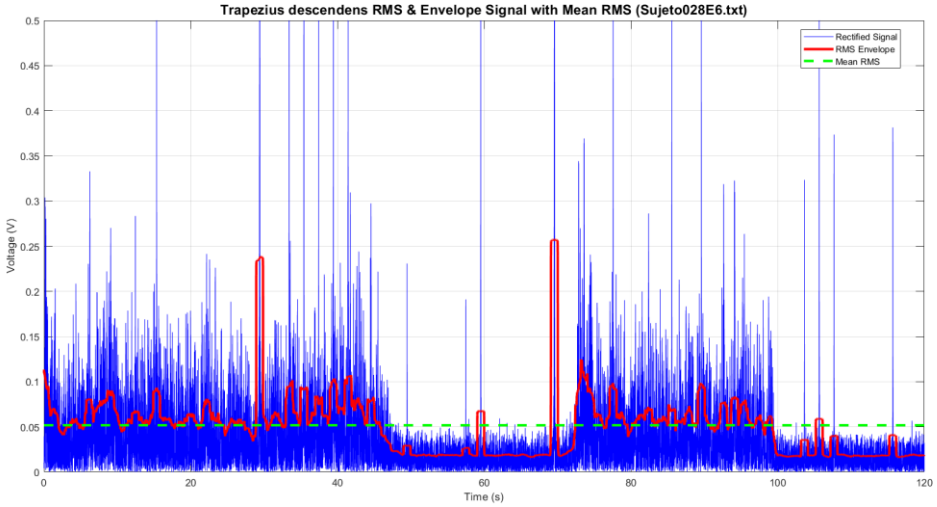




Fase 2 Ensayo. Toma datos 4, 5 y 6.

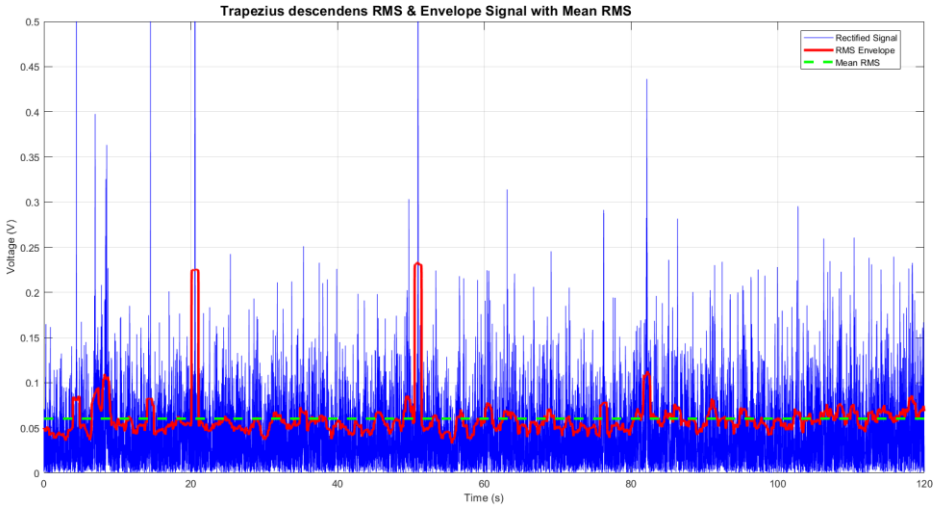

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto028E4.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

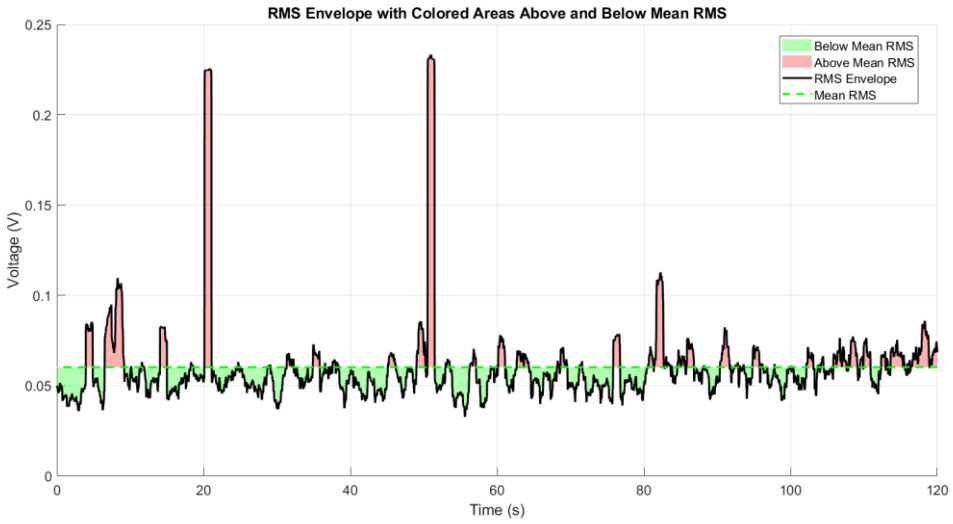

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto028E5.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

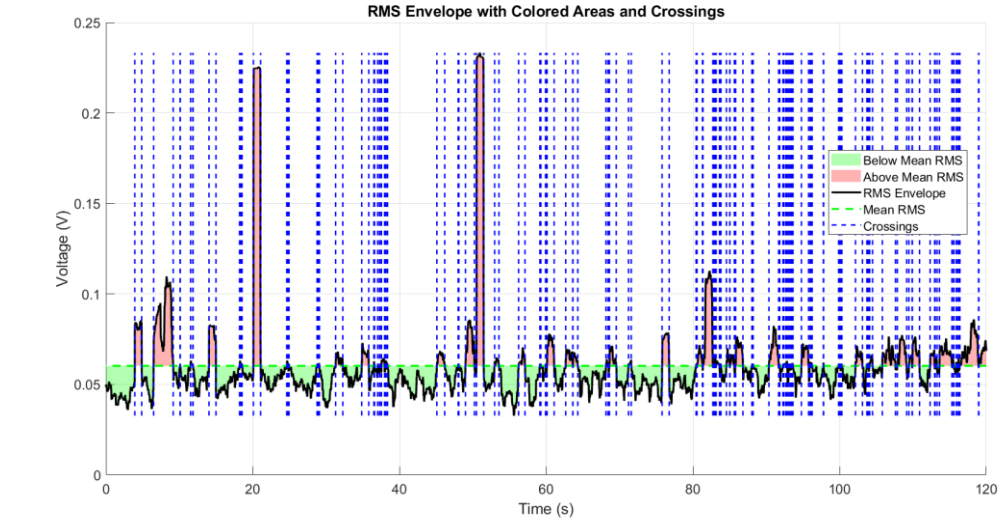

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS (Sujeto028E6.txt)
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

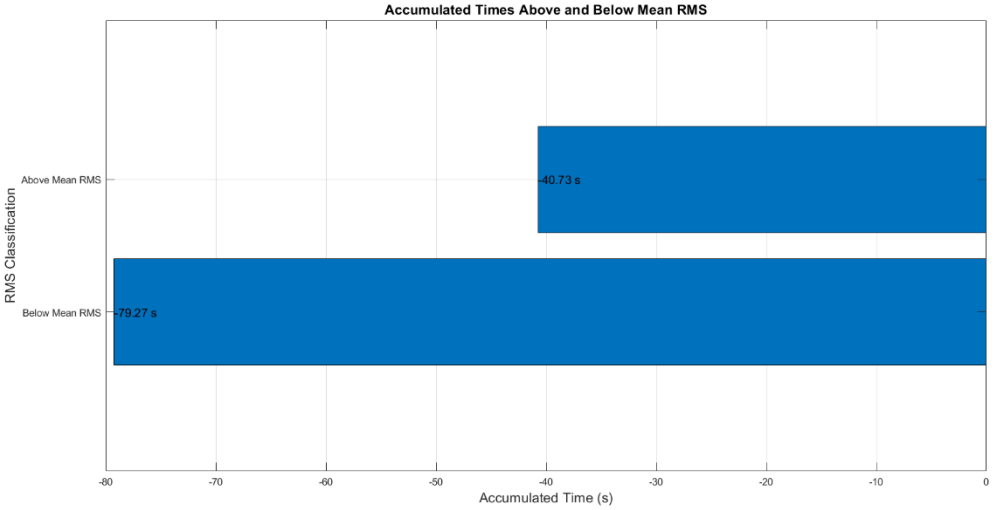
Muestra: Gráficas Fase Producto.

Fase 1 Ensayo. Toma 1

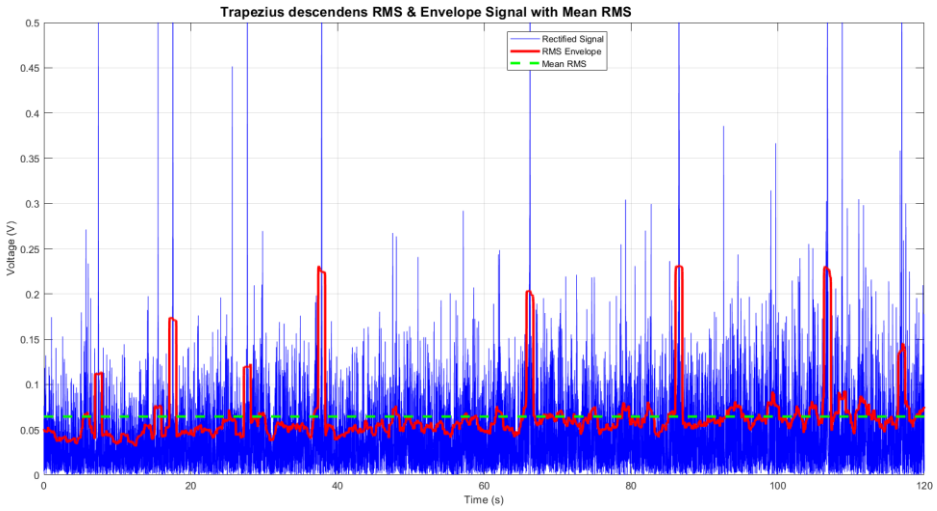


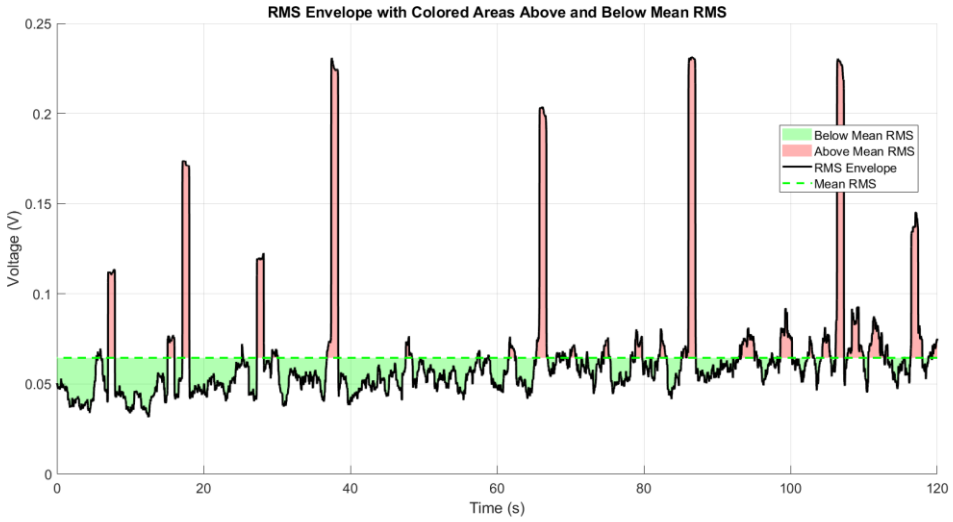


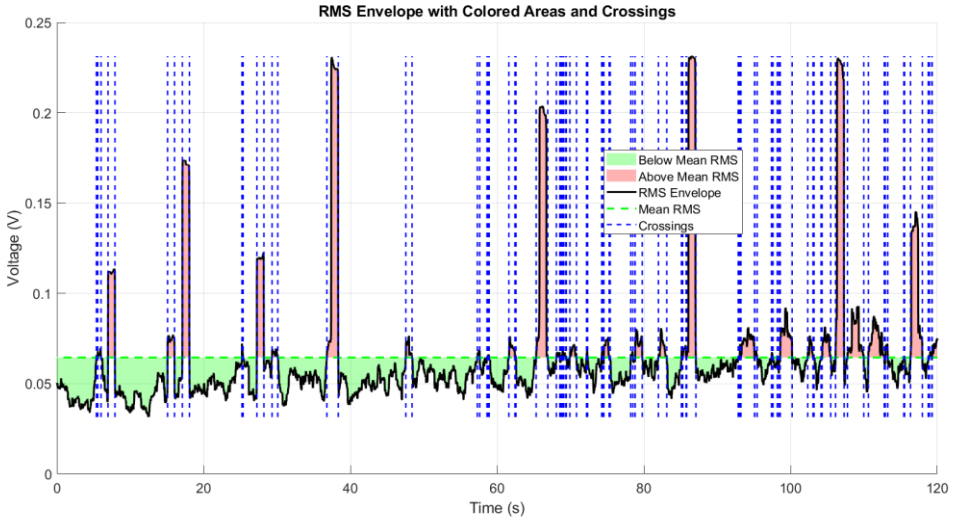


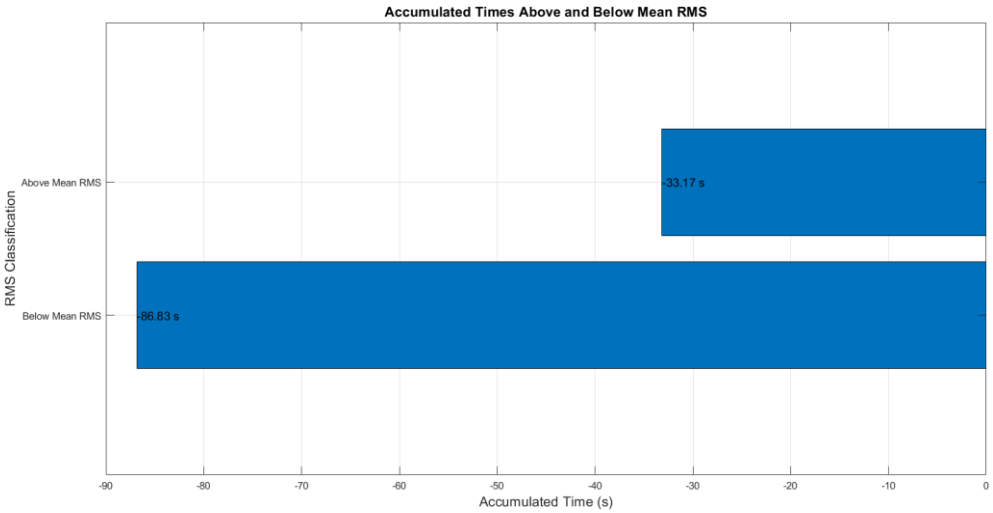


Fase 1 Ensayo. Toma 2

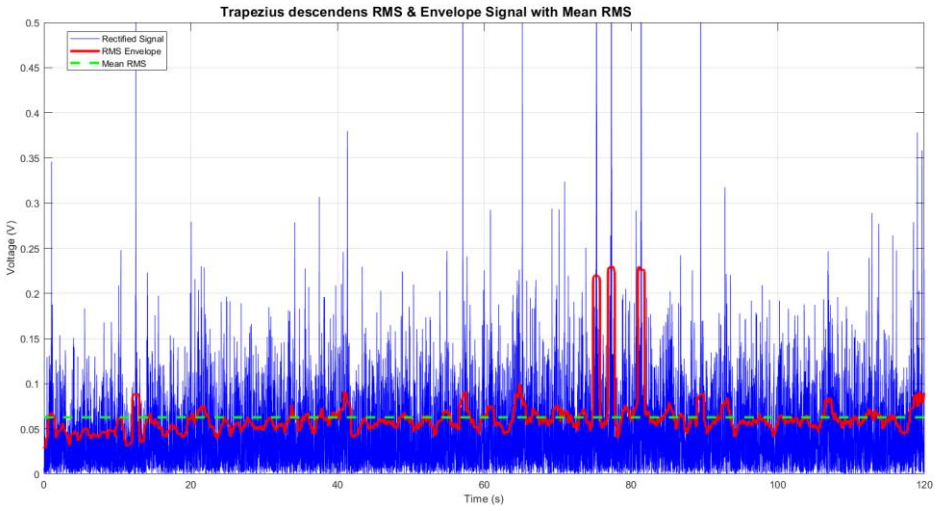

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

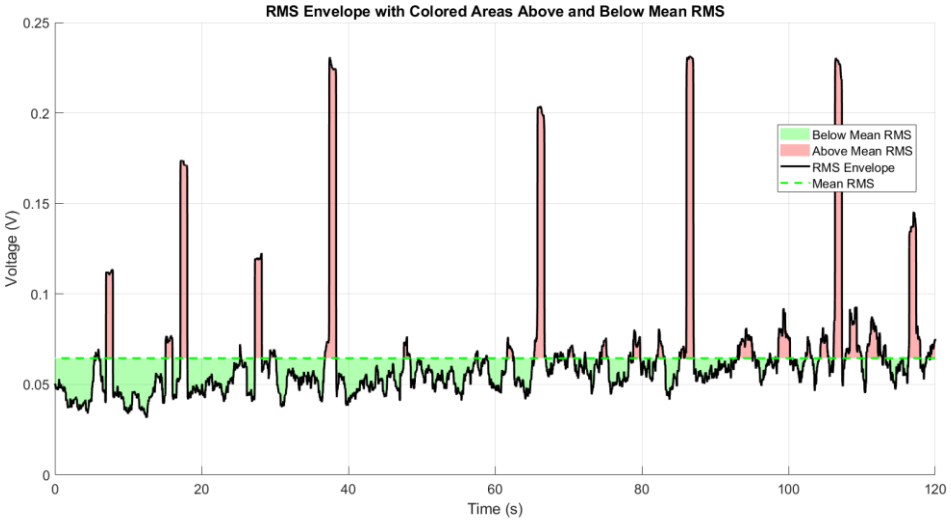

RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

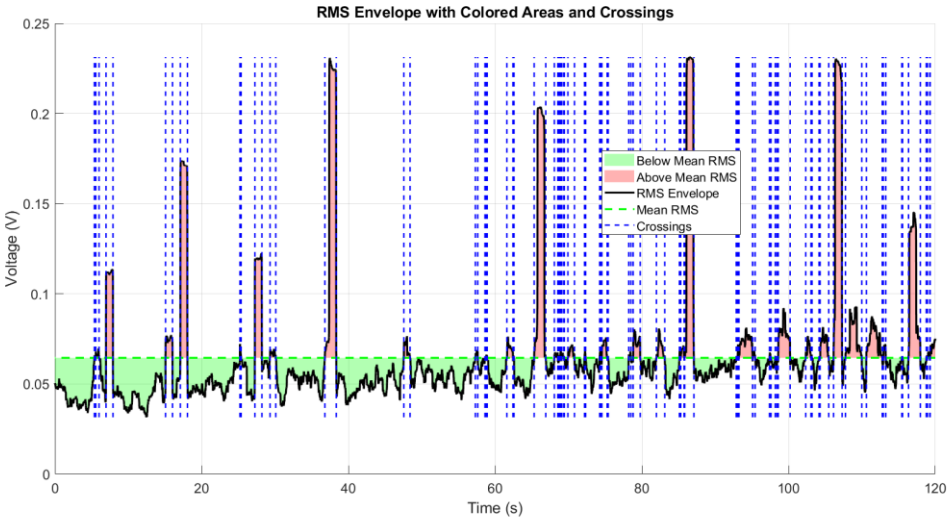

RMS Envelope with Colored Areas and Crossings
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Crossings
Voltage (V)
Time (s)

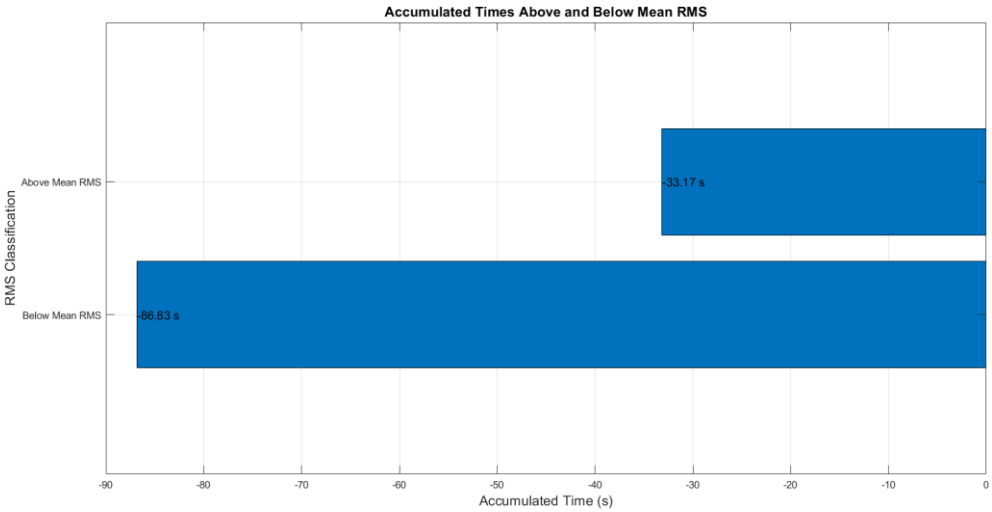


Fase 1 Ensayo. Toma 3

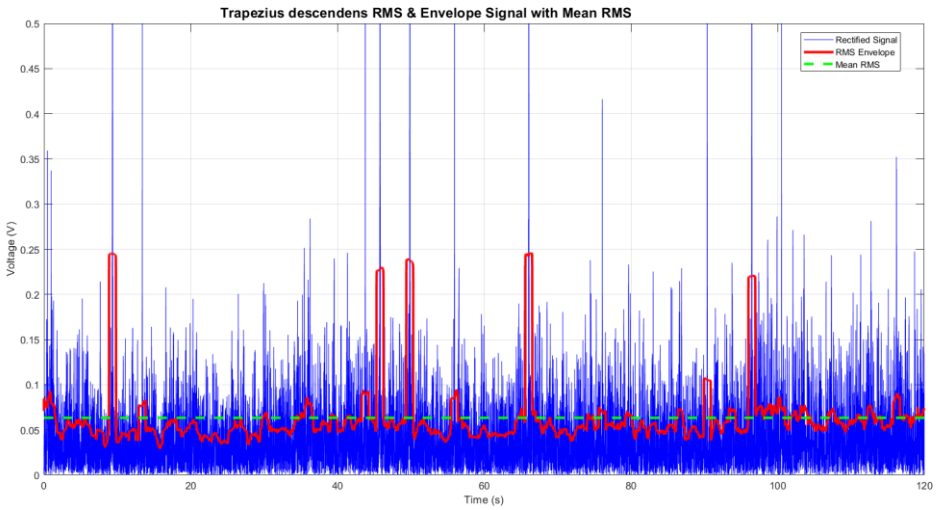


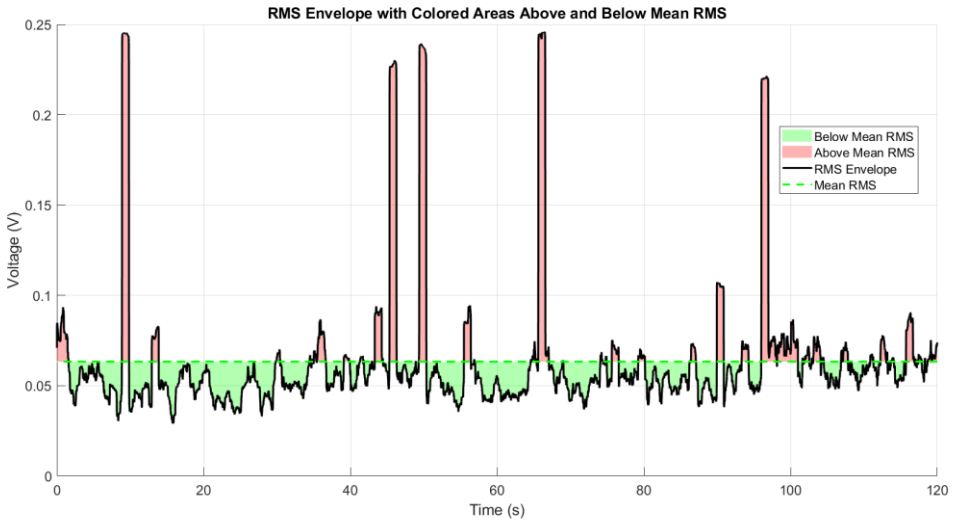

RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)
0.25
0.2
0.15
0.1
0.05
0
0
20
40
60
80
100
120

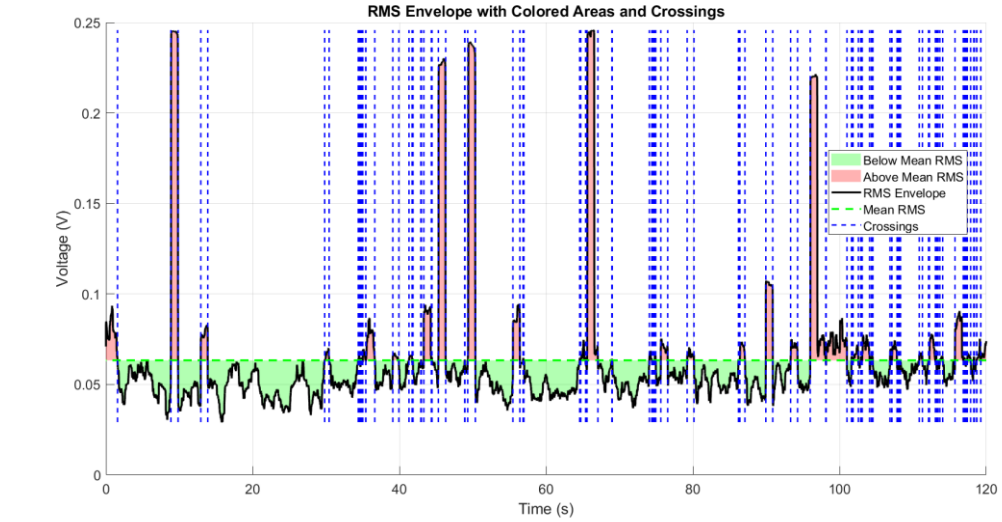

RMS Envelope with Colored Areas and Crossings
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Crossings
Voltage (V)
Time (s)
0.25
0.2
0.15
0.1
0.05
0
0
20
40
60
80
100
120

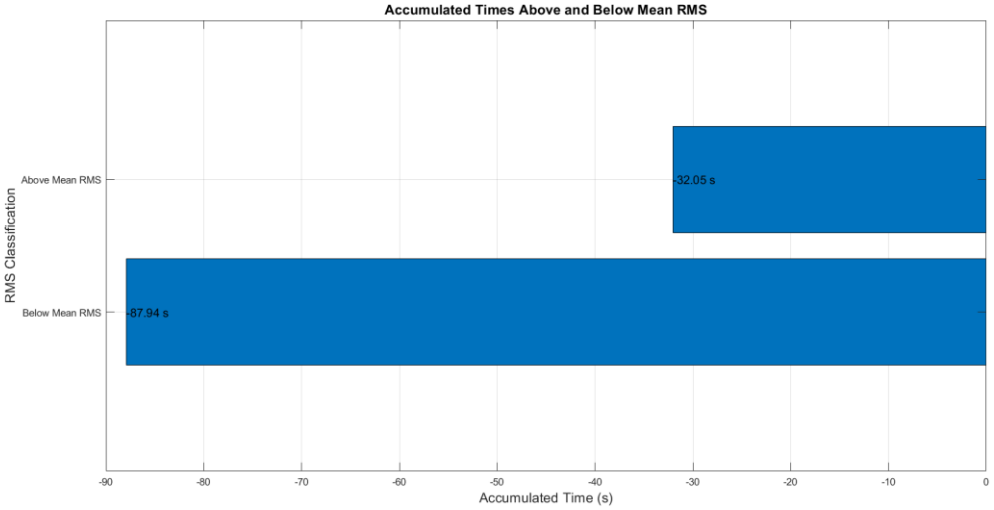

Accumulated Times Above and Below Mean RMS
Above Mean RMS
Below Mean RMS
RMS Classification
33.17 s
86.83 s
Accumulated Time (s)
-90
-80
-70
-60
-50
-40
-30
-20
-10
0

Fase 2 Ensayo. Toma 1

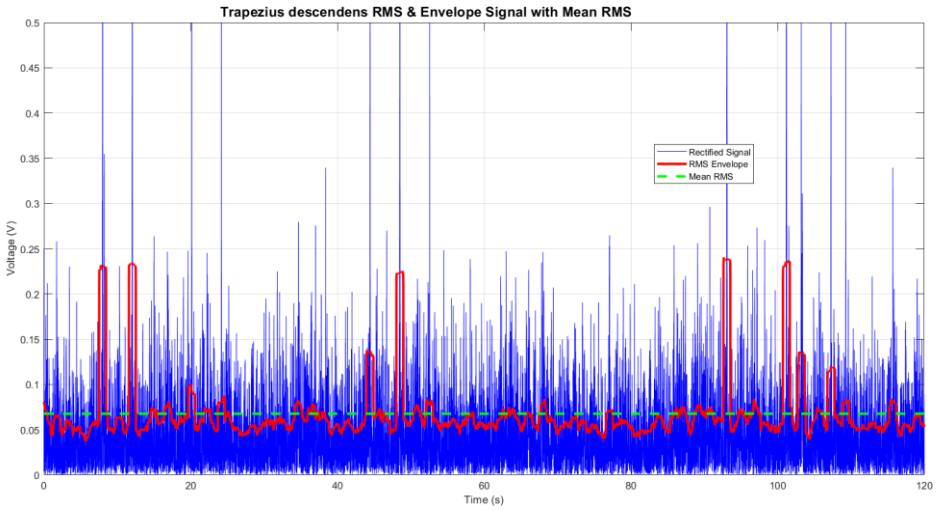


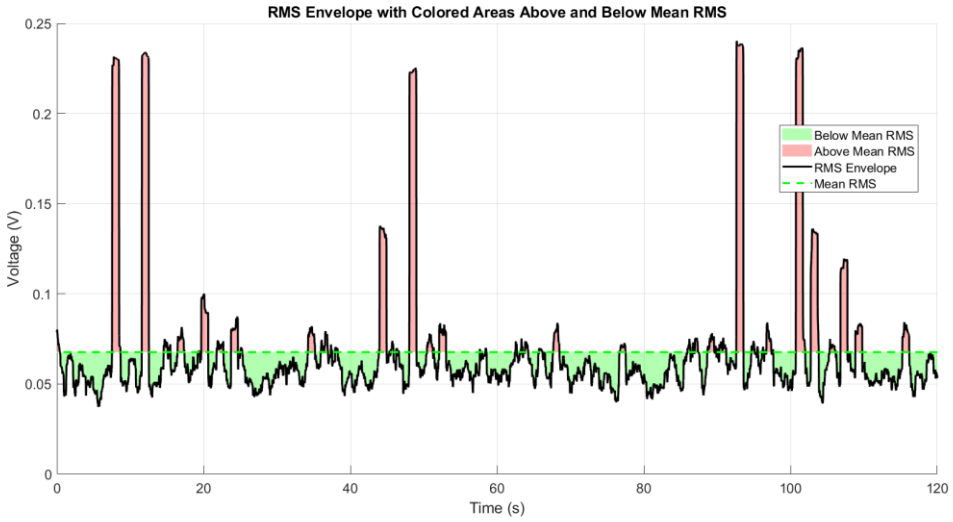


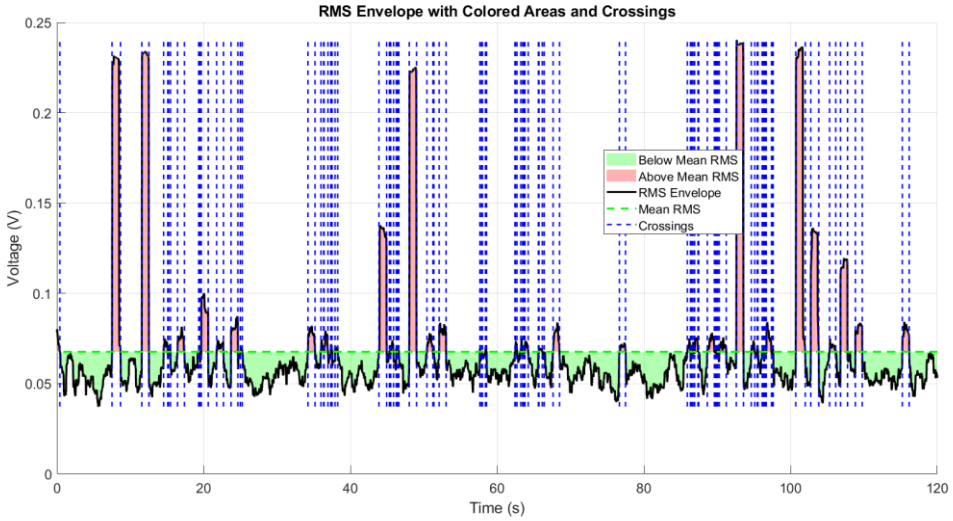


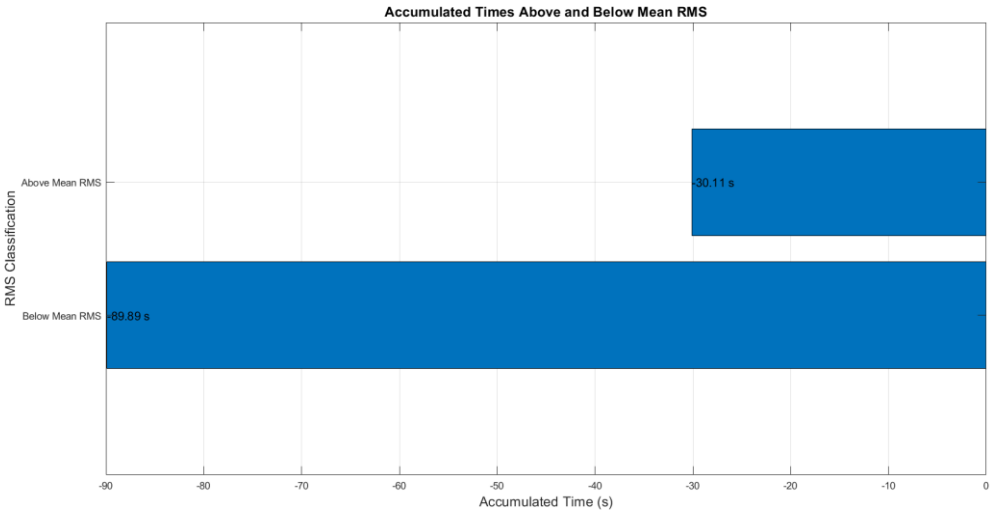


Fase 2 Ensayo. Toma 2

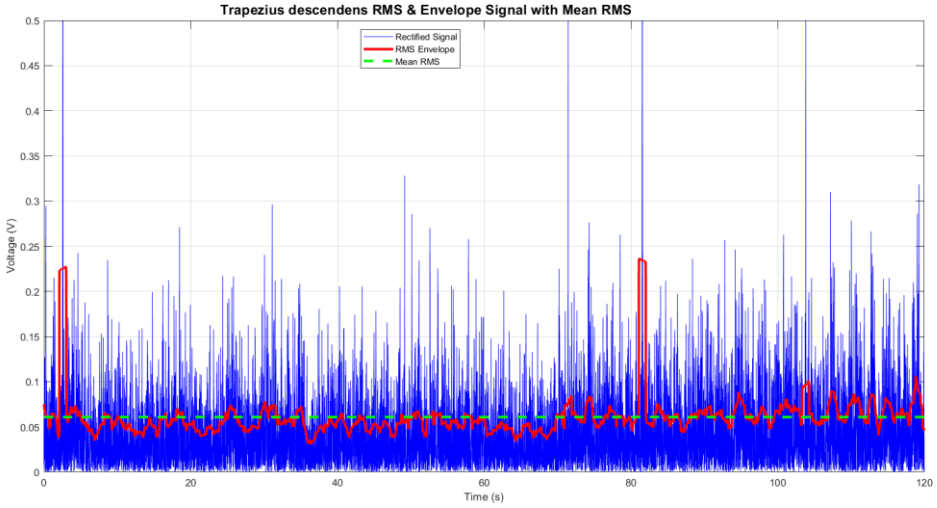

Trapezius descendens RMS & Envelope Signal with Mean RMS
Rectified Signal
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

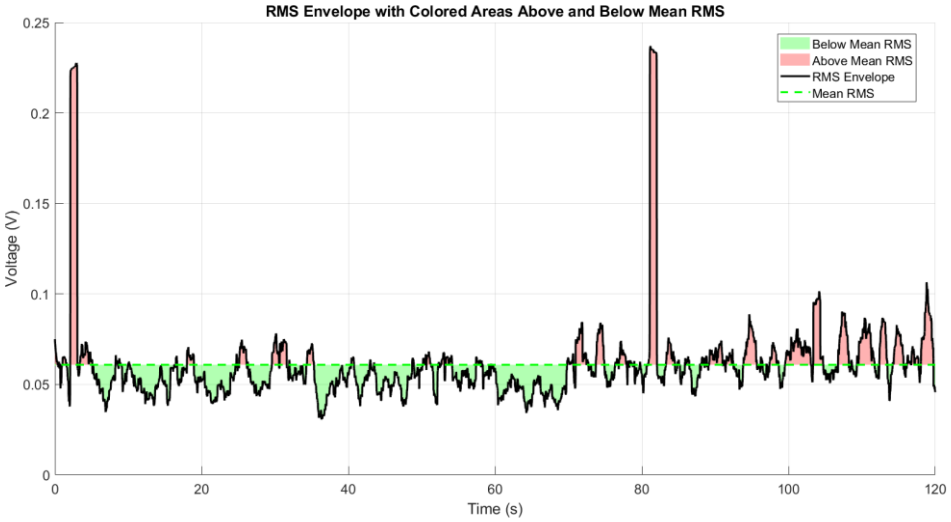

RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)

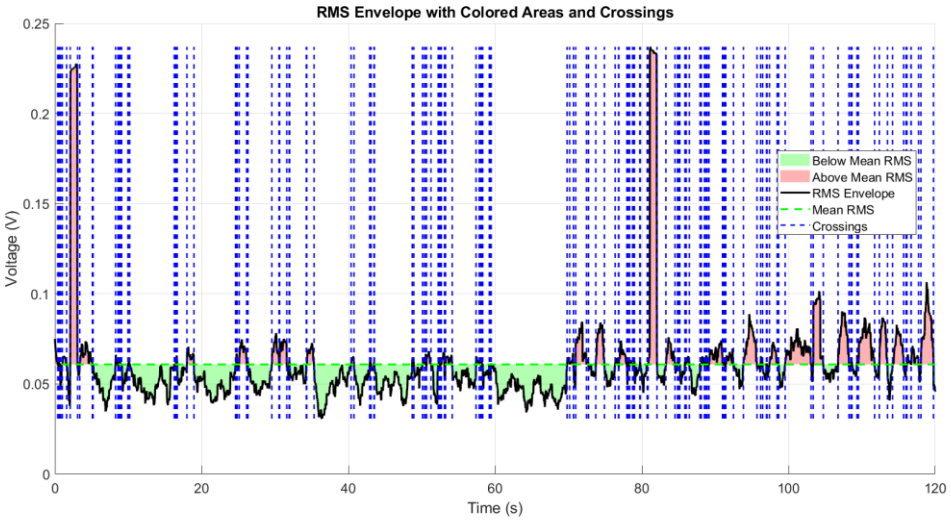

RMS Envelope with Colored Areas and Crossings
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Crossings
Voltage (V)
Time (s)

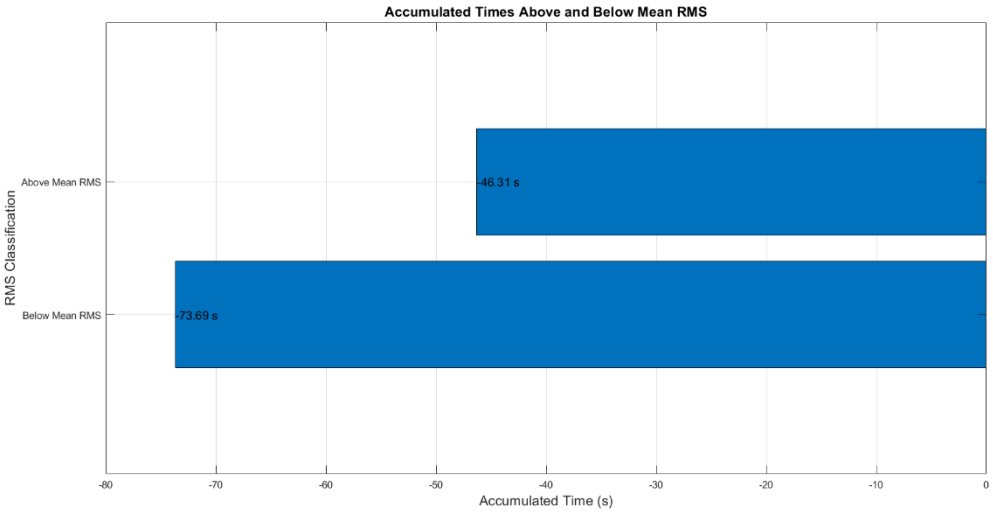


Fase 2 Ensayo. Toma 3




RMS Envelope with Colored Areas Above and Below Mean RMS
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Voltage (V)
Time (s)


RMS Envelope with Colored Areas and Crossings
Below Mean RMS
Above Mean RMS
RMS Envelope
Mean RMS
Crossings
Voltage (V)
Time (s)


Accumulated Times Above and Below Mean RMS
Above Mean RMS
Below Mean RMS
46.31 s
73.69 s
RMS Classification
Accumulated Time (s)

Anexo XI

Valores estadísticos muestra

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
1	1	0	0.052837	0.022483	0.24163	0			0	0	32.23	87.77
1	2	0	0.068943	0.023751	0.28929	0			0	0	34.56	85.44
1	3	0	0.064059	0.028864	0.2514	0			0	0	21.43	98.57
1	4	0	0.060453	0.02258	0.24355	1	87	21	1	0	29.53	90.47
1	5	0	0.07287	0.025277	0.23417	1	74	46	1	0	41.15	78.85
1	6	0	0.075155	0.027418	0.25971	1	93	27	1	0	38.49	81.51
2	1	1	0.073189	0.0028587	0.2396	1	90	30	1	0	46.32	73.68
2	2	1	0.084494	0.011093	0.25024	1	73	8	1	1	40.48	79.52
2	3	1	0.074272	0.0098034	0.2601	1	78	14	1	1	43.97	76.03
2	4	1	0.087401	0.011353	0.35903	1	50	50	1	0	39.32	80.68
2	5	1	0.092575	0.014589	0.26889	1	40	7	1	1	47.14	72.86
2	6	1	0.092211	0.0091868	0.26561	1	57	12	1	1	46.82	73.18
3	1	0	0.039551	0.0039315	0.26318	0			0	0	13.47	106.53
3	2	0	0.038427	0.01644	0.26515	0			0	0	20.63	99.37
3	3	0	0.037189	0.0078148	0.34294	1	105	12	0	0	18.47	101.53
3	4	0	0.031713	0.010685	0.26528	0			0	0	12.72	107.28
3	5	0	0.042498	0.015881	0.22274	1	43	17	0	0	30.75	89.25
3	6	0	0.048405	0.010996	0.26607	1	68	10	0	0	26.05	93.95
4	1	1	0.093141	0.034738	0.30456	1	98	8	1	0	40.37	79.63
4	2	1	0.066031	3.84E-02	0.23079	1	81	29	1	0	50.3	69.7
4	3	1	0.070235	8.58E-03	0.46042	1	71	12	1	1	38.08	81.92
4	4	1	0.078116	0.0063854	0.30037	1	64	19	1	0	49.35	70.65
4	5	1	0.077005	0.019031	0.27244	1	61	17	1	1	46.53	73.47
4	6	1	0.091717	0.021739	0.25027	1	57	15	1	0	41.24	78.76

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
5	1	0	0.11912	0.0030827	0.33968	1	94	23	0	0	43.65	76.35
5	2	0	0.11432	0.05712	0.23248	1	82	38	0	0	51.54	68.46
5	3	0	0.10366	0.013702	0.27457	1	63	30	1	1	60.33	59.67
5	4	0	0.095327	0.013952	0.2305	1	62	15	1	1	59.34	60.66
5	5	0	0.10825	0.016698	0.27841	1	50	11	1	1	66.03	53.97
5	6	0	0.075087	0.018978	0.23977	1	15	7	1	1	56.68	63.32
6	1	0	0.084863	0.031865	0.25288	1	96	24	0	0	40.17	79.83
6	2	0	0.10096	0.042023	0.27041	1	61	17	0	0	43.03	76.97
6	3	0	0.10609	0.0070088	0.26625	1	50	22	1	1	55.93	64.07
6	4	0	0.10212	0.0096101	0.26594	1	43	17	1	1	52.5	67.5
6	5	0	0.10954	0.010358	0.26982	1	38	19	1	1	51.88	68.12
6	6	0	0.10607	0.011869	0.26519	1	41	19	1	1	57.21	62.79
8	1	1	0.030053	0.0034422	0.26422	0			0	0	12.33	107.67
8	2	1	0.036787	0.013268	0.26482	0			0	0	17.57	102.43
8	3	1	0.02836	0.011099	0.26216	0			0	0	11.05	108.95
8	4	1	0.042813	0.01163	0.25788	0			0	0	19.15	100.85
8	5	1	0.04837	0.01294	0.26184	0			0	0	12.52	107.48
8	6	1	0.039968	0.011516	0.25889	0			0	0	18	102
9	1	1	0.051652	0.0032144	0.33366	0			0	0	24.13	95.87
9	2	1	0.037413	0.010635	0.26086	1	109	11	0	0	25.17	94.83
9	3	1	0.042166	0.012908	0.23092	0			0	0	26.67	93.33
9	4	1	0.039034	0.0062126	0.21459	1	106	14	0	0	33.42	86.58
9	5	1	0.054211	0.02223	0.23199	1	57	15	1	0	33.27	86.73
9	6	1	0.051311	0.01955	0.24151	1	58	22	1	1	40.42	79.58

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
9	1	1	0.051652	0.0032144	0.33366	0			0	0	24.13	95.87
9	2	1	0.037413	0.010635	0.26086	1	109	11	0	0	25.17	94.83
9	3	1	0.042166	0.012908	0.23092	0			0	0	26.67	93.33
9	4	1	0.039034	0.0062126	0.21459	1	106	14	0	0	33.42	86.58
9	5	1	0.054211	0.02223	0.23199	1	57	15	1	0	33.27	86.73
9	6	1	0.051311	0.01955	0.24151	1	58	22	1	1	40.42	79.58
10	1	0	0.096487	0.0037711	0.23494	0			0	0	54.14	65.86
10	2	0	0.085903	0.034758	0.23435	1	107	13	0	0	36.61	83.39
10	3	0	0.091545	0.045632	0.23423	1	82	14	0	0	40.93	79.07
10	4	0	0.11101	0.0099384	0.23732	1	80	40	0	0	57.66	62.34
10	5	0	0.1273	0.053853	0.23974	1	59	61	0	0	60.18	59.82
10	6	0	0.11481	0.0038286	0.27661	1	61	59	0	0	59.56	60.44
11	1	1	0.11289	0.05312	0.40745	1	43	31	1	0	45.36	74.64
11	2	1	0.11094	0.051193	0.22035	1	62	58	1	0	55.51	64.49
11	3	1	0.10647	0.012477	0.24189	1	38	10	1	1	62.53	57.47
11	4	1	0.1239	0.018267	0.26455	1	28	29	1	0	63.07	56.93
11	5	1	0.13832	0.032544	0.29777	1	35	25	1	0	51.47	68.53
11	6	1	0.1415	0.012054	0.30275	1	19	33	1	0	67.78	52.22
12	1	0	0.070736	0.01341	0.24893	1	92	16	1	1	39.52	80.48
12	2	0	0.06048	0.0054728	0.23719	1	87	16	1	1	51.15	68.85
12	3	0	0.05827	0.0046111	0.27693	1	63	33	1	1	54.27	65.73
12	4	0	0.055404	0.0064128	0.229	1	69	35	1	1	50.24	69.76
12	5	0	0.044409	0.0053054	0.25605	1	64	43	1	1	46.29	73.71
12	6	0	0.057236	0.022945	0.212	1	43	15	1	1	58.34	61.66

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
13	1	0	0.038727	0.014348	0.19411	0			0	0	19.14	100.86
13	2	0	0.038779	0.0094351	0.24186	0			0	0	19.05	100.95
13	3	0	0.052202	0.011725	0.17156	0			1	0	25.12	94.88
13	4	0	0.028054	0.0047952	0.24519	0			0	0	34.61	85.39
13	5	0	0.036809	0.018327	0.20686	0			0	0	30.54	89.46
13	6	0	0.05133	0.023587	0.1718	0			0	0	30.72	89.28
14	1	0	0.04845	0.023297	0.23559	0			0	0	20.25	99.75
14	2	0	0.058281	0.021998	0.23251	1	74	46	0	0	46.8	73.2
14	3	0	0.04472	0.0034974	0.24117	1	50	36	1	1	54.22	65.78
14	4	0	0.044728	0.0036982	0.26767	1	66	26	1	1	45.53	74.47
14	5	0	0.058999	0.009053	0.26408	1	33	39	1	1	56.86	63.14
14	6	0	0.065452	0.010315	0.15696	1	16	48	1	0	62.07	57.93
15	1	1	0.054214	0.021843	0.12595	1	18	21	1	1	49.66	70.34
15	2	1	0.035251	0.01013	0.18016	1	64	13	1	0	36.34	83.66
15	3	1	0.036669	0.013726	0.17608	1	83	37	0	0	44.3	75.7
15	4	1	0.041794	0.0082904	0.29481	1	60	33	1	1	47.1	72.9
15	5	1	0.045936	0.005757	0.24501	1	43	15	1	1	45.42	74.58
15	6	1	0.046524	0.0060778	0.20397	1	28	18	1	1	52.68	67.32
16	1	0	0.04938	0.0029526	0.30939	0			0	0	20.99	99.01
16	2	0	0.029495	0.0097996	0.19798	1	48	24	1	1	39.9	80.1
16	3	0	0.03509	0.012066	0.14364	1	77	19	1	1	43.51	76.49
16	4	0	0.038307	0.010442	0.2597	0			0	0	19.92	100.08
16	5	0	0.029943	0.0080853	0.13091	1	106	14	1	1	32.18	87.82
16	6	0	0.036594	0.0062618	0.26692	1	57	7	0	0	41.69	78.31

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
17	1	1	0.07355	0.041403	0.12632	1	91	29	0	0	55.63	64.37
17	2	1	0.081405	0.037252	0.16416	1	72	28	0	0	53.18	66.82
17	3	1	0.085092	0.035406	0.18711	1	58	62	0	0	59.21	60.79
17	4	1	0.069996	0.0089132	0.12119	1	64	48	1	0	66.9	53.1
17	5	1	0.071939	0.0048317	0.13409	1	57	61	1	0	62.97	57.03
17	6	1	0.080171	0.00466	0.14332	1	63	56	1	0	55.51	64.49
18	1	0	0.052225	0.0032193	0.23573	1	104	16	1	0	53.86	66.14
18	2	0	0.054089	0.01223	0.23983	1	83	37	1	0	56.11	63.89
18	3	0	0.0554	0.0050572	0.23835	1	65	45	1	1	47.41	72.59
18	4	0	0.047695	0.0087238	0.24953	1	86	34	1	0	42.08	77.92
18	5	0	0.04791	0.012889	0.21115	1	78	18	1	1	52.4	67.6
18	6	0	0.055079	0.017952	0.21939	1	35	53	1	1	65.13	54.87
22	1	1	0.070311	0.035185	0.25402	0			0	0	36.63	83.37
22	2	1	0.062258	0.013665	0.18333	1	70	50	0	0	48.28	71.72
22	3	1	0.072203	0.010495	0.24082	1	72	37	1	0	46.3	73.7
22	4	1	0.063436	0.0079088	0.18685	1	46	26	1	1	56.63	63.37
22	5	1	0.070564	0.010374	0.21791	1	38	26	1	1	53.41	66.59
22	6	1	0.075706	0.0078872	0.23557	1	24	31	1	1	59.24	60.76
23	1	1	0.043737	0.0081153	0.26862	0			0	0	19.48	100.52
23	2	1	0.034004	0.0077719	0.28438	0			0	0	17.31	102.69
23	3	1	0.035241	0.0084042	0.1441	1	73	47	0	0	46.85	73.15
23	4	1	0.028185	0.010034	0.19153	0			0	0	39.92	80.08
23	5	1	0.033608	0.011905	0.10045	1	96	24	0	0	41.19	78.81
23	6	1	0.042242	0.01064	0.14489	1	67	49	1	0	55.1	64.9

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
24	1	1	0.035405	0.01778	0.20386	0			1	0	23.47	96.53
24	2	1	0.028551	0.015471	0.12896	1	57	17	0	0	31.5	88.5
24	3	1	0.030881	0.0095947	0.1189	1	93	23	1	0	33.21	86.79
24	4	1	0.030003	0.0058782	0.11837	1	96	12	1	1	33.76	86.24
24	5	1	0.03825	0.0037174	0.23781	1	56	31	1	1	41.11	78.89
24	6	1	0.032337	0.0054552	0.24428	1	35	33	1	1	37.11	82.89
25	1	0	0.033223	0.016176	0.13751	1	10	30	1	0	37.73	82.27
25	2	0	0.03628	0.010788	0.12239	1	87	22	1	0	40.99	79.01
25	3	0	0.044541	0.013822	0.20646	1	64	22	1	1	40.51	79.49
25	4	0	0.060255	0.013643	0.25628	0			1	0	35.6	84.4
25	5	0	0.051611	0.013518	0.21958	0			1	0	40.72	79.28
25	6	0	0.050209	0.014739	0.18797	1	46	22	1	1	53.49	66.51
26	1	0	0.055199	0.021471	0.23827	1	100	20	1	0	41.39	78.61
26	2	0	0.058709	0.018588	0.22005	1	93	27	1	0	49.77	70.23
26	3	0	0.065004	0.006121	0.21944	1	66	20	1	0	49.3	70.7
26	4	0	0.062999	0.010879	0.24035	1	85	35	1	0	50.24	69.76
26	5	0	0.07631	0.037989	0.22224	1	66	54	1	0	55.11	64.89
26	6	0	0.083003	0.035399	0.23018	1	70	50	1	0	56.2	63.8

Sujeto	Toma	SEXO	Media RMS	Min. Valor Envelope	Max.Valor Envelope	Signo fatiga	Tiempo Primer signo fatiga	Duración	Pierde posición (VALORES SIGUEN POR ENCIMA DE LA MEDIA SIN GRANDES SOBRESALTOS)	Descansa (MAS DE 3 SEGUNDOS EN POSICIÓN ESTABLE)	Tiempo superior media RMS	Tiempo inferior media RMS
27	1	0	0.13351	0.016854	0.23031	0			1	0	52.51	67.49
27	2	0	0.11768	0.062921	0.20361	0			1	0	52.69	67.31
27	3	0	0.12466	0.016401	0.24686	1	90	30	1	0	51.86	68.14
27	4	0	0.12376	0.071386	0.2317	1	70	26	1	0	52.77	67.23
27	5	0	0.13181	0.029006	0.23622	1	69	51	1	0	51.1	68.9
27	6	0	0.13014	0.015463	0.24899	1	76	44	1	0	50.7	69.3
28	1	1	0.059524	0.018058	0.23585	1	7	6	1	1	49.75	70.25
28	2	1	0.061081	0.01441	0.21923	1	36	13	1	1	51.12	68.88
28	3	1	0.049327	0.016443	0.26494	1	18	33	1	1	58.69	61.31
28	4	1	0.056685	0.014806	0.24535	1	28	8	1	1	45.59	74.41
28	5	1	0.044913	0.016413	0.24272	1	5	27	1	1	50.54	69.46
28	6	1	0.051811	0.015839	0.25695	1	11	13	1	1	64.44	55.56

Modelo mixto para media RMS.

Estadísticos descriptivos

Media
RMS

Numero	Sujeto		Recuento	Media	Desviación estándar	Coeficiente de variación
1	1	0	1.00	0.05		
	2	0	1.00	0.07		
	3	0	1.00	0.06		
	4	0	1.00	0.06		
	5	0	1.00	0.07		
	6	0	1.00	0.08		
	To	0	6.00	0.07	0.01	0.13
2	1	1	1.00	0.07		
	2	1	1.00	0.08		
	3	1	1.00	0.07		
	4	1	1.00	0.09		
	5	1	1.00	0.09		
	6	1	1.00	0.09		
	To	1	6.00	0.08	0.01	0.10
3	1	0	1.00	0.04		
	2	0	1.00	0.04		
	3	0	1.00	0.04		
	4	0	1.00	0.03		
	5	0	1.00	0.04		
	6	0	1.00	0.05		
	To	0	6.00	0.04	0.01	0.14
4	1	1	1.00	0.09		
	2	1	1.00	0.07		
	3	1	1.00	0.07		
	4	1	1.00	0.08		
	5	1	1.00	0.08		
	6	1	1.00	0.09		
	To	1	6.00	0.08	0.01	0.14
5	1	0	1.00	0.12		
	2	0	1.00	0.11		
	3	0	1.00	0.10		
	4	0	1.00	0.10		
	5	0	1.00	0.11		
	6	0	1.00	0.08		
	To	0	6.00	0.10	0.02	0.15

6	1	0	1.00	0.08		
	2	0	1.00	0.10		
	3	0	1.00	0.11		
	4	0	1.00	0.10		
	5	0	1.00	0.11		
	6	0	1.00	0.11		
	To	0	6.00	0.10	0.01	0.09
8	1	1	1.00	0.03		
	2	1	1.00	0.04		
	3	1	1.00	0.03		
	4	1	1.00	0.04		
	5	1	1.00	0.05		
	6	1	1.00	0.04		
	To	1	6.00	0.04	0.01	0.20
9	1	1	1.00	0.05		
	2	1	1.00	0.04		
	3	1	1.00	0.04		
	4	1	1.00	0.04		
	5	1	1.00	0.05		
	6	1	1.00	0.05		
	To	1	6.00	0.05	0.01	0.16
10	1	0	1.00	0.10		
	2	0	1.00	0.09		
	3	0	1.00	0.09		
	4	0	1.00	0.11		
	5	0	1.00	0.13		
	6	0	1.00	0.11		
	To	0	6.00	0.10	0.02	0.15
11	1	1	1.00	0.11		
	2	1	1.00	0.11		
	3	1	1.00	0.11		
	4	1	1.00	0.12		
	5	1	1.00	0.14		
	6	1	1.00	0.14		
	To	1	6.00	0.12	0.01	0.12
12	1	0	1.00	0.07		
	2	0	1.00	0.06		
	3	0	1.00	0.06		
	4	0	1.00	0.06		
	5	0	1.00	0.04		
	6	0	1.00	0.06		
	To	0	6.00	0.06	0.01	0.15

13	1	0	1.00	0.04		
	2	0	1.00	0.04		
	3	0	1.00	0.05		
	4	0	1.00	0.03		
	5	0	1.00	0.04		
	6	0	1.00	0.05		
	To	0	6.00	0.04	0.01	0.23
14	1	0	1.00	0.05		
	2	0	1.00	0.06		
	3	0	1.00	0.04		
	4	0	1.00	0.04		
	5	0	1.00	0.06		
	6	0	1.00	0.07		
	To	0	6.00	0.05	0.01	0.16
15	1	1	1.00	0.05		
	2	1	1.00	0.04		
	3	1	1.00	0.04		
	4	1	1.00	0.04		
	5	1	1.00	0.05		
	6	1	1.00	0.05		
	To	1	6.00	0.04	0.01	0.16
16	1	0	1.00	0.05		
	2	0	1.00	0.03		
	3	0	1.00	0.04		
	4	0	1.00	0.04		
	5	0	1.00	0.03		
	6	0	1.00	0.04		
	To	0	6.00	0.04	0.01	0.20
17	1	1	1.00	0.07		
	2	1	1.00	0.08		
	3	1	1.00	0.09		
	4	1	1.00	0.07		
	5	1	1.00	0.07		
	6	1	1.00	0.08		
	To	1	6.00	0.08	0.01	0.08
18	1	0	1.00	0.05		
	2	0	1.00	0.05		
	3	0	1.00	0.06		
	4	0	1.00	0.05		
	5	0	1.00	0.05		
	6	0	1.00	0.06		
	To	0	6.00	0.05	0.00	0.07

22	1	1	1.00	0.07		
	2	1	1.00	0.06		
	3	1	1.00	0.07		
	4	1	1.00	0.06		
	5	1	1.00	0.07		
	6	1	1.00	0.08		
	To	1	6.00	0.07	0.01	0.08
23	1	1	1.00	0.04		
	2	1	1.00	0.03		
	3	1	1.00	0.04		
	4	1	1.00	0.03		
	5	1	1.00	0.03		
	6	1	1.00	0.04		
	To	1	6.00	0.04	0.01	0.16
24	1	1	1.00	0.04		
	2	1	1.00	0.03		
	3	1	1.00	0.03		
	4	1	1.00	0.03		
	5	1	1.00	0.04		
	6	1	1.00	0.03		
	To	1	6.00	0.03	0.00	0.11
25	1	0	1.00	0.03		
	2	0	1.00	0.04		
	3	0	1.00	0.04		
	4	0	1.00	0.06		
	5	0	1.00	0.05		
	6	0	1.00	0.05		
	To	0	6.00	0.05	0.01	0.22
26	1	0	1.00	0.06		
	2	0	1.00	0.06		
	3	0	1.00	0.07		
	4	0	1.00	0.06		
	5	0	1.00	0.08		
	6	0	1.00	0.08		
	To	0	6.00	0.07	0.01	0.16
27	1	0	1.00	0.13		
	2	0	1.00	0.12		
	3	0	1.00	0.12		
	4	0	1.00	0.12		
	5	0	1.00	0.13		
	6	0	1.00	0.13		
	To	0	6.00	0.13	0.01	0.05

28	1	1	1.00	0.06		
	2	1	1.00	0.06		
	3	1	1.00	0.05		
	4	1	1.00	0.06		
	5	1	1.00	0.04		
	6	1	1.00	0.05		
	To	1	6.00	0.05	0.01	0.12
Total	1	0	13.000000	0.067254	0.031948	0.475033
		1	11.000000	0.063424	0.024699	0.389419
		To	24.000000	0.065499	0.028312	0.432248
	2	0	13.000000	0.066334	0.029768	0.448753
		1	11.000000	0.058020	0.026418	0.455322
		To	24.000000	0.062523	0.027994	0.447736
	3	0	13.000000	0.067879	0.029068	0.428227
		1	11.000000	0.057356	0.025706	0.448179
		To	24.000000	0.063056	0.027510	0.436284
	4	0	13.000000	0.066294	0.031465	0.474630
		1	11.000000	0.060124	0.028746	0.478109
		To	24.000000	0.063466	0.029760	0.468919
	5	0	13.000000	0.072174	0.035569	0.492818
		1	11.000000	0.065063	0.030365	0.466702
		To	24.000000	0.068915	0.032773	0.475554
	6	0	13.000000	0.072967	0.028521	0.390882
		1	11.000000	0.067773	0.032374	0.477687
		To	24.000000	0.070586	0.029784	0.421955
	To	0	78.000000	0.068817	0.030242	0.439450
	tal	1	66.000000	0.061960	0.027342	0.441287
		To	144.000000	0.065674	0.029052	0.442367

Los totales que se han agregado en una categoría única de una variable o una variable de archivo segmentado se han omitido.

Estimaciones de efectos fijos[a]

Parámetro	Estimación	Desv. Error	gl	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95% Límite inferior	Límite superior
Intersección	0.065674215	0.005787523	23	11.34755085	6.68841E-11	0.053701811	0.077646619

a. Variable dependiente: Media RMS.

Estimaciones de parámetros de covarianza[a]

Parámetro		Estimación	Desv. Error
Medidas repetidas	Diagonal AR1	0.00008	0.00001
	Rho AR1	,000000[b]	0.00000
Sujeto	Varianza	0.00079	0.00024

a. Variable dependiente: Media RMS.
b. Este parámetro de covarianza es redundante.

Modelo mixto para Primer signo de fatiga.

Estadísticos descriptivos

Tiempo Primer signo fatiga

Numero Sujeto			Recuento	Media	Desviación estándar	Coeficiente de variación
1	4	0	1	87.00		
	5	0	1	74.00		
	6	0	1	93.00		
	Total	0	3	84.67	9.713	11.5%
2	1	1	1	90.00		
	2	1	1	73.00		
	3	1	1	78.00		
	4	1	1	50.00		
	5	1	1	40.00		
	6	1	1	57.00		
	Total	1	6	64.67	18.822	29.1%
3	3	0	1	105.00		
	5	0	1	43.00		
	6	0	1	68.00		
	Total	0	3	72.00	31.193	43.3%
4	1	1	1	98.00		
	2	1	1	81.00		
	3	1	1	71.00		
	4	1	1	64.00		
	5	1	1	61.00		
	6	1	1	57.00		
	Total	1	6	72.00	15.284	21.2%
5	1	0	1	94.00		
	2	0	1	82.00		
	3	0	1	63.00		
	4	0	1	62.00		
	5	0	1	50.00		
	6	0	1	15.00		
	Total	0	6	61.00	27.466	45.0%
6	1	0	1	96.00		
	2	0	1	61.00		
	3	0	1	50.00		
	4	0	1	43.00		
	5	0	1	38.00		
	6	0	1	41.00		
	Total	0	6	54.83	21.775	39.7%

9	2	1	1	109.00		
	4	1	1	106.00		
	5	1	1	57.00		
	6	1	1	58.00		
	Total	1	4	82.50	28.896	35.0%
10	2	0	1	107.00		
	3	0	1	82.00		
	4	0	1	80.00		
	5	0	1	59.00		
	6	0	1	61.00		
	Total	0	5	77.80	19.435	25.0%
11	1	1	1	43.00		
	2	1	1	62.00		
	3	1	1	38.00		
	4	1	1	28.00		
	5	1	1	35.00		
	6	1	1	19.00		
	Total	1	6	37.50	14.625	39.0%
12	1	0	1	92.00		
	2	0	1	87.00		
	3	0	1	63.00		
	4	0	1	69.00		
	5	0	1	64.00		
	6	0	1	43.00		
	Total	0	6	69.67	17.818	25.6%
14	2	0	1	74.00		
	3	0	1	50.00		
	4	0	1	66.00		
	5	0	1	33.00		
	6	0	1	16.00		
	Total	0	5	47.80	23.732	49.6%
15	1	1	1	18.00		
	2	1	1	64.00		
	3	1	1	83.00		
	4	1	1	60.00		
	5	1	1	43.00		
	6	1	1	28.00		
	Total	1	6	49.33	24.246	49.1%

16	2	0	1	48.00		
	3	0	1	77.00		
	5	0	1	106.00		
	6	0	1	57.00		
	Total	0	4	72.00	25.703	35.7%
17	1	1	1	91.00		
	2	1	1	72.00		
	3	1	1	58.00		
	4	1	1	64.00		
	5	1	1	57.00		
	6	1	1	63.00		
	Total	1	6	67.50	12.693	18.8%
18	1	0	1	104.00		
	2	0	1	83.00		
	3	0	1	65.00		
	4	0	1	86.00		
	5	0	1	78.00		
	6	0	1	35.00		
	Total	0	6	75.17	23.387	31.1%
22	2	1	1	70.00		
	3	1	1	72.00		
	4	1	1	46.00		
	5	1	1	38.00		
	6	1	1	24.00		
	Total	1	5	50.00	20.736	41.5%
23	3	1	1	73.00		
	5	1	1	96.00		
	6	1	1	67.00		
	Total	1	3	78.67	15.308	19.5%
24	2	1	1	57.00		
	3	1	1	93.00		
	4	1	1	96.00		
	5	1	1	56.00		
	6	1	1	35.00		
	Total	1	5	67.40	26.274	39.0%
25	1	0	1	10.00		
	2	0	1	87.00		
	3	0	1	64.00		
	6	0	1	46.00		
	Total	0	4	51.75	32.500	62.8%

26	1	0	1	100.00		
	2	0	1	93.00		
	3	0	1	66.00		
	4	0	1	85.00		
	5	0	1	66.00		
	6	0	1	70.00		
	Total	0	6	80.00	14.738	18.4%
27	3	0	1	90.00		
	4	0	1	70.00		
	5	0	1	69.00		
	6	0	1	76.00		
	Total	0	4	76.25	9.674	12.7%
28	1	1	1	7.00		
	2	1	1	36.00		
	3	1	1	18.00		
	4	1	1	28.00		
	5	1	1	5.00		
	6	1	1	11.00		
	Total	1	6	17.50	12.341	70.5%
Total	1	0	6	82.67	35.859	43.4%
		1	6	57.83	40.346	69.8%
		Total	12	70.25	38.634	55.0%
	2	0	9	80.22	17.427	21.7%
		1	9	69.33	19.609	28.3%
		Total	18	74.78	18.848	25.2%
	3	0	11	70.45	16.705	23.7%
		1	9	64.89	23.486	36.2%
		Total	20	67.95	19.678	29.0%
	4	0	9	72.00	14.335	19.9%
		1	9	60.22	26.897	44.7%
		Total	18	66.11	21.769	32.9%
	5	0	11	61.82	20.822	33.7%
		1	10	48.80	23.332	47.8%
		Total	21	55.62	22.498	40.4%
	6	0	12	51.75	23.615	45.6%
		1	10	41.90	20.631	49.2%
		Total	22	47.27	22.355	47.3%
	Total	0	58	67.97	23.017	33.9%
		1	53	56.68	25.988	45.9%
		Total	111	62.58	25.017	40.0%

Los totales que se han agregado en una categoría única de una variable o una variable de archivo segmentado se han omitido.

Estimaciones de efectos fijos[a]

						Intervalo de confianza al 95%	
Parámetro	Estimación	Desv. Error	gl	t	Sig.	Límite inferior	Límite superior
Intersección	63.52490957	3.580073797	21.55856851	17.74402238	2.40364E-14	56.09146668	70.95835245

a. Variable dependiente: Tiempo Primer signo fatiga.

Estimaciones de parámetros de covarianza[a]

Parámetro		Estimación	Desv. Error
Medidas repetidas	Diagonal	434.626012	64.853228
	AR1		
	Rho AR1	,000000[b]	0.000000
Sujeto	Varianza	192.452563	86.118936

a. Variable dependiente: Tiempo Primer signo fatiga.

b. Este parámetro de covarianza es redundante.

Anexo XII

Premio Ennova Health 2024.

4ª Edición de los premios ENNOVA HEALTH



DISPOSITIVO AUXILIAR PERSONAL E INTEGRADO PARA EL CONTROL Y MITIGACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL ÁMBITO QUIRÚRGICO.

POLITÉCNICA
VNiVERSiDAD D SALAMANCA
UNIVERSIDADE DA CORUÑA
SERVIZO GALEGO de SAÚDE | Complexo Hospitalario Universitario A Coruña
Bioingeniería, Postura Y Salud S.L.
BiPSa
VMS VisualMed System

DISPOSITIVO AUXILIAR PERSONAL E INTEGRADO PARA EL CONTROL Y MITIGACION DE LA FATIGA MUSCULAR EN EL ÁMBITO QUIRÚRGICO

Participantes:

- **Juan Antonio Juanes Méndez; Jaime Solleiro Rodríguez.**
  Dpto. de Anatomía Humana.
  Grupo de Investigación VisualMed System. Universidad de Salamanca.
- **Fernando Blaya Haro.**
  Dpto. Ingeniería Mecánica y Diseño Industrial. *Universidad Politécnica de Madrid.*
- **Francisco Javier de Toro Santos.**
  Facultad de Fisioterapia. *Universitario A Coruña.*
  Servicio de Reumatología. *Hospital. Universidad de A Coruña.*
- **Alonso Blaya San Pedro.**
  Bioingeniería, Postura y Salud S.L. Madrid

Introducción

La importancia de la ergonomía en el lugar de trabajo ha aumentado significativamente en los últimos tiempos, sobre todo en el ámbito de los trabajos con tareas repetitivas, como es el caso de ciertas intervenciones quirúrgicas. La multitud de estudios publicados referentes a trastornos musculoesqueléticos relativos a la postura, no hacen más que enfatizar el hecho de que es un tema de actualidad, complejo de tratar, particularmente en su prevención, y que cuenta con un alto grado de especialización y personalización ya que la solución debe ser estudiada y prácticamente hecha a medida del usuario.
Se hace necesario recalcar el gran camino que queda por recorrer para obtener resultados satisfactorios en las diferentes especialidades quirúrgicas que se ven afectadas, y en particular, el gran campo que abre para el desarrollo de aplicaciones hechas a medida de la actividad a realizar.

Sí atendemos a la definición, la ergonomía está referida a la ciencia que relaciona al hombre con su ambiente de trabajo, a nivel anatómico, psicológico y fisiológico, y que implica consideraciones mecánicas/motoras que pueden afectar al bienestar, eficiencia y salud en un entorno ocupacional.
Es por ello que, la ergonomía en el lugar de trabajo se ha convertido en un tema relevante dentro de las enfermedades profesionales, principalmente en los campos dónde las tareas repetitivas, monótonas o mantenidas son comunes. Sí concretamos en el campo de la cirugía, la aparición de la cirugía laparoscópica en los años 90 ha provocado nuevas exigencias físicas debido a las posturas específicas provocadas por el posicionamiento del paciente. Los diseños inapropiados y posturas mantenidas pueden tener efectos adversos en la eficiencia y bienestar del cirujano.

Un factor determinante, independientemente del trabajo a realizar, es tener un balance postural correcto. Para ello, el cuerpo recurre a un control activo de la postura. Por esto, una mala compensación de la postura se relaciona con el malestar, la fatiga y las enfermedades relacionadas. En el ámbito de la cirugía, son muchos los dispositivos estudiados que han tratado

de dar solución a esta temática, actuando sobre el control postural de forma activa, como con el caso de: exoesqueletos, brazos robotizados de apoyo, sistemas ingrávidos de techo o sistemas de múltiples que permiten descansar la postura una vez regulados. Sin embargo, todos ellos tienen tiempos de desarrollos amplios, son costosos, y no pueden ajustarse a todas las instalaciones y cirujanos o tipos de operaciones.



Figura 1. Diferentes dispositivos de ayuda activa y postura habitual en cirugía laparoscópica.

Este desarrollo da respuesta a uno de los problemas derivados de la postura; partiendo de la premisa de no poder modificar el equipamiento médico actual, se ha planteado como alternativa la monitorización de la fatiga en cirujanos y poder actuar mediante estimulación muscular con una onda relajante durante tiempos preestablecidos. En otras palabras, tener una respuesta activa en el cirujano durante los microbreaks que pueden llegar a realizar en el transcurso de las operaciones, pero determinando de manera segura, mediante Electromiografía (Electromyography) -EMG- integrada, estos descansos, mitigando de esta forma la fatiga a la vez que se trata mediante ondas de estimulación nerviosa eléctrica transcutánea (Transcutaneos Electrical Nerve Stimulation) -TENS- controladas por el propio cirujano, las cuales, están parametrizadas para un efecto analgésico y tonificante, evitando contracciones involuntarias en el usuario.

Por tanto, este trabajo está encuadrado en la prevención y mitigación física, es decir, en las técnicas que estudian y pueden ser aplicadas de forma directa sobre las condiciones del sujeto a tratar. El desarrollo, conocimiento, y aplicación de criterios ergonómicos en el ámbito quirúrgico pueden suponer beneficios relacionados con la disminución de la fatiga física y la mejora de la eficiencia en el acto quirúrgico.

Justificación y objetivos

A lo largo los últimos años este grupo de trabajo ha realizado estudios de las condiciones ergonómicas a las que se ven sometidos los cirujanos y personal involucrado dentro de un quirófano. La experiencia recogida a través de nuestros estudios y los datos recopilados durante este tiempo, permiten mostrar las preocupaciones por las cuales, los profesionales de especialidades quirúrgicas siguen sufriendo trastornos musculoesqueléticos relacionados con el trabajo, que pueden degenerar en patologías crónicas, e incluso en el cese de la actividad si no son tratadas adecuadamente. La carencia de medidas en industria y sector servicios aumenta

2

los gastos relacionados con la salud en el trabajo, reduce los ratios de productividad, y empeorar la calidad de vida de los afectados.

Nuestros estudios han constatado que:

La postura más habitual para operar es de forma erguida, con un 65% de contestaciones favorables según nuestros estudios (Solleiro et al., 2024). El 97.6% de la muestra comentan que la postura puede llegar a ser molesta e incluso dolorosa, de los cuales un 79,4% sufren de malestar, fatiga o algún tipo de dolor derivado de la práctica de su especialidad quirúrgica. Siendo únicamente el 48% el que ha considerado el trato de sus dolencias con un profesional, y de estos, solo un 8% realiza esta práctica de modo habitual. Por último, el rotundo dato de que 100% de los encuestados considera que deben realizarse mejoras en su puesto de trabajo no hace más que mostrar las carencias de nuestros profesionales en este sector, así como la justificación para el estudio y desarrollo de este proyecto.

Nuestro trabajo de investigación pretende resolver en gran medida los principales problemas ergonómicos que pueden encontrarse en un ambiente de quirófano. Habitualmente los cirujanos, en cualquiera de las tipologías de intervenciones quirúrgicas, se encuentran con múltiples dificultades relacionadas con la postura que tienen que adoptar, lo que suponen en muchas ocasiones, un impedimento para el ejercicio profesional.

Conociendo esta premisa, nos hemos planteado los siguientes objetivos:

- Desarrollar un dispositivo integrado que permita controlar una unidad de electromiografía superficial, (superficial Electromyography) -sEMG-, para la toma de datos de fatiga muscular, con un dispositivo TENS, encargado de aplicar una onda relajante en el músculo fatigado, y, controlar la interacción entre ambos dispositivos.
- Demostrar que, mediante una onda de relajación, aplicada en el intervalo temporal correcto, en concreto, antes del punto umbral de fatiga, se puede mitigar dicho efecto, y prevenir patologías que son desarrolladas por la realización de un trabajo.
- Presentar un dispositivo que sirva como elemento de prevención activa, enfocado principalmente en las posturas repetitivas y mantenidas, las más relacionadas con el ámbito quirúrgico.

Este trabajo presenta un concepto innovador dentro de la industria, recopilando información con tecnologías maduras de bajo coste, que, mediante su interacción, abren una nueva alternativa al control y mitigación de la fatiga muscular en ambientes quirúrgicos, ayudando a evitar así el desarrollo de enfermedades relacionadas con el trabajo. Este prototipo supone un avance más en el desarrollo ergonómico en ambientes médicos, en concreto en el ámbito de la cirugía.

Este desarrollo va dirigido a los siguientes grupos:

- Cirujanos con problemas posturales debidos a las posturas forzadas durante la realización de cirugías.
- Estudiantes de fisioterapia y ergonomía con interés en la monitorización del estado físico de sus clientes.

- En el ámbito de la Ergonomía y Salud en el Trabajo, para cualquier profesional que realice tareas repetitivas o monótonas, como pueden ser el caso de músicos o diferentes puestos del sector servicios.

Metodología

Fatiga, métodos de valoración ergonómica, electromiografía y electroestimulación.

La fatiga es un fenómeno asociado con la incapacidad de desarrollar una tarea con el nivel de esfuerzo necesario para mantener la fuerza requerida. Cuando ocurre este proceso, la zona afectada tiende a adaptarse para mitigar esta fatiga. Esta mitigación se produce a través de cadenas musculares adyacentes, que pueden adoptar diferentes estrategias, es decir, posiciones, cuando se deben realizar tareas monótonas y repetitivas, pudiendo así adaptarse. Este es un punto de interés, puesto que el rendimiento de la zona afectada está también relacionado con las cadenas musculares del área periférica a la zona afectada.

Puesto que es necesario medir la fatiga, y esto está condicionado en gran medida por la postura, desde hace años se utilizan metodologías de análisis que tratan de dar una respuesta a este fenómeno, a continuación se muestran las más importantes.

- Rapid Upper Limb Assessment system, RULA, presenta tablas con valores que se asocian a ciertas posiciones del cuerpo, dividida entre las partes generales del cuerpo, cuello, tronco y piernas, así como una división para las extremidades superiores. Mediante dicho sistema de puntuación, se cuantifica el nivel de actuación.
- Rapid Entire Body Assessment, REBA, con divisiones del cuerpo casi idénticas a RULA, pondera los valores mediante tablas para obtener un índice de incidencia en el puesto, pero a diferencia de RULA, valora sí el sujeto estudiado está soportando una carga, y en qué condiciones lo hace.
- Ovako Working Analysis System, OWAS, es un método observacional que permite la cuantificación de la carga de trabajo a través del análisis de un experto y las opiniones de miembros experimentados que realizan la actividad estudiada. La postura estudiada es adaptada a una de las 72 predefinidas, obteniendo una codificación, que posteriormente es valorada y que se coloca dentro de una de las 4 categorías de riesgo que recoge el método.

Sin embargo, pese al uso extensivo de estas metodologías, su aplicación en ciertos análisis presenta limitaciones, en cuanto a las posiciones mencionadas, como es el caso de las posiciones que menciona REBA para muñeca, codo u hombros, no pudiendo recoger con exactitud todos los casos reales, que, por ejemplo, se pueden dar en cirugía. También, existe la limitación del tiempo de exposición a la acción realizada que se estudia, por lo que no pueden considerarse valores exactos. Por ello, muchas de estos métodos de valoración se han unido a otras metodologías, como es el caso del video análisis o software, para complementar los resultados obtenidos.

De hecho, muchos estudios se han aventurado a realizar modelos híbridos de cálculo ergonómico, para poder validar los resultados de estos métodos de valoración, por ejemplo, metodología RULA con electromiografía. Estos modelos híbridos permiten hacer una

interpretación desde el alto nivel, métodos de valoración ergonómica como RULA, hasta niveles altamente detallados como es el caso de captura inercial de movimientos. Lo que si puede extraerse de este pequeño análisis es que cualquier acción o asistencia activas/pasivas sobre la ergonomía del sujeto estudiado puede provocar una mitigación de los trastornos musculoesqueléticos -TMEs- como se ha comprobado mediante estudios pre y post utilización de una asistencia, y su posterior análisis mediante comparación de las valoraciones obtenidas viendo la caída en los niveles de acción requerida para el puesto. De hecho, gran parte de este grupo, tiene una amplia experiencia en este tipo de modelos híbridos (Islán et al., 2018), (Islán et al., 2018), (Islán et al., 2019), los cuales sirven como base para este trabajo.

La captura de impulsos eléctricos para conocer el estado muscular es considerada una medida confiable para determinar la fatiga muscular. Esto, debe ser realizado mediante electromiografía, la cual permite mediante los impulsos eléctricos transmitidos por las fibras musculares a bajas frecuencias, obtener métricas que pueden tratarse para conocer cuando ocurre la fatiga. Siendo la más sencilla de utilizar la electromiografía superficial sEMG, debido que los electrodos pueden colocarse directamente sobre la piel.
Por tanto, se hace necesario conocer el músculo y su composición fibrilar, cantidad fibras tipo I relacionadas con mayor resistencia a la fatiga, y fibras tipo II menos adaptadas a este hecho. Por esto, la variedad y cantidad de estas fibras en cada uno de los sujetos a estudiar provocan un punto límite de fatiga muscular distinto, y por ello, cada solución debe ser personalizada para cada usuario.
El desarrollo generado presenta un prototipo genérico, que debe ser ajustado para cada perfil de usuario que lo utiliza.

Por otro lado, la estimulación eléctrica funcional, FES, en concreto la Estimulación Nerviosa Eléctrica Transcutánea, TENS, es un tratamiento no invasivo contra el dolor, que no tiene riesgo por sobredosis, y no requiere de prescripción médica. Su principal utilidad es la mitigación del dolor, activando el sistema nervioso central, que bajo un rango de frecuencias, es capaz de generar un efecto analgésico en la zona a tratar. Sin embargo, su uso actual está estrechamente ligado al tratamiento de trastornos musculoesqueléticos, y prevención de estos. El uso de esta tecnología para prevención en el trabajo, y no como tratamiento correctivo, supone una nueva interpretación de su uso.

Este trabajo se basa en la relación de ambos dispositivos, desarrollando este equipo el software de control y diseño electrónico que permite su relación. A partir de un sistema de entrada de datos, que lee la fatiga muscular a través de una lectura de voltajes en la actividad muscular, la Electromiografía de Superficie, y un dispositivo de salida, que aplica corrientes relajantes cuando se detecte dicha fatiga, siempre que el cirujano lo quiera, mediante un TENS. A través del primero, se consigue monitorear el esfuerzo realizado por un músculo durante una tarea repetitiva, por ejemplo, sujetar el instrumental de laparoscopia, el software se encarga de filtrar e interpretar cuando se produce fatiga y avisar o aplicar una corriente TENS durante un descanso de la actividad. La siguiente figura 2 muestra un esquema del concepto realizado.

5

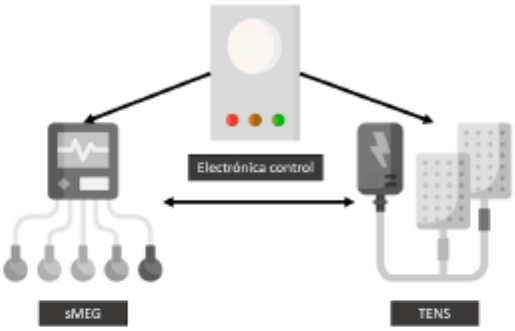


Figura 2. Diseño de concepto del producto.

Funcionamiento

Para un mejor entendimiento, la siguiente figura 3, muestra el flujograma, a alto nivel, del funcionamiento del producto.

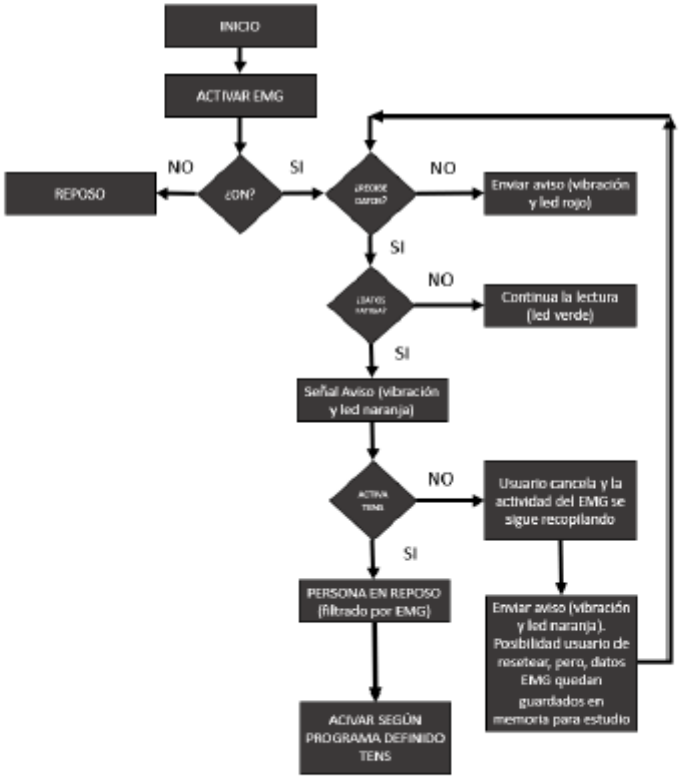


Figura 3. Flujograma de funcionamiento.

Por otra parte, al realizar el desarrollo, se han tenido en cuenta las siguientes consideraciones:

6

- Control preciso de la señal eléctrica sEMG recibida, ya que el software propio es el encargado de evaluar la fatiga.
- El TENS pese a poder ser controlado por software, siempre debe tener la posibilidad de ser controlado bajo criterio del usuario del dispositivo.
- Dimensiones reducidas, puesto que es algo portable, por el propio usuario.
- Desarrollar un dispositivo autónomo, sin necesidad de fuente de alimentación fija.

Materiales utilizados

Aunque en primer lugar se pensó en realizar el dispositivo completo, es decir electrónica para el sEMG, TENS y Controlador completa, los tiempos y costes de desarrollo eran muy altos, por lo que para la prueba de concepto se ha optado por realizar el dispositivo con materiales con alta disponibilidad y coste reducido, en principio, esto funciona en contra de la miniaturización del producto, pero ha permitido a este grupo de trabajo acelerar los procesos y probar la tecnología durante este año, manteniendo los costes contenidos.

A continuación, se muestra un esquema a alto nivel de los dispositivos utilizados.

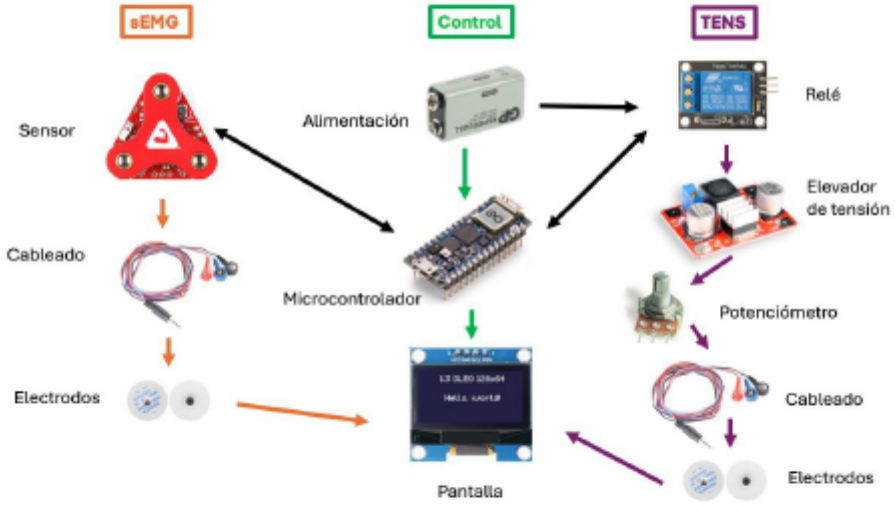


Figura 4. Materiales utilizados para el desarrollo.

Para la electromiografía superficial se ha confiado en un sensor SparkFun para estudios y desarrollos electrónicos, de él, se extrae una señal sin tratar, que es recibida por nuestro microcontrolador, que es una placa de Arduino Nano, elegida por sus pequeñas dimensiones y su ratio potencia/coste imbatible respecto a un desarrollo propio. Esta señal es guardada en tiempo real y gestionada mediante nuestro software que estima y grafica cuando se produce la fatiga muscular.

En cuanto al TENS ha sido necesario conocer cómo funciona el tipo de onda, figura 5, que produce para poder hacer su desarrollo. La más sencilla y habitual es la onda cuadrada, para ello, se ha utilizado un relé que permite mediante su activación obtener este perfil de onda y controlar el su ancho, por otro lado, para la amplitud del pulso se ha utilizado un módulo

elevador de tensión, en este caso un elevador de corriente continua a corriente continua. Puesto que cada cuerpo tiene una resistividad distinta, se ha colocado a la salida del sistema, y antes de los electrodos, un potenciómetro, que permita controlar la intensidad de corriente que llega al usuario.

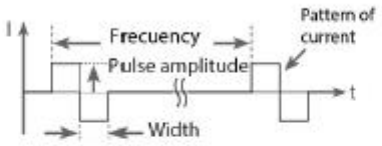


Figura 5. Definición de onda cuadrada simétrica.

Por último, el sistema está alimentado por una batería de 9V, esto se ha elegido, no solo por las necesidades técnicas, sino por evitar el riesgo eléctrico ante descarga. Pese a que el elevador de tensión es aislado, es decir, no conecta fases con diferentes voltajes, tener una alimentación de muy baja tensión, evita en gran medida el riesgo ante cualquier problema relacionado con esta materia. Adicionalmente, se ha añadido una pantalla, la cual hace de interfaz entre los dispositivos, como se ha mostrado en el flujograma de la figura 3, este elemento hace también las veces de led de aviso y es fuente de información para el usuario.

Las siguientes imágenes 6 y 7 muestran el diseño en placas de desarrollo.

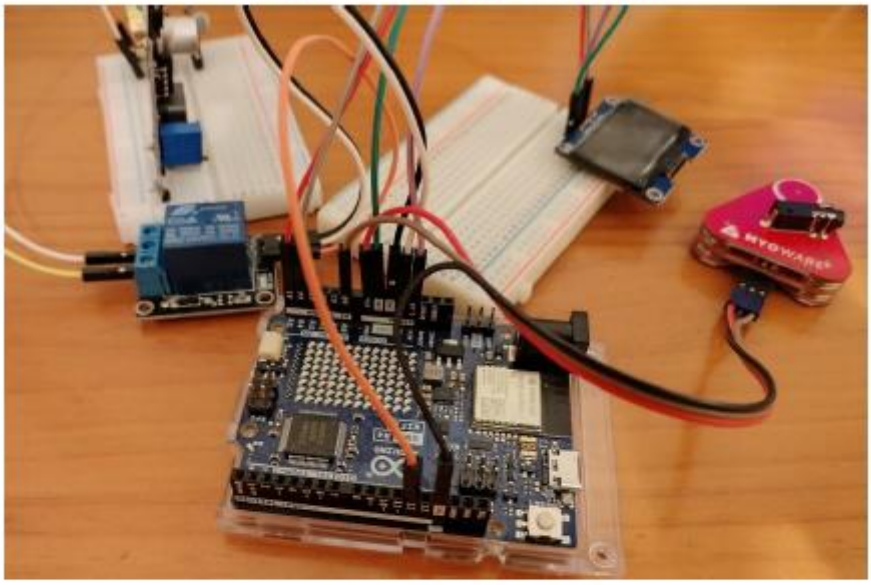


Figura 6. Detalle del conjunto 1

8

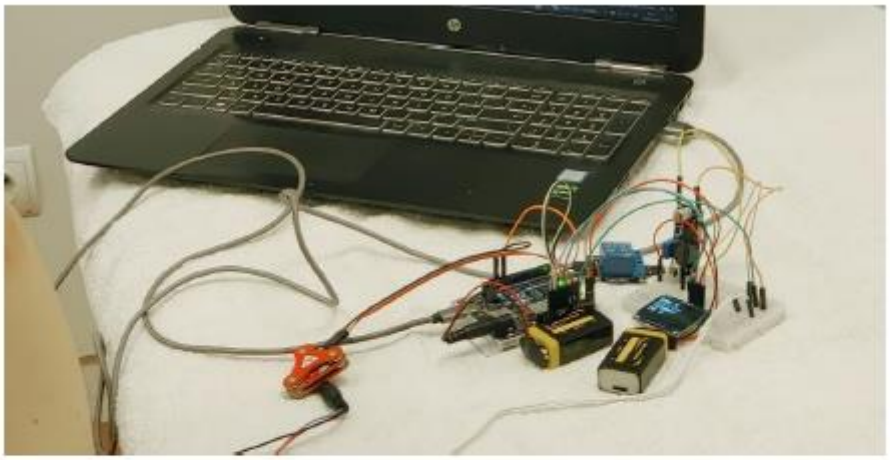


Figura 7. Detalle del conjunto 2

Ensayo Tratamiento de datos

Los ensayos han seguido los criterios de buenas prácticas médicas, bajo consentimiento informado, y realizados bajo supervisión médica. Los datos recolectados han sido tratados estadísticamente, solo con propósitos para el desarrollo de esta investigación.

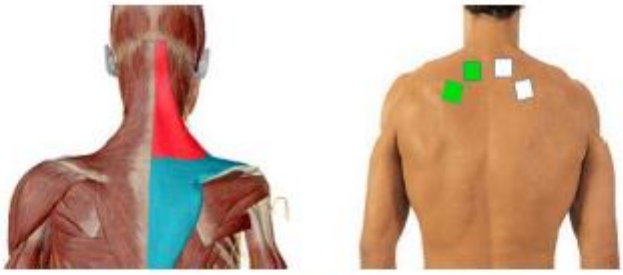


Figura 8. Trapecio y posicionamiento de los sensores.

Para realizar la prueba tecnológica se ha montado un ensayo mediante el cual, basado en los datos recogidos, se va a estudiar el trapecio que, de acuerdo a la dirección de las fibras musculares, es la zona que se comprende entre la parte inferior del cráneo y la superficie interior de la clavícula hasta llegar al húmero, según la figura 8.

Esta prueba consiste en dos ensayos de 3 tandas, cada tanda tiene una duración de 2 minutos o hasta el fallo muscular. Este ensayo consiste en mantener un peso de 1.5 Kg en una posición similar a la utilizada en cirugía laparoscópica, tal y como se muestra en la figura 1, durante este tiempo, con 2 minutos de descanso entre tandas. En este primer ensayo, se monitorea todo el proceso con electromiografía superficial, mediante el sensor colocado en la posición mostrada en la figura 8.

En el Segundo ensayo, se repite este mismo ensayo, pero durante las pausas de 2 minutos de descanso entre tomas, se coloca el TENS y se aplica una onda relajante.

9

Mediante la comparación entre ambos ensayos puede medirse sí existe un desplazamiento del punto de fatiga en el usuario. Las figuras 9, 10 y 11 muestran detalles de este ensayo.

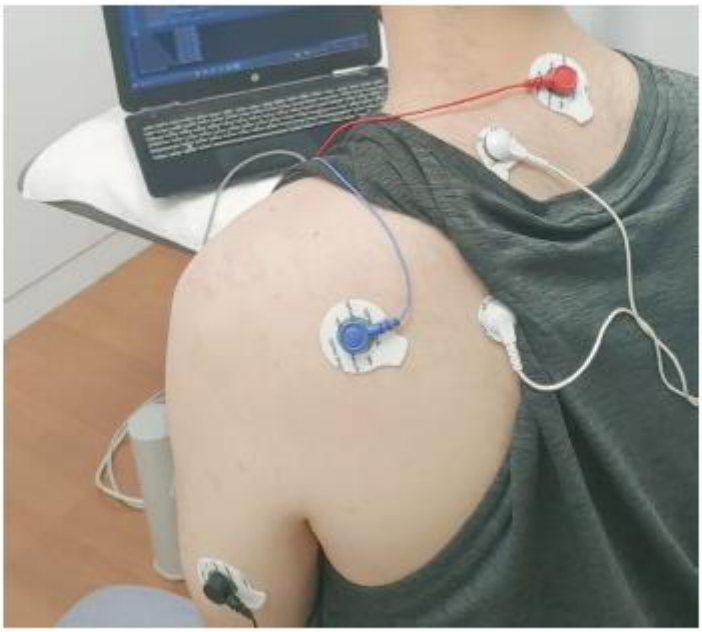


Figura 9. Ensayo 1

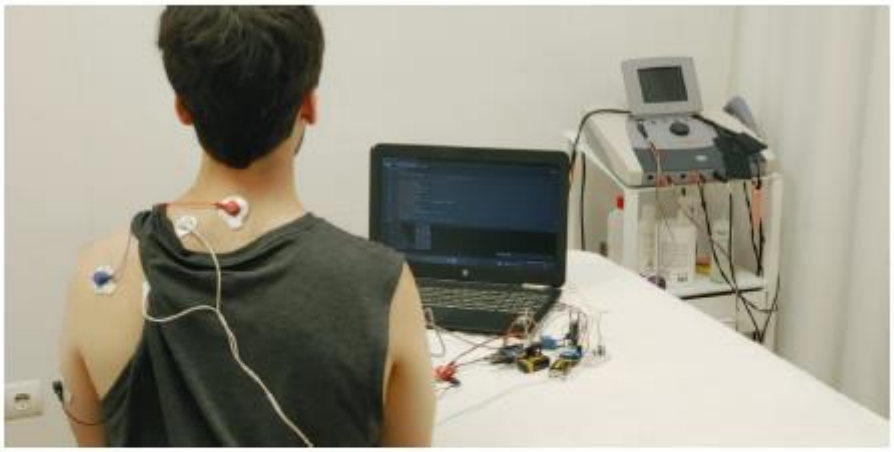


Figura 10. Ensayo 2

10

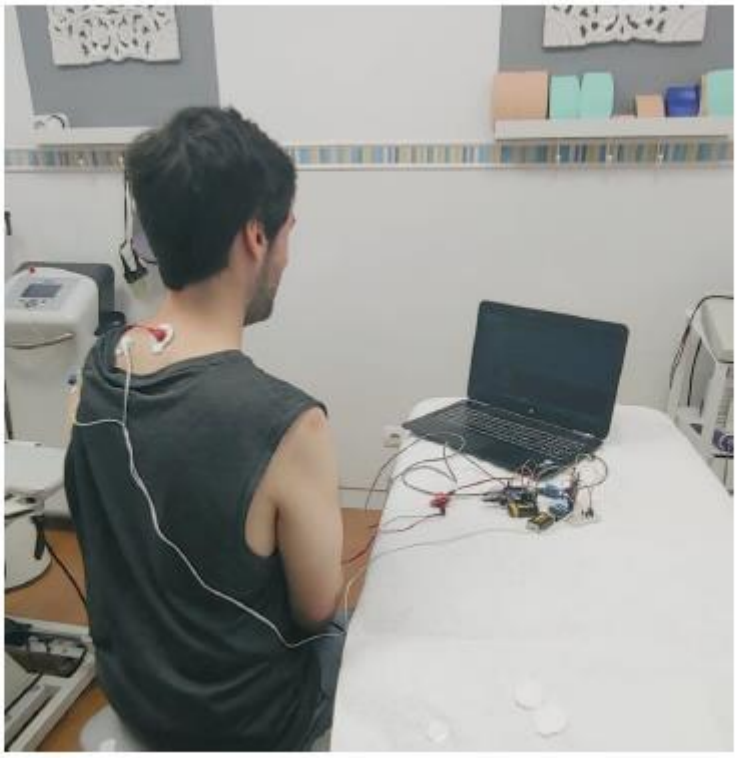


Figura 11. Ensayo 3

Resultados

Los resultados obtenidos en el ensayo han sido los siguientes:

La figura 12 muestra gráficos recogidos del sEMG mediante nuestro software, del ensayo explicado previamente, en primer lugar, sin aplicación de TENS entre descansos. Mientras que la figura 13, muestra valores para el mismo ensayo, pero con TENS en los descansos entre tomas. En comparación, la figura 13 muestra una lectura más constante en los valores (véase líneas rojas normalizadas en las gráficas), y una caída, puntos de fatiga muscular, menos apreciable, constante y dilatada en el tiempo de ensayo.

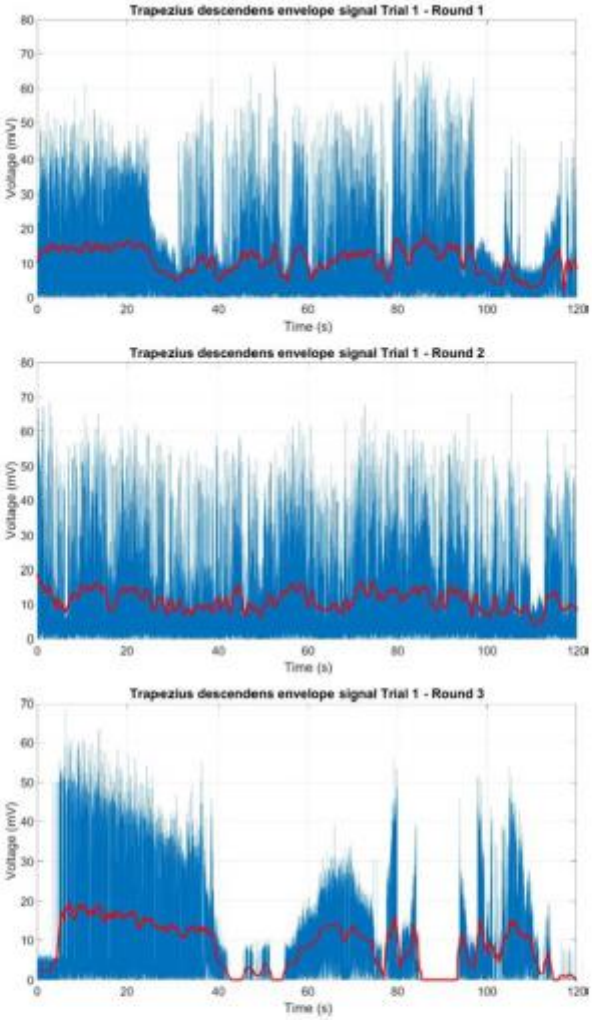


Figura 12. Ensayo 1. Tandas sin aplicación de TENS en descansos

12

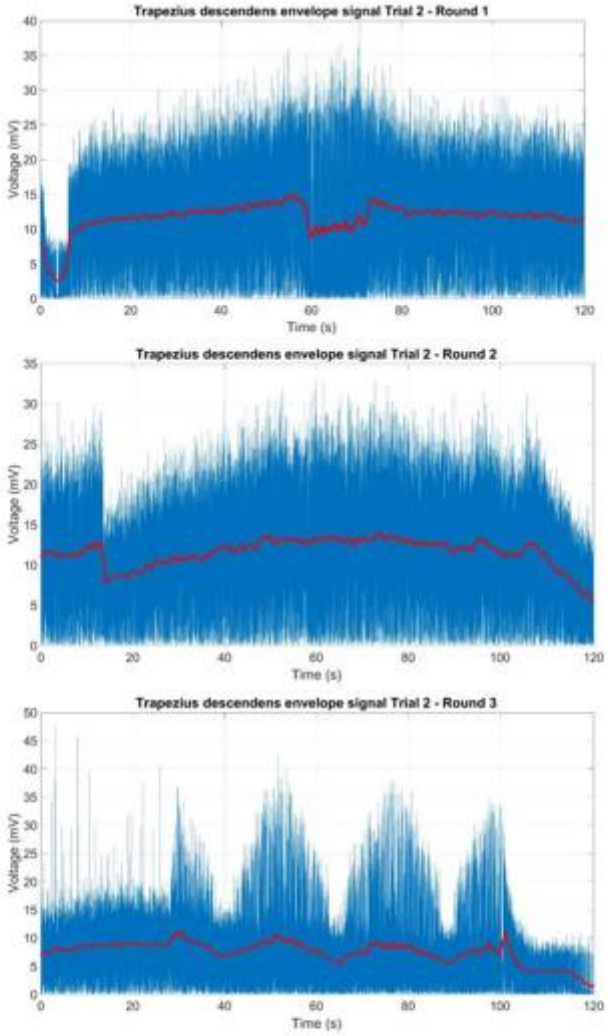


Figura 13. Ensayo 2. Tandas con aplicación de TENS en descansos

Se lo mencionado anteriormente, pueden sacarse las siguientes conclusiones.

- La aplicación de TENS en el segundo ensayo ha demostrado reducir el límite de fatiga muscular debido a una postura mantenida en el usuario, entorno a un 10.5%, pudiendo alargar el límite de fatiga en 21 segundos respecto a la misma tanda de ensayo sin su aplicación.
- El desplazamiento del umbral de fatiga muscular en una actividad concreta puede suponer que se produzca malestar en el usuario, o por el contrario, este no sufra problema alguno.
- Los valores recogidos sugieren una mitigación de los efectos de la fatiga en el usuario de estudio.

13

- Su aplicación comercial entre profesionales puede suponer una importante ventaja para situaciones de fatiga muscular, evitando en ciertos casos, dolencias, e incluso bajas laborales.

En las siguientes figuras 14 y 15, se muestra el diseño conceptual del producto acabado.



Figura 14. Diseño conceptual carcasa prototipo 1



Figura 15. Diseño conceptual carcasa prototipo 2

Consideraciones finales y conclusiones

- Este trabajo presenta un prototipo funcional con software y procesamiento de datos desarrollado por este equipo de trabajo. El cual, constituye un excelente primer producto mínimo viable, realizado con materiales de alta disponibilidad y de coste contenido.
- La monitorizar y mitigar la fatiga muscular, puede generar conciencia sobre esta problemática, esto es especialmente útil en circunstancias laborales en las que se debe mantenerse una postura mantenida o forzada.
- Este desarrollo supone una alternativa respecto a sistemas activos de mayor complejidad, siendo esto un beneficio, atendiendo a los posibles riesgos que pueden

14

producirse con productos con un alto grado de incidencia en el usuario, lo cual reduce los riesgos relacionados con un fallo o una incorrecta utilización.

- Los dispositivos integrados tienen una probada y estudiada eficacia, como son el caso sEMG y TENS. El uso de estos, no deben suponer ningún riesgo para la salud del usuario, lo que podría suponer una importante ventaja para su ensayo clínico y su posterior su utilización en condiciones reales.

Referencias

M. Islan, F. Blaya, P. S. Pedro, R. D'Amato, E. L. Urquijo, and J. A. Juanes, "Analysis and Fem Simulation Methodology of Dynamic Behavior of Human Rotator Cuff in Repetitive Routines: Musician Case Study," *J. Med. Syst.*, vol. 42, no. 3, Mar. 2018, doi: 10.1007/s10916-018-0908-7.

M. Marcos Islam, E. Lechosa Urquijo; F. Blaya Haro; D'Amato, E. Soriano Heras, and J. A. Juanes. Finite element simulation and analysis of the behavior under load of a human shoulder. En *Proceedings of the Sixth International Conference on Technological Ecosystems for Enhancing Multiculturality*. 2018. p. 454-461."
doi: 10.1145/3284179.3284256.

M. Islán Marcos, E. Lechosa Urquijo, F. Blaya Haro, R. D'Amato, , J. A. Juanes and E. Soriano Heras, "Behavior under Load of A Human Shoulder: Finite Element Simulation and Analysis," *J. Med. Syst.*, vol. 43, no. 5, p. 132, May 2019, doi: 10.1007/s10916-019-1248-y.

J. Solleiro Rodríguez, J.A. Juanes Méndez, F. Blaya Haro (2024). Ergonomics appraisals in operating romos. *Clinics*, 79 (2024) 100439. Pp1-5. 1807-5932/© 2024 HCFMUSP. Published by Elsevier España.
https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2024.100439

15