

**FACULTAD DE CIENCIAS BÁSICAS
PROGRAMA DE DOCTORADO EN
CIENCIAS APLICADAS**
Radicado

TÍTULO PROPUESTA	Sistema de medición cuantitativa para determinar el control postural en estudiantes y profesores durante el uso excesivo del Smartphone y su correlación con la Sintomatología musculoesquelética
-------------------------	---

DATOS DE LA PROPUESTA	
Grupo de investigación	GIEIAM
Línea de investigación	Instrumentación, Automatización y Sistemas Inteligentes

ESTUDIANTE	
Nombre:	Claudia Fernanda Giraldo Jiménez
Identificación	31529511
Correo:	cfgiraldo@usc.edu.co
Teléfono:	310-4654242

DIRECTOR	
Nombre:	Leonardo Antonio Bermeo Varon
Identificación	94330959
Correo:	leonado.bermeo00@usc.edu.co
Teléfono:	301-4904333
CODIRECTOR	
Nombre:	André Luiz Félix Rodacki
Identificación	-
Correo:	rodacki@ufpr.br
Teléfono:	+55 41 9129 8595
ASESOR	
Nombre:	John Jairo Villarejo Mayor
Identificación	14465247
Correo:	john.mayor@ufpr.br
Teléfono:	+55 41 9663 2204

Sistema de medición cuantitativa para determinar el control postural en estudiantes y profesores durante el uso excesivo del Smartphone y su correlación con la Sintomatología musculoesquelética

Claudia Fernanda Giraldo Jiménez

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de:
Doctorado en Ciencias Aplicadas.

Director:

PhD. Leonardo Antonio Bermeo Varon

Codirector:

PhD. André Luiz Felix Rodacki

Asesor:

PhD. John Jairo Villarejo Mayor

Línea de Investigación:

Instrumentación, Automatización y Sistemas Inteligentes

Grupo de Investigación:

GIEIAM

Universidad Santiago de Cali

Facultad de Ciencias Básicas,

Programa de Doctorado en Ciencias Aplicadas

Cali, Colombia

2024

Agradecimientos

En primer lugar, A Dios por su amor incondicional y por bendecirme con el coraje y la determinación para perseverar. Su presencia constante me ha dado la sabiduría y la inspiración necesarias para superar cada desafío. Este logro es una manifestación de su gracia divina en mi vida.

A mis directores y asesores, Al Dr. Leonardo Bermeo por alentarme a continuar y por haberme facilitado los medios para llevar a cabo el desarrollo de esta tesis. Al Dr. Rodacki por creer en mi proyecto y aceptar ser parte de él, y al Dr. Villa por recibirme con sus brazos abiertos en Brasil durante mi pasantía y ayudarme a pulir el protocolo de medición de esta investigación.

A mis auxiliares de investigación María José, Miguel, Blanca, Yunej, Mayra Alejandra, Santiago y Luis, por su apoyo durante la captación de la muestra y la recogida de datos; sin su valiosa labor no hubiese sido posible lograr la meta.

A todos los estudiantes y docentes, que colaboraron como participantes y facilitaron las mediciones. Sin su valiosa disposición y cooperación no habría sido posible alcanzar los objetivos propuestos. Su dedicación y colaboración son un testimonio del espíritu de solidaridad que caracteriza a nuestra comunidad académica.

A mis compañeros y amigos incondicionales. A Jorge y Tatiana, que durante el proceso compartimos alegrías, retos y frustraciones y siempre estuvieron allí para alentarme a avanzar sin desistir. A mis Jefes; A la Dra. Olga, quien depositó en mí su confianza y siempre me animó a seguir adelante para que pudiera alcanzar este logro. A Dianita Q., gracias por creer en mi potencial y brindarme su respaldo incondicional.

A mi familia por su aprobación para lanzarme a esta aventura, por su apoyo incondicional, por su sacrificio en mis ausencias, por su aliento y cariño en los momentos de desánimo. A Otto, mi amor y compañero en este viaje de vida, gracias por tu generosidad, por cuidarme y seguirme en mis andanzas que siempre terminan siendo tuyas. A mis hijos Camilo y Samuel, por ser el motor que me hace crecer, disfrutar y soñar cada día, los adoro. A mi padre quien con su ejemplo de vida me enseñó a ser valiente, luchadora, y a llevar siempre una sonrisa a pesar de la adversidad.

En memoria de mi madre y hermana, mis dos ángeles. Gracias porque han sido una fuente constante de inspiración y fortaleza. Su amor incondicional, sacrificio y ejemplo me han guiado y motivado en este arduo camino. Este logro es en su honor. Siempre estarán en mi corazón y mente, acompañándome en cada paso de mi vida.

Contenido

Capítulo 1	10
Introducción y antecedentes	10
1.1 Introducción	10
1.2 Antecedentes	133
1.2.1 Estudios de la postura al usar Smartphone	13
1.2.2 Estudios de la fatiga muscular al usar Smartphone	17
1.2.3 Estado del arte en Colombia	179
Capítulo 2	211
Justificación y Objetivos	211
2.1 Justificación	211
2.2 Objetivos e Hipótesis	233
2.2.1 Objetivo General	233
2.2.2 Objetivos Específicos	233
2.2.3 Hipótesis	233
Capítulo 3	244
Enfoque Teórico y Metodológico	244
3.1 Enfoque Teórico-Conceptual	244
3.1.1 Control postural	244
3.1.2 Ángulos de Movimiento	30
3.1.3 Señales Mioeléctricas	344
3.1.4 Sintomatología musculoesquelética	40
3.2 Enfoque Contextual	422
3.3 Enfoque Metodológico	433
3.3.1 Tipo de estudio	433
3.3.2 Población y muestra	433
3.3.2.1 Tamaño de la muestra	433
3.3.3 Control de sesgos	455
3.3.4 Procedimiento	46
3.3.5 Procesamiento y análisis de datos	533
3.3.6 Consideraciones Éticas	544

Capítulo 4	556
Resultados y Discusión	556
4.1 Resultados	556
4.1.1 Variables cuantitativas de ángulos de movimiento y señales mioeléctricas	561
4.1.2 Diseño del Sistema de medición	56
4.1.3 Aplicabilidad del Sistema de medición	59
4.1.3.1 Caracterización de la población investigada	671
4.1.3.2 Variaciones de los ángulos de movimiento y el control postural	672
4.1.3.3 Características de las señales mioeléctricas y la fatiga muscular	677
4.1.4 Correlación entre ángulos de movimiento y fatiga muscular con el nivel de percepción de sintomatología musculoesquelética	70
4.2 Discusión	72
Fortalezas y Limitaciones	745
Capítulo 5	766
Conclusiones	766
Bibliografía	788

Lista de figuras

	<u>Pág.</u>
Fig. 1. Tendencia de la investigación en estudios relacionados con la postura durante el uso del Smartphone.....	144
Fig. 2. Tendencia de la investigación en estudios relacionados con la fatiga muscular durante el uso del Smartphone.....	188
Fig. 3. Modelo de péndulo invertido.....	277
Fig. 4 Traza de lecturas del acelerómetro, las lecturas del giroscopio y las lecturas del magnetómetro.....	3030
Fig. 5 Representación de la respuesta de un acelerómetro.....	322
Fig. 6 Representación de la respuesta de un giroscopio.....	322
Fig. 7 Señal Mioeléctrica.....	344
Fig. 8 Señal mioeléctrica de Fatiga muscular.....	355
Fig. 9 Cálculo del tamaño de muestra.....	484
Fig. 10 Flujograma metodológico.....	44
Fig. 11 Técnica de ventanas superpuestas.....	47
Fig. 12 Ubicación de sensores, plataforma y electrodos en prueba piloto.....	487
Fig. 13 Medición de variables físicas de antropometría, composición corporal y desempeño muscular.....	50
Fig. 14 Escala Visual Análoga de dolor.....	522
Fig. 15 Esquema de adquisición de señales de IMU.....	5858
Fig. 16 Esquema de adquisición de señales mioeléctricas.....	5858
Fig. 17 Ubicación de sensores IMU.....	59
Fig. 18 Ubicación de sensores de EMG.....	599
Fig. 19 App “Typing Test”.....	60
Fig. 20 Visualización de línea de Tiempo de la implementación del sistema de medición.....	611
Fig. 21 Box and whiskers de Ángulos de movimiento participante número 24 grupo 1.....	64
Fig. 22 Box and whiskers participante 33 del grupo 2.....	666
Fig. 23 Características de las señales mioeléctricas del erector de la espina lumbar participante 25 del grupo 1.....	68
Fig. 24 Características de las señales mioeléctricas del erector de la espina participante 50 del grupo 2.....	70
Fig. 25 Distribución porcentual de la Región Corporal con dolor al finalizar la prueba.....	71
Fig. 25 Diagrama de flujo del modelo de control postural.....	5873

Lista de tablas

	<u>Pág.</u>
Tabla 1 Caracterización demográficas, físicas y propias del uso del Smartphone de los participantes.....	622
Tabla 2 Resumen estadístico de los ángulos de movimiento de los participantes.....	63
Tabla 3 Resumen estadístico de las características de las señales mioeléctricas	677
Tabla 4 Nivel de intensidad de percepción de dolor o sintomatología musculoesquelética.....	71

Resumen

Antecedentes: El uso de teléfonos inteligentes puede impactar negativamente el sistema musculoesquelético debido a la flexión constante del cuello y miembros superiores. Estudios previos han abordado este fenómeno con instrumentos de medición subjetivos desde diversos enfoques. Se destaca el Modelo de Disfunción Mecánica del Movimiento como una posible explicación y el uso de sistemas de medición objetivos para identificar características del control postural y prevenir la sintomatología dolorosa es un desafío en el sector de la salud. Esta investigación tiene como **objetivo** determinar las características de los ángulos de movimiento y las señales mioeléctricas asociadas al uso excesivo del smartphone, analizando los cambios posturales y la fatiga muscular en el cuello y los miembros superiores, y su correlación con la percepción de sintomatología musculoesquelética. **Metodología:** Se llevó a cabo un estudio cuantitativo de diseño descriptivo transversal con análisis correlacional, a partir de un muestreo estratificado y por conveniencia, en 50 personas adultas divididas en dos grupos (grupo 1: estudiantes y grupo 2: profesores) de una universidad privada a quienes se les realizó mediciones cuantitativas por medio de IMU y EMGs durante el uso del *Smartphone*. **Resultados:** Se presentaron diferencias significativas de los ángulos de movimiento en cabeza y extremidades a partir del segmento de 5 – 10 minutos, con respecto a las características de las señales mioeléctricas se presentaron diferencias significativas en el MAV, RMS, AR, MDF, MNF y TTP, de igual forma en el segmento de 5 – 10 minutos. Las características más significativas son la de frecuencia las cuales se reducen, mientras que las de amplitud y potencia aumentan. Este comportamiento indica fatiga muscular. **Discusión y Conclusiones:** Los resultados indican que se presenta sintomatología musculoesquelética y fatiga muscular, aproximadamente a partir de 8 minutos de estar usando un *Smartphone*, lo cual sugiere que se debe realizar un control postural, evitando el uso excesivo de teléfonos inteligentes.

Palabras clave: Fatiga; Control Postural; Unidades de movimiento inercial; Señales Mioeléctricas; Sistema Musculoesquelético.

Abstract

Background: The use of smartphones can negatively impact the musculoskeletal system due to the constant flexion of the neck and upper limbs. Previous studies have addressed this phenomenon with subjective measurement instruments from various approaches. The Mechanical Movement Dysfunction Model stands out as a possible explanation, and the use of objective measurement systems to identify characteristics of postural control and prevent painful symptoms is a challenge in the health sector. In this sense, the **objective** of this research is to determine the characteristics of the angles of movement and myoelectric signals involved in the excessive use of smartphones, based on postural changes and muscle fatigue in the neck and upper limbs, and their correlation with the perception of musculoskeletal symptomatology. **Methodology:** A quantitative study of cross-sectional descriptive design with correlational analysis was carried out, using stratified and convenience sampling, on 50 adults divided into two groups (group 1: students and group 2: professors) from a private university who underwent quantitative measurements by means of IMU and EMGs during smartphone use. **Results:** There were significant differences in the angles of movement in the head and extremities from the 5 - 10 minute segment, with respect to the characteristics of the myoelectric signals, there were significant differences in the MAV, RMS, AR, MDF, MNF and TTP, as well as in the 5 - 10 minute segment. The most significant characteristics are those of frequency which are reduced, while those of amplitude and power increase. This behavior indicates muscle fatigue. **Discussion and Conclusions:** The results indicate that musculoskeletal symptomatology and muscle fatigue are present, approximately after 8 minutes of using a Smartphone, which suggests that postural control should be performed, avoiding excessive use of smartphones.

Keywords: Fatigue; Inertial measurement Unit; postural control; myoelectric signals; musculoskeletal system.

Capítulo 1

Introducción y antecedentes

1.1 | Introducción

En los últimos años, los dispositivos móviles inteligentes con pantalla táctil han reemplazado en gran medida a la mayoría de los productos de teléfonos con teclado, debido a su versatilidad y abundancia de aplicaciones (Punnett & Bergqvist, 1997). Las estadísticas de la situación digital en Colombia 2020-2021 muestran que el número de dispositivos móviles conectados es de 60,83 millones, cifra que, comparada con la población colombiana de 51,07 millones de personas, indica que la cantidad de conexiones a través de celulares, *tablets* y portátiles superan en un 19% a la población (Alvino, 2021). La principal causa del aumento en el número de usuarios de teléfonos inteligentes se debe a sus diversas características como: (i) fácil acceso, (ii) interfaz fácil de usar, y (iii) excelente seguridad para el usuario (Ramnaath et al., 2020). Adicionalmente, los períodos de cuarentena y aislamiento, por motivos del COVID-19 en el año 2020, elevaron la necesidad de estar conectados a internet y a las redes sociales, para conversar con amigos y familiares, entretenimiento desde casa y cumplir con responsabilidades laborales y académicas.

A pesar de estos beneficios, el uso excesivo de teléfonos inteligentes provoca que muchas personas mantengan su cuello flexionado cuando usan dispositivos portátiles, por lo que existe una creciente preocupación por el impacto de los teléfonos inteligentes o *Smartphone* en el sistema musculoesquelético sobretodo entre aquellos que son usuarios prolongados. Al igual que las computadoras de escritorio y portátiles, el uso prolongado del *Smartphone* también puede contribuir a un mayor riesgo de desarrollar síntomas musculoesqueléticos como dolor crónico de cuello y hombro (Mekhora et al., 2000; Schüldt et al., 1986) lo que provoca diversas afecciones médicas como el cuello de texto (Błachnio, 2020; Cuéllar & Lanman, 2017; David et al., 2021) y el síndrome del túnel cubital (Toh et al., 2017).

Adicionalmente, el uso de teléfonos móviles en una posición estática e inapropiada de la cabeza y miembros superiores, promueven el uso repetitivo y daño acumulativo por el aumento de la actividad muscular en el cuello y hombros debido a una posición exagerada en flexión de cabeza, anomalía musculoesquelética, que debilita y causa fatiga muscular del esternocleidomastoideo, escalenos, erectores de columna lumbar y trapecio (Mekhora et al., 2000). Se sabe que los músculos cervicales proporcionan aproximadamente el 80% de la estabilidad mecánica de la columna cervical, por lo que el sistema muscular juega un papel esencial en la estabilidad de dicha región (Gras et al., 2018). Sin embargo, hasta la fecha existe poca evidencia de estudios que analicen el comportamiento de la actividad mioeléctrica en los grupos musculares anteriormente mencionados mientras se usa el dispositivo.

La evidencia ha demostrado que la cabeza se dobla más cuando se usa una *tablet* pequeña comparada con una pantalla de computador de escritorio (Straker, Coleman, et al., 2008), y que el uso de un teléfono inteligente mientras camina provoca más ángulos de flexión de la cabeza, lo que conduce a una mayor carga que actúa sobre cuello y hombros (Greig et al., 2005; Kapandji, 2011). De igual forma otro estudio concluyó que el ángulo de flexión de la cabeza mientras camina es significativamente mayor mientras se envían mensajes de texto con ambas manos en la que también actúa una carga más significativa en el cuello (Han & Shin, 2019), probablemente debido a los desplazamientos del centro de masa mientras se deambula, pues el centro de gravedad incide de manera directa ejerciendo una mayor presión sobre el segmento corporal de la cabeza hacia la tierra causando mayores ángulos de flexión para lograr un acercamiento visual al dispositivo anclando la cabeza sobre los hombros lo que brindaría una mayor estabilidad.

Recientes investigaciones han planteado la postura de pie como la más habitual al usar el Smartphone (Chen et al., 2022). Algunas de ellas han sugerido la presencia de alteración postural durante el uso del teléfono móvil (M.-S. Kim, 2015; S. Lee et al., 2015), tanto en las posturas de pie como sentado, cuyos resultados indican que el uso de teléfonos inteligentes puede representar un peligro para la columna cervical (Chen et al., 2022). Sin embargo, la poca evidencia de publicaciones al respecto, han declarado que sus resultados se basan en el diagnóstico de la alteración postural utilizando métodos observacionales como la fotogrametría, goniometría y el test de la plomada.

Existen suficientes investigaciones sobre la postura de la cabeza que se realiza frente a un computador (Andersen et al., 2011; Gerr et al., 2004; Straker, Pollock, et al., 2008; Szeto et al., 2009; Tittiranonda et al., 1999), lo que ha permitido crear pautas ergonómicas claras para su uso. Sin embargo, las investigaciones sobre la postura de los usuarios de teléfonos móviles han sido relativamente recientes y limitadas lo que aún

no ha permitido determinar pautas ergonómicas de uso eficiente y que no produzca consecuencias sintomatológicas clínicas en la salud (David et al., 2021).

En consecuencia, las repercusiones en la salud de las personas, como resultado de posiciones corporales inadecuadas, ha originado una tendencia mundial de sintomatología musculoesquelética (Xie et al., 2017), cuyo dolor representa alrededor de la quinta parte de las consultas médicas (Jordan et al., 2010; Mallen et al., 2013) sobretodo de la columna cervical en 71,2% (Alzarea & Patil, 2015) y una frecuencia del 9,2% por queja de dolor en el hombro (Fayão et al., 2019), lo cual también ha representado que 8,8 millones requieran atención por fisioterapia (Hill et al., 2020). Sin embargo, no hay pautas ergonómicas claras basadas a partir de la identificación de los ángulos de movimiento que conllevan a la sobrecarga de las articulaciones y los tejidos blandos, y si están asociadas con la aparición de sintomatología dolorosa.

Recientes investigaciones han estudiado la postura de la cabeza y cuello asumida durante el uso del teléfono móvil utilizando diversos métodos de medición subjetivos como cuestionarios auto-informados, el uso de goniómetros manuales y fotogrametría basados en la observación de un profesional experto (S. Lee et al., 2017; Namwongsa et al., 2018), pero muy pocos han realizado mediciones objetivas a través del uso de la electromiografía (S. Lee et al., 2015; Namwongsa et al., 2019), sensores de movimiento inerciales tridimensionales (Shin & Zhu, 2011), y plataformas de fuerza (Latash, 2016). Para asegurar una cuantificación e interpretación apropiadas de las posiciones riesgosas para el sistema musculoesquelético, se deben usar medidas válidas, consistentes y confiables.

La falta de estudios con mediciones confiables para evaluar el control postural y evidenciar objetividad en los valores de los ángulos de posición de los segmentos de cabeza, cuello, y miembros superiores, así como del tiempo de aparición de fatiga muscular como consecuencia del uso excesivo del Smartphone, impide comprender la necesidad de realizar controles voluntarios de la postura. Esto aumenta el riesgo de sintomatología musculoesquelética y dificulta diseñar propuestas efectivas de acciones preventivas.

Por lo anterior y para evidenciar hallazgos objetivos, se plantea responder al siguiente interrogante: ¿Es posible determinar las características para el control postural durante el uso excesivo del Smartphone a partir de los ángulos de movimiento y fatiga muscular en cuello y miembros superiores que se correlacionan con la percepción de sintomatología musculoesquelética?

Así, el uso de unidades de movimiento inercial, para cuantificar los ángulos de movimiento en cuello y miembros superiores, y de EMGs permitirán identificar presencia

de fatiga muscular y su relación con la sintomatología musculoesquelética, en el uso excesivo de Smartphone, podrían generar indicadores importantes sobre la biomecánica corporal para una mayor comprensión de las consecuencias del uso de Smartphone y la necesidad de realizar un control postural.

1.2 | Antecedentes

Se realizó una revisión documental por medio de un mapeo, analizando las herramientas o instrumentos reportados en la literatura, siguiendo la metodología JBI presente en la Declaración de los Elementos de Información Preferidos para las revisiones de alcance (PRISMA-ScR) aplicada de manera transversal (Tricco et al., 2018), la cual permitió realizar una síntesis estructurada de los hallazgos y una evaluación crítica de lo encontrado. Se llevó a cabo la búsqueda de artículos originales de investigaciones con enfoque cuantitativo, estudios observacionales descriptivos como estudios transversales, correlacionales y analíticos como estudios de cohorte y casos y controles, estudios experimentales como ensayos clínicos fase I, II, III, IV, ensayos clínicos controlados, y ensayos controlados aleatorizados, que fueron publicados en revistas indexadas y disponibles para lectura de texto completo durante los años 2017-2024. Se excluyeron publicaciones de literatura gris, conferencias y protocolos.

La búsqueda de los estudios se realizó en las bases de datos SCOPUS, PUBMED y WoS utilizando los siguientes términos DeCS: position, posture, "Muscle fatigue", "Mobile Devices", Smartphone, "mobile phone*", Techniques, Measures, "Measurement Equipment", "Inertial Measurement Unit", usando combinaciones con los operadores booleanos AND y OR y dos operadores de truncamiento como el uso de comillas para aquellas palabras compuestas y el asterisco para recuperar variaciones en algunos términos de búsqueda. Para la recolección de los datos se tuvo en cuenta el título del artículo y resumen. Inicialmente se identificaron y seleccionaron los estudios tras la búsqueda en las diferentes bases de datos, se generó inicialmente un mapa de co-ocurrencia para analizar la tendencia y comportamiento del tema, posteriormente se analizó el título y el resumen de cada artículo y se incluyeron aquellos que aplicando los criterios de elegibilidad cumplieron con los criterios de inclusión.

1.2.1 Estudios de la postura al usar Smartphone

En la Figura 1 se presenta la tendencia relacionada con los estudios publicados sobre métodos de medición, instrumentos o equipos utilizados para el análisis de posturas durante el uso del Smartphone, según análisis de co-ocurrencia se puede decir que el tema ha sido tendencia desde el año 2014. Inicialmente las investigaciones estaban

Estudios previos han utilizado el método de fotogrametría, para evaluar las posturas sagitales de la cabeza y cervicales mediante el ángulo de inclinación de la cabeza, el ángulo de inclinación del cuello, el desplazamiento de la cabeza hacia adelante y el ángulo de la mirada. El ángulo de inclinación de la cabeza aumentó significativamente (de 74,55° a 95,22°, $p = 0,000$) y el ángulo del cuello disminuyó (de 54,68° a 38,77°, $p = 0,000$) (Guan et al., 2015). La postura de la cabeza hacia adelante también se confirmó por el desplazamiento de la cabeza significativamente aumentada (de 10,90 a 13,85 cm, $p = 0,000$). Así mismo con fotogrametría Alfaitouri & Altaboli (2019), investigaron el uso del Smartphone en tres posturas (de pie, sentado sin reposabrazos, sentado con los brazos apoyados en una mesa), tomando fotos a los cero, cinco, diez, quince y veinte minutos. Los resultados revelaron efectos estadísticamente significativos tanto de la postura como de la duración del uso del Smartphone; el ángulo de flexión del cuello aumentó significativamente con el tiempo en todas las posturas y fue significativamente menor en la postura de pie que en las posturas sentadas. También se identificó un efecto significativo del género. Los hombres mostraron ángulos de flexión del cuello mayores que las mujeres. También se ha evaluado la postura de la cabeza en reposo utilizando el método de una regla y se concluye que la mayoría de las personas utilizan el teléfono de forma no ergonómica, en donde el 90% de las personas han tenido afectación por problemas musculoesqueléticos relacionados con el cuello (Kamalakannan et al., 2020).

Hay estudios que han utilizado métodos de medición más cuantitativos. Es así como el estudio realizado en Korea por Lee et al. (2015), reportaron por medio de un sistema de captura de movimiento tridimensional que los ángulos de flexión de la cabeza fueron significativamente diferentes entre estar de pie y sentado en todas las tareas. Al enviar mensajes de texto mientras estaban sentados, los participantes se flexionaron entre un 10% y un 14% más en promedio que en posición de pie. De manera similar, la postura sentada resultó en 4 a 6% y 23 a 24% más de flexión de la cabeza que estando de pie en tareas de navegación web y visualización de videos, respectivamente; mientras que en el estudio realizado en Corea del Sur por Han & Shin (2019), se encontró que la cabeza estaba flexionada 38,5° durante el envío de mensajes de texto con las dos manos por medio de sensor de unidad de medición inercial (IMU) inalámbrico (I2M Motion Tracker SXT, NexGen Ergonomics Inc., EE.UU) y fue significativamente mayor ($p < 0,05$) que el de la navegación web con una mano (31,1°), así como el de la marcha erguida en una pasarela de 60 m. (-1,2°). Ambos estudios reportan limitaciones importantes como, que es difícil la comparación de los resultados con estudios previos debido a las diferencias en los métodos de medición, la instrucción en la postura podría no ser una condición común al usar el teléfono inteligente, la duración de la tarea pudo no ser suficiente para ver los cambios de la postura en el tiempo y que no es posible concluir que el cambio en el ángulo de flexión de la cabeza se deba a la diferencia en el agarre entre el uso del teléfono con una mano y con las dos, así como el haber realizado la

prueba en un campo aislado al aire libre puede dar un resultado distinto al caminar en calles concurridas no reflejando la realidad de la tarea.

Por otro lado, Park et al. (2017) utilizaron una cámara digital para identificar los cambios angulares del cuello durante el uso del Smartphone y encontraron que la flexión del cuello y el tronco aumentó significativamente a los 5, 10 y 15 minutos ($p < 0,05$), en comparación con la flexión del cuello y el tronco de los participantes al comienzo del uso del teléfono inteligente y concluyen que el uso de teléfonos inteligentes indujo una postura más flexionada en el cuello y tronco.

Vahedi et al. (2020) exploraron el ángulo de cuello por medio de un sistema de análisis de movimiento, y reportó un aumento significativo de la percepción de dolor en el cuello y las extremidades superiores después de usar el Smartphone en tres tareas (escribir, mirar videos y leer) mientras están sentadas y de pie con agarres de una/dos manos, demostrando asociación con una mayor flexión de cabeza para mirar videos y escribir con dos manos, además de que los valores fueron más altos en la flexión lateral izquierda para tareas de observación y lectura con una sola mano en posición de pie. El estudio Shousha et al. (2021) que permitió examinar el efecto del uso prolongado del teléfono inteligente en el desplazamiento del cuello hacia adelante, ángulo de flexión utilizando la app móvil de evaluación de la postura (PostureCo, Inc) y la fuerza prensil de agarre manual con el dinamómetro durante 8 semanas, revelaron un aumento significativo en el desplazamiento del cuello hacia adelante y una disminución del ángulo de flexión del cuello, sin embargo no hubo diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de prensión manual.

Un estudio en Taiwan, Chen et al. (2022) analizaron la flexión de cuello, flexión de cabeza, y el ángulo de la mirada durante la visualización del teléfono inteligente en áreas públicas por medio de un sistema de captura de movimiento empleando una cámara, y sus resultados mostraron que las mujeres tenían significativamente menos flexión de cuello y cabeza y ángulos de la mirada más cortos que los usuarios masculinos; aunque independientemente del género, se observó una mayor flexión de cuello ($45^\circ - 50^\circ$) durante la postura de pie que sentados.

Estudios plantean que el cambio en la postura del cuello medido a través del goniómetro, y el ángulo craneovertebral con la plomada puede deberse al tiempo de uso diario del Smartphone, como lo plantea el estudio que encontró que los estudiantes con postura de cuello hacia adelante pasaban de 5 a 6 horas usando teléfonos inteligentes por día (Janet et al., 2021). Sin embargo, en un estudio reciente E. Kim et al. (2024) evaluaron el cambio en la estabilidad de la columna cervical asociado con una postura sostenida de uso del teléfono inteligente y cuantificó la rigidez efectiva por medio de EMGs inalámbrico y las respuestas reflejas de la cabeza a perturbaciones repentinas con IMU

en 17 usuarios jóvenes usuarios de teléfonos inteligentes mientras mantenían la cabeza inclinada hacia adelante aproximadamente 30° durante 30 minutos en posición sentados mirando videos, no alteró significativamente la estabilidad de la columna, lo que rechaza su asociación con el malestar en el cuello.

Por otro lado, la postura espinal y la posición pélvica de los sujetos durante diferentes tareas con teléfonos inteligentes medidos a través de un sistema de topografía de superficie mientras simula una llamada telefónica en posición de pie, envía mensajes de texto con una o dos manos en bípedo estático o mientras camina en una cinta de correr, conducen a un aumento significativo de la cifosis torácica, lordosis lumbar y la inclinación del tronco durante la bipedestación y la marcha. Enviar mensajes de texto con una o dos manos se correlacionó con una mayor rotación de la superficie (Betsch et al., 2021).

En relación con los ángulos de movimiento para el miembro superior, los hallazgos a través de una filmación de una cámara de video bidimensional sugieren que los usuarios de teléfonos inteligentes que sostienen su dispositivo en un ángulo de flexión de hombro de aproximadamente 30° con el cuello en una postura neutra puede reducir el riesgo de trastornos musculoesquelético del hombro y el cuello cuando envían mensajes de texto con teléfonos inteligentes (Tapanya et al., 2021).

1.2.2 Estudios de la fatiga muscular al usar Smartphone

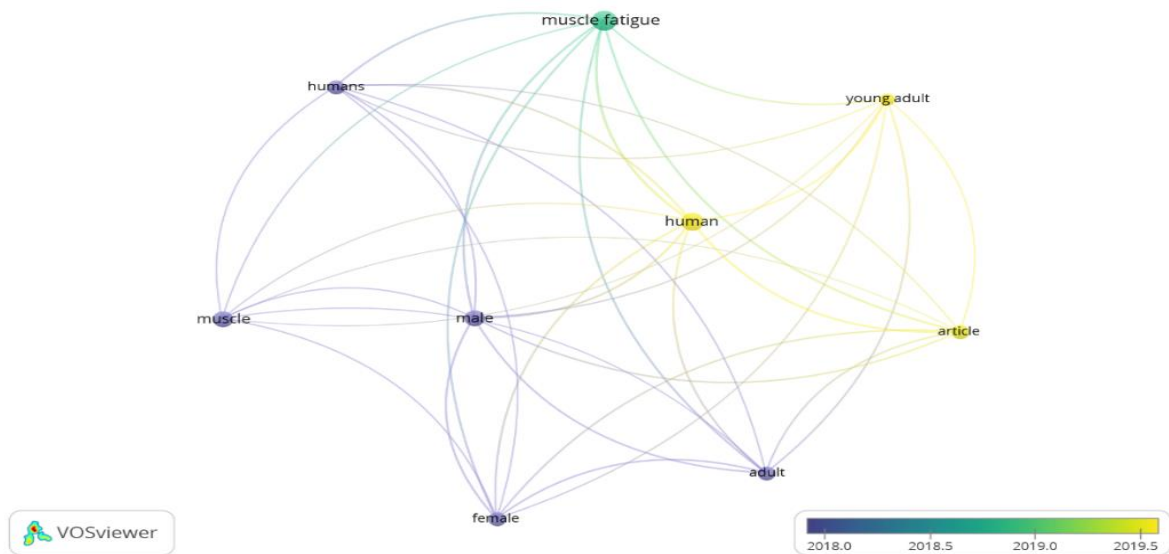
En relación con los estudios sobre la fatiga muscular durante el uso del Smartphone, los métodos de medición y los efectos en la sintomatología musculoesquelética, según análisis de co-ocurrencia se puede decir que el tema es algo novedoso que tuvo su comienzo en el año 2007 pero su tendencia se ha dado en los últimos 5 años y los estudios son internacionales. En la Figura 2 se muestra la tendencia de estudios relacionados con fatiga muscular evidenciando que hay pocos estudios al respecto. Utilizando la siguiente ecuación de búsqueda (instrument* OR measure OR "quantitative method") AND "Muscle fatigue" OR "Surface Electromyography" AND (smartphone* OR "smartphone use" OR "mobile phone*" OR "mobile devices") se obtuvieron 19 artículos únicamente.

En el año 2007, se realizó un estudio en el que se comparó el desarrollo de incomodidad y fatiga muscular con el tiempo de uso de un pequeño teléfono celular con tapa, con un teléfono de oficina tradicional en un grupo de 10 usuarios (Chany et al., 2007). La actividad muscular se realizó por medio de electromiografía (EMG) y se monitorearon cuatro músculos de las extremidades superiores. Los resultados indicaron fatiga muscular en los músculos deltoides y tenares, y en relación con las mediciones biomecánicas demostraron que los participantes con longitudes cortas de las

extremidades desarrollaron signos más severos de fatiga tenar y que aquellos con brazos más largos desarrollaron mayor incomodidad en el cuello, hombro y espalda.

Xiong & Muraki (2014) investigaron las relaciones entre la actividad muscular del pulgar en una pantalla táctil de un teléfono inteligente en seis músculos del pulgar y el antebrazo derechos (el aductor del pulgar, el flexor corto del pulgar, el abductor corto del pulgar, el abductor largo del pulgar, el primer interóseo dorsal (FDI) y el extensor de los dedos) y encontraron que el FDI se fatigaba rápidamente cuando el pulgar toca botones más pequeños (diámetro: 9 mm).

Fig. 2. Tendencia de la investigación en estudios relacionados con la fatiga muscular durante el uso del Smartphone



Para el año 2017, se midió la fatiga y el dolor en los músculos del cuello y los hombros en diferentes ángulos de flexión cervical (0° , 30° y 50°) durante el uso del teléfono inteligente con ambas manos por 10 minutos mientras están sentados en una silla con la espalda contra la pared. Se utilizó la electromiografía en el trapecio superior derecho e izquierdo y el erector de la columna cervical derecho e izquierdo, y se utilizó un algómetro para medir el dolor. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la fatiga muscular y el dolor únicamente para el trapecio de ambos lados con niveles de fatiga muscular y dolor a 50° más bajos que a 0° o 30° ; Por lo que el ángulo de flexión cervical durante el uso del teléfono inteligente puede influir en la aparición de fatiga muscular y dolor (S. Lee et al., 2017). Se ha demostrado que el EMGs es la medida más eficaz para detectar la fatiga (Nie et al., 2019), y que el aumento del valor cuadrático

medio (RMS, por su sigla en inglés – Root Mean Square) conduce a fatiga muscular (Ramnaath et al., 2020).

La presencia de fatiga se relaciona con la sintomatología musculoesquelética después de usar el teléfono inteligente. Es así como, un estudio realizado en Brasil por Foltran-Mescollotto et al. (2021) con 20 estudiantes universitarios, encontraron que hubo un aumento en los valores de RMS después del uso del teléfono inteligente en los músculos maseteros derecho e izquierdo y el trapecio izquierdo pero no encontró diferencias significativas correlacionadas con dolor en la región del cuello y cambios en la actividad muscular eléctrica. Mientras que un estudio piloto realizado en China por Park et al. (2017) encontraron que los valores de activación EMG del erector de la columna cervical, torácico bilateral y el trapecio inferior disminuyó significativamente a los 5-6, 10-11 y 15-16 minutos de uso ($p < 0,05$) y la aparición de dolor después de los 16 minutos.

Los estudios con respecto a la evaluación de fatiga muscular por medio de electromiografía pueden mostrar varias limitaciones, la primera, es que las mediciones se han realizado solo con el uso del Smartphone a corto plazo, pero no con el uso a largo plazo o tiempo continuo. Los resultados obtenidos no pueden generalizarse para varios grupos de edad, ni por sexo. La medición se ha realizado en pocos músculos, lo que no es posible representar la realidad del compromiso muscular que involucra la actividad muscular en cuello y miembros superiores al usar el dispositivo móvil y finalmente las muestras son muy pequeñas para realizar inferencias estadísticas.

1.2.3 Estado del arte en Colombia

Hasta la fecha, son pocos los estudios publicados en Colombia y estos han estado relacionados con la dependencia al Smartphone y los cambios en el comportamiento y el rendimiento académico.

Es así como se encontró un estudio acerca de la relación entre el uso de los *Smartphones* y las relaciones interpersonales en estudiantes universitarios en la ciudad de Barranquilla-Colombia (Penuela-Epalza et al., 2014), reportó que el 52% ($n=400$ estudiantes de una universidad privada), 22% lo usaba en exceso para mantenerse en contacto y usarlo como diversión y 12,5% para mantenerse en contacto por razones de estudio. El mismo estudio encontró que las mujeres utilizaban el teléfono móvil con mayor frecuencia y experimentaban más problemas en sus relaciones en comparación con los hombres, debido al uso excesivo.

Un estudio adicional en estudiantes de una universidad en la ciudad de Cali-Colombia (Giraldo-Jimenez et al., 2022) reveló que, aproximadamente el 70% de los estudiantes presentaban algún grado (alto, medio o bajo) de dependencia a los dispositivos móviles, y de estos, el 25% mostraba un alto nivel de dependencia. Adicionalmente, estudios posteriores en la misma universidad revelaron que los

estudiantes con dependencia al *Smartphone* presentaban síntomas en cuello (56,3%), región dorsal (49,4%), mano y muñeca (42,6%), hombro (33,9%) y codo (9,6%) y reportan que existe una correlación baja entre el nivel de dependencia con la sintomatología en espalda (Rho: 0,274), muñeca (Rho: 0,200), cuello (Rho: 0,171) y el hombro (Rho: 0,142) sugiriendo implementar programas de prevención de riesgos durante el uso del *Smartphone* (Giraldo-Jimenez et al., 2022).

Por lo anterior, hasta la fecha son pocos los estudios en Colombia relacionados con el uso del *Smartphone*, pero ninguno se relaciona con la propuesta planteada en la presente investigación por lo que a partir de los hallazgos de niveles de dependencia o uso excesivo del *Smartphone* se busca avanzar en la generar propuestas encaminadas a la prevención de riesgos de posturas riesgosas que pueden generafr problemas de salud musculoesquelética en los jóvenes y demás usuarios en el futuro.

Justificación y Objetivos

2.1 | Justificación

El *Smartphone* se ha convertido en el dispositivo portátil electrónico más popular en los últimos años. Según el informe de la Situación Global Móvil del 2021, el número de usuarios de dispositivos móviles en todo el mundo es de 4,32 mil millones de personas y el 96,6% de ellos usan *Smartphone* o teléfonos inteligentes (Shum, 2021b). En el caso de Colombia, según el informe de la Situación Global Móvil del 2024, las conexiones móviles (77,02 millones) representan el 147,5% de la población total. Adicionalmente los recientes efectos de la pandemia debido a la COVID-19 y la creciente adhesión a la transformación digital en todos los ámbitos incrementaron el uso de estos dispositivos en un 4% correspondiente a 1,4 millones de nuevos usuarios (Shum, 2021a).

Para realizar análisis postural existen diversos instrumentos que brindan mediciones cuantitativas, las unidades de movimiento inercial, comúnmente denominados IMU (*Inertial Measurement Unit*) son dispositivos portátiles capaces de medir la aceleración lineal y la velocidad angular que permiten cuantificar el movimiento corporal humano, siendo muy útiles en el área de la salud (Castellanos-Ruíz et al., 2021).

Las unidades de movimiento inercial se han utilizado cada vez más como sistemas de análisis de movimiento (cambios de posición) con base en variables de aceleración y velocidad angular que son obtenidas mediante acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Debido al menor costo, mayor flexibilidad, portabilidad y adaptabilidad que se pueden conectar a diferentes segmentos del cuerpo para estimar la cinemática de las articulaciones, éstos han sido utilizados para explicar la naturaleza del comportamiento motor en entornos internos y externos (Vargas-Valencia et al., 2016). Sin embargo, son muy pocos los estudios encontrados sobre los movimientos de la cabeza o cuello y extremidades superiores durante el uso de *Smartphone* utilizando estos sistemas.

Los sensores inerciales pueden medir la estabilidad y control postural, la cual es utilizada para registrar de forma cuantitativa las puntuaciones en el índice de aceleración que se genera por las oscilaciones del cuerpo para mantener el equilibrio. Se conoce, que entre más alineamiento del cuerpo se requiere menos gasto de energía para mantener el equilibrio y que el control postural es mayor cuando hay menos oscilaciones del Centro de Presión (CP) (Petrocci & Cárdenas, 2017). Algunos estudios evaluaron la estabilidad postural con una plataforma de fuerza y con un sensor inercial y encontraron que con la plataforma de fuerza se detecta que los valores más altos para el área de oscilación se relacionan con riesgo a caídas (Lazarotto, 2019), y que a menores oscilaciones del CP mayor equilibrio estático, mientras que con el uso del sensor inercial se detectaron mejor los valores más pequeños de las puntuaciones del índice de aceleración indicando problemas de estabilidad postural (C. H. Lee & Sun, 2018).

Adicionalmente, la estabilidad postural o equilibrio durante una postura mantenida requiere una actividad constante de los músculos axiales para estabilizar el tronco y la cabeza para compensar los movimientos de las partes distales del cuerpo (Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Las variaciones en el régimen de contracción, amplitud del trazado, pueden ser determinadas a través de modificaciones en el registro de las señales mioeléctricas, consecuencia de su desfallecimiento como expresión de la fatiga muscular (Cheng & Rice, 2005).

La fatiga muscular es descrita como la disminución de la fuerza muscular máxima durante la contracción del músculo (Yousif et al., 2019). La electromiografía de superficie (EMGs) es el método utilizado para detectar la fatiga muscular basado en el registro de señales mioeléctricas durante las contracciones isométricas o estáticas (Bigland Ritchie et al., 1983) y dinámicas (Cheng & Rice, 2005). Pocos estudios han realizado investigaciones sobre fatiga muscular durante el uso de dispositivos móviles, de igual forma estudios relacionados con la sintomatología musculoesquelética en el uso de Smartphone son limitados y no hay evidencia suficiente para determinar de forma objetiva si hay o no una relación entre las posturas riesgosas y la fatiga muscular.

Es por esto que investigar los ángulos de movimiento y las señales mioeléctricas en puntos motores específicos del cuello y miembros superiores, para determinar el control postural y su correlación con la percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso excesivo del Smartphone, podrían ayudar al usuario a evitar problemas asociados a inadecuadas posturas y cansancio físico, que en muchas ocasiones es imperceptible. Adicionalmente podría generar indicadores importantes desde la línea de investigación de Instrumentación, Automatización y Sistemas Inteligentes en la que se encuentra enmarcado el presente estudio, a partir de implementar acciones encaminadas en un futuro, al diseño de un sistema electrónico integrado al teléfono móvil que permita detectar posiciones riesgosas para la salud, y a su vez aportar al mercado y la evolución de la tecnología digital.

2.2 | Objetivos e Hipótesis

2.2.1 Objetivo General

Determinar el control postural a partir de los ángulos de movimiento y señales mioeléctricas de cuello y miembros superiores que se correlacionan con la percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso excesivo del *Smartphone*.

2.2.2 Objetivos Específicos

1. Identificar variables cuantitativas de movimiento y señales mioeléctricas en cuello y miembros superiores y variables cualitativas de percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso del *Smartphone*.
2. Diseñar un sistema de medición para recolectar datos cuantitativos y cualitativos durante el uso excesivo de *Smartphone*.
3. Comprobar la aplicabilidad del sistema de medición durante el uso del *Smartphone*.
4. Evaluar la correlación existente entre las variaciones del control postural y la fatiga muscular en cuello y miembros superiores con la percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso del *Smartphone*.

2.2.3 Hipótesis

Con el propósito de determinar el control postural durante el uso del *Smartphone* para detectar posiciones riesgosas para la salud y prevenir posturas inconscientes que causen fatiga muscular que conlleve a sintomatología musculoesquelética, se pretende comprobar la siguiente hipótesis de investigación:

H1: Un sistema de mediciones cuantitativas de ángulos de movimiento y fatiga muscular en cuello y miembros superiores permite determinar el control postural durante el uso excesivo del *Smartphone* que se correlaciona con la percepción de sintomatología musculoesquelética.

Enfoque Teórico y Metodológico

3.1 | Enfoque Teórico-Conceptual

El Modelo de Disfunción Mecánica del Movimiento descrito por Comerford & Mottram (2001), que explica la etiología de síntomas musculoesqueléticos, plantea que los déficits de reclutamiento motor se presentan como sincronización y patrones de reclutamiento alterados. Perafán & Daza (2020) mencionan que la estabilidad mecánica del movimiento corporal humano depende de la función muscular local o global, en la que los músculos tienen la capacidad de acortar y acelerar el movimiento para la función de la movilidad. De esta forma mantienen la contracción sin movimiento articular de forma isométrica y la contracción en alargamiento de forma excéntrica. El objetivo es desacelerar el movimiento para la función de la estabilidad dinámica, proporcionando retroalimentación propioceptiva aferente al Sistema Nervioso Central (SNC) para la coordinación y regulación de la función muscular. Sin embargo, cuando el control de movimiento es insuficiente, puede haber exceso de estrés mecánico (fuerzas de compresión, tracción, cizallamiento y torsión), que sumado a largos períodos de tiempo desgastarán las estructuras articulares y otras subyacentes cuya disfunción puede ser segmentaria (articular) o multisegmentaria (miofascial), las cuales simultáneamente desencadenan compensaciones para poder mantener la función muscular pero que pueden contribuir a la aparición de síntomas musculoesqueléticos.

3.1.1 Control postural

El control postural es definido como *“la capacidad de mantener el centro de masa del cuerpo dentro de la base de apoyo en una posición erguida tranquila y durante el movimiento activo, frente a perturbaciones internas y externas”* y que tiene como objetivo principal *“el mantenimiento de la orientación postural y del equilibrio postural”* (Horak, 2006).

La orientación postural se refiere al *“control activo del alineamiento corporal y tono muscular en relación con referencias externas, tales como la fuerza de gravedad y la*

reacción del suelo, y factores internos tales como alteraciones fisiológicas (latidos del corazón, respiración) o alteraciones generadas por la activación de los músculos” (Duarte & Freitas, 2010; Horak, 2006). La estabilidad o equilibrio postural implica la coordinación de estrategias de movimientos sensorio motores para estabilizar el centro de masa del cuerpo dentro de unos límites de seguridad durante cambios o alteraciones en la estabilidad postural (Horak, 2006).

Desde un punto de vista mecánico, un cuerpo está en equilibrio cuando la suma de todas las fuerzas y momentos que actúan sobre él es igual a cero (Viseux, 2020). Durante la postura bípeda, donde la base de apoyo es firme, el cuerpo oscila continuamente como un péndulo invertido en el plano sagital (Loram & Lakie, 2002) y la percepción de generar una respuesta adecuada para mantener el centro de masa dentro de los límites de la estabilidad se llama “*equilibrio estático*”, mientras que durante las actividades dinámicas, como la marcha, el centro de masa y la base de apoyo son desplazados y es necesario activar rápidamente respuestas musculares para mantener la estabilidad (Woollacott & Shumway-Cook, 1996), proceso denominado “*equilibrio dinámico*”.

El control de la postura se sustenta en un sistema complejo de respuestas musculares y articulares voluntarias, coordinadas por las funciones del sistema visual, somatosensorial y vestibular (Martín Sanz et al., 2004). La integración y el procesamiento de cada una de estas estructuras son realizados por el sistema nervioso central (SNC). Todo esto tiene como propósito mantener la postura en posición de pie. Desde un punto de vista neurofisiológico, la estabilidad corporal es originada por la coordinación motriz que responde a la organización temporal de los movimientos de diferentes segmentos corporales (Allard et al., 2011). La coordinación también depende de la disponibilidad de las informaciones sensoriales, de la tarea a realizar y de las perturbaciones a las que el cuerpo esté sometido (Creath et al., 2005). Así, si el mantenimiento de la postura ortostática está asegurada por el tono postural cuando el equilibrio está alterado, se activarán ciertas acciones musculares coordinadas para reestablecer este equilibrio. Estas reacciones están controladas por el SNC, que integra diferentes informaciones sensoriales aferentes provenientes de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial. El cuerpo humano puede, de este modo, ser considerado como un sistema mecánico poliarticulado regulado por el SNC.

Con respecto a la postura adoptada durante el uso de dispositivos móviles, se refleja un aumento de la flexión de la columna vertebral cambiando los patrones de carga de los discos intervertebrales y aumentando el riesgo de desarrollar síntomas de molestia o dolor que puede causar efectos a corto y posiblemente a largo plazo en la salud de los usuarios. Algunas investigaciones acerca de la postura durante el uso de dispositivos móviles han encontrado que se incrementa el grado de angulación por medio de terminales de visualización (VDT) y actividad muscular con EMGs del cuello respecto al

tronco y la ubicación de los miembros superiores cuando se sujeta el dispositivo en una postura, siendo esta evaluación subjetiva desde el punto vista postural (Park et al., 2017). El uso de teléfonos inteligentes en una posición estática y con una colocación del brazo en una posición inapropiada podría provocar una alineación anormal del cuello y los hombros. Debido a que los teléfonos inteligentes de pantalla táctil tienen pequeños monitores y un teclado que normalmente se ubica en la parte inferior, los usuarios deben doblar la cabeza para ver las pantallas, aumentando la actividad en los músculos extensores del cuello sobrecargando el cuello y los hombros, lo que aumenta la fatiga muscular, disminuye la capacidad de trabajo y afecta el sistema musculoesquelético (Guan et al., 2015; Mekhora et al., 2000).

Mantener una postura adecuada establece las bases para una buena calidad de vida, puesto que representa una correcta alineación con un máximo de eficiencia fisiológica y biomecánica, lo cual lleva a un mínimo de esfuerzo y tensión (Kendall's et al., 2000), que estaría directamente relacionada con los estados de salud (Pérez et al., 2003). Lo anterior, permite comprender el significado de "*postura eficiente*", que es aquella que requiere el menor gasto energético y que parte de una correcta alineación articular de cada una de las cadenas biocinemáticas sin generar fatiga muscular, dolor y sensación de molestia corporal; por tanto, la postura será inadecuada cuando es ineficiente e ineficaz, es decir, cuando además de no cumplir con la finalidad, produce un gasto energético innecesario para lograr el equilibrio (Bricot, 2009). Es por ello, que a partir de adoptar y mantener una postura inadecuada sostenida se presentan los problemas de alineamiento corporal que resultan en desajustes posturales y que, al no ser corregidos a tiempo, desencadenan sintomatología musculoesquelética (Clay & Pounds, 2004).

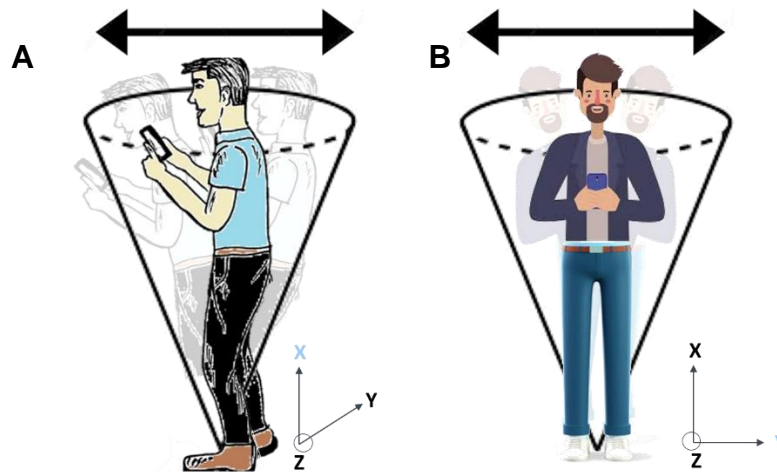
El abordaje de la postura durante el uso de dispositivos móviles exige dos tipos de análisis: el ergonómico y el biomecánico. La ergonomía ha permitido avanzar en este tema favoreciendo la interacción hombre-máquina-ocupación, lo que ha hecho posible implantar programas de vigilancia epidemiológica para la prevención de cualquier forma de lesión osteomuscular y dolencias, que en muchas ocasiones son el producto de malas posturas sumadas a movimientos repetitivos por tiempos prolongados (Rosero-Martínez & Vernaza, 2010). La biomecánica permite estimar fuerzas (tensión y compresión) y momentos para determinar los límites de carga que pueden considerarse aceptables.

3.1.1.1. Bases neurofisiológicas del control postural

Las bases neurofisiológicas del control postural se han descrito mediante dos modelos principales. Un primer modelo sugiere que el cuerpo en posición erguida actúa como un péndulo invertido, es decir, que el cuerpo entero pivotea como un bloque alrededor del eje del tobillo, que desde una vista frontal describe movimientos laterales y desde una

vista lateral describe movimientos anteroposteriores como se ilustra en la Figura 3 (Winter, 1995). Sin embargo, con los avances tecnológicos, se ha demostrado que el cuerpo se comporta de manera segmentaria, funcionando como bloques interconectados: cabeza (eje del cuello), tronco (eje de la cadera) y extremidades inferiores (eje del tobillo), articulándose y produciendo un movimiento mucho más complejo (Young, 1979). Este último modelo se alinea mejor con las estrategias posturales que se utilizan y se practican en la rehabilitación vestibular.

Fig. 3. Modelo de péndulo invertido



Fuente: elaboración propia

El control postural es el resultado de la combinación de la función periférica y la central reguladas por el cerebelo; y los centros superiores que entregan como resultados las correcciones motoras. Por lo tanto, al efectuar un movimiento, para mantener una postura bípeda y evitar un desorden gravitacional, el cuerpo humano actúa de dos formas. Una, mediante el ajuste postural, basado en los reflejos de enderezamiento, de equilibrio y protectivas, y las aferencias sensoriales, y dos, mediante el ajuste postural anticipatorio que, a través del sistema nervioso central, se llevará a cabo antes de que ocurra el movimiento en sí (Cordo & Nashner, 1982; Massion et al., 1997). Estos ajustes se logran mediante estrategias posturales pertenecientes al tobillo y la cadera, las cuales se originan en el plano antero-posterior y medio-lateral, siendo responsables de conseguir el equilibrio corporal frente a un movimiento, existiendo además la estrategia de suspensión que se encarga de resolver peligros de caída (Cordo & Nashner, 1982).

a. Sistemas de Evaluación del Control Postural

La evaluación del control postural y del equilibrio es crucial como medida preventiva para el riesgo a caídas y también para ayudar en el pronóstico o intervención. Normalmente las herramientas utilizadas para analizar el control postural y el equilibrio se basan en pruebas estandarizadas (Timed Up and Go, Berg, Tinetti) las cuales se consideran evaluaciones funcionales y son más cualitativas que cuantitativas (O'Sullivan et al., 2008). Dichas pruebas se centran en observar y medir el desempeño y la capacidad funcional del individuo mediante la observación de tareas específicas, en lugar de proporcionar datos numéricos precisos o cuantitativos. El progreso de las nuevas tecnologías ha permitido el desarrollo de sistemas más objetivos para evaluar el control postural y la estabilidad en bípedo, conocida como estabilometría, tales como las plataformas de fuerza (Scoppa et al., 2017), plataformas de presión (Giagazoglou et al., 2012) y la videografía (T. Shurtleff & Engsborg, 2012; T. L. Shurtleff et al., 2009), las cuales han demostrado ser herramientas cuya medición es cuantitativa (Cifuentes-De La Portilla et al., 2017).

La estabilometría medida a través de las plataformas mencionadas constituye un medio de estudio de las diferentes disfunciones, tanto a nivel biomecánico como a nivel neurofisiológico (Massion et al., 1997), dado que integra información de los mecanoreceptores de las plantas de los pies (Morasso & Schieppati, 1999) y los receptores que informan sobre la orientación y la posición corporal (Cifuentes-De La Portilla et al., 2017) cuantificando las oscilaciones antero-posterior y lateral del cuerpo por medio del cálculo de la posición en las coordenadas x y y respectivamente, y realizando asociaciones con el desplazamiento del centro de presión (CP) (Viseux, 2020). Estos métodos cuantitativos además de su costo elevado precisan de infraestructuras específicas para su aplicación en diferentes ámbitos o su uso en un laboratorio específico (Caña-Pino et al., 2015).

Los acelerómetros en cambio, son instrumentos portátiles y fáciles de usar, que pueden proporcionar información para la valoración objetiva del control postural y el equilibrio. Estos, han sido validados y comparados con las pruebas estandarizadas como la Escala de Berg y Time Up and Go (Mancini et al., 2012), aplicable a la vida diaria y sin implicar grandes costos (Izquierdo et al., 2008). El uso de los acelerómetros y el análisis de indicadores de acelerometría se han extendido como herramientas para detectar cambios significativos en las modificaciones del equilibrio, el control postural y el análisis del movimiento. Así, (O'Sullivan et al., 2008), en su estudio aplicado a 21 sujetos con riesgo de caídas, determinaron que existe correlación entre los datos de la acelerometría obtenidos en bipedestación con ojos abiertos y la escala de Berg y el Timed Up and Go.

Algunas investigaciones, han empleado IMU para estudiar el control postural, principalmente vinculándolos a pruebas dinámicas y estáticas que ya forman parte de los

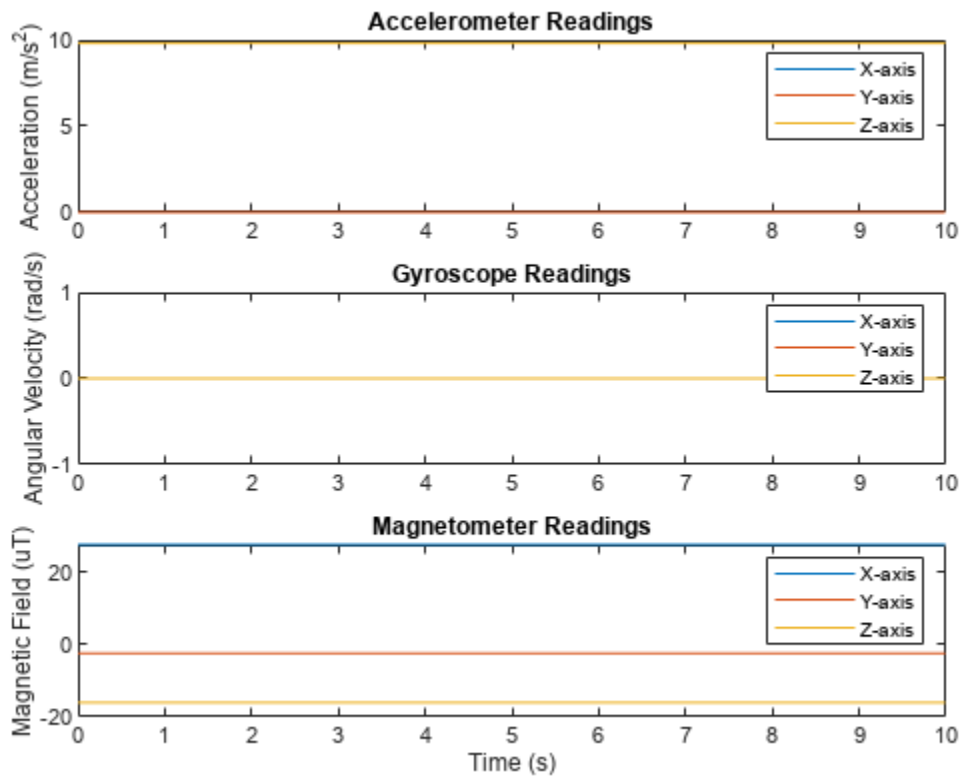
protocolos de evaluación otoneurológica (Ávila Quezada, 2022). Algunos autores identificaron varios factores que afectan el equilibrio, entre ellos, los factores relacionados con la tarea, cuya fatiga es el criterio de rendimiento predominante que afecta negativamente al sistema propioceptivo induciendo fatiga y con ello inestabilidad postural (Frames et al., 2013). Entretanto, Adlerton et al. (2003), utilizaron plataformas de fuerza y acelerómetros para medir y evaluar el efecto de la fatiga muscular en el control postural mientras se permanece en apoyo monopodal en bípedo. Los protocolos actuales para las mediciones clínicas requieren un entorno de laboratorio para la recopilación de datos utilizando una plataforma de fuerza. Si bien este entorno es propicio para un entorno más controlado, pierde parte de la variabilidad asociada con la tarea de desempeño en tiempo real en un entorno natural (Frames et al., 2013). Una alternativa viable y económica es realizar mediciones del control postural con Unidades de Medición Inercial (IMU).

- **Sistemas de Sensores Inerciales de Movimiento IMU**

La unidad de medida inercial (IMU) es el componente principal de un sistema de navegación utilizado en vehículos como aviones, submarinos y satélites (Correa Arana & Velasco Cifuentes, 2010). Los IMU son dispositivos compactos y portátiles que pueden detectar propio movimiento y la dirección de estos, empleando una combinación de acelerómetros y giroscopios que identifican la aceleración lineal y la velocidad angular, proporcionando datos precisos sobre el movimiento corporal a través de un proceso conocido como cálculos deductivos. Los componentes principales de los IMU son:

- ✓ **Acelerómetro:** mide la aceleración del movimiento (Ver Figura 4).
- ✓ **Giroscopio:** Mantiene la dirección de las aceleraciones dentro de un sistema de coordenadas (Ver Figura 4).
- ✓ **Magnetómetro:** miden el campo magnético y, concretamente, del campo magnético terrestre (Ver Figura 4).
- ✓ **Plataforma inercial:** Sirve como soporte para los acelerómetros y giroscopios materializando el triedro de referencia.
- ✓ **Ordenador:** integra los datos obtenidos a través de los sensores.

Fig. 4 Trazas de lecturas del acelerómetro, las lecturas del giroscopio y las lecturas del magnetómetro.



Fuente: Elaboración propia.

El avance reciente en la tecnología de sensores portátiles, han convertido a las unidades de medición inercial (IMU) en herramientas valiosas para estudiar la estabilidad postural y el equilibrio humano. Algunos autores como Frames et al. (2013) los han utilizado de manera efectiva para evaluar el control postural y detectar desequilibrios en el movimiento humano. Los IMU se utilizan ampliamente debido a su bajo costo, peso ligero y fácil ubicación. La mayoría de estos estudios los ubican cerca de la parte baja de la espalda específicamente en L5/S1, ya que está cerca del centro de masa del cuerpo (Liu et al., 2012; Morris et al., 2019).

3.1.2 Ángulos de Movimiento

El ángulo de movimiento es el número de grados a través del cual una articulación es capaz de moverse y que constituye el rango de movimiento, conocido también como ROM por las siglas de *Rank of Movement*, se caracteriza por la capacidad de una articulación o parte del cuerpo para experimentar su espectro completo de movimientos.

a. Sistemas de Evaluación de los Ángulos de Movimiento

Existen actualmente múltiples métodos de evaluación de las posturas y movimientos. Entre los instrumentos y equipos para evaluación se encuentran los Sistemas de Captura de Movimiento Óptico, Sistemas de Análisis Kinect, Métodos Directos Mecánicos (Electrogoniómetro) y los Sistemas de unidades de movimiento inercial (IMU).

- **Unidades de Movimiento Inercial**

Los sensores inerciales (Unidades de Movimiento inercial – IMU, del inglés *Inertial Measurement Unit*) son dispositivos integrados capaces de medir aceleración lineal (acelerómetros) y velocidad angular (giroscopios) (Martínez Méndez & Huertas, 2011). Las características eléctricas y mecánicas de estos sensores permiten evaluar el movimiento humano (Saber-Sheikh et al., 2010). Además, los IMU pueden tener una alta sensibilidad que permite registrar objetivamente variaciones de movimiento relacionadas con la fatiga (Begoña et al., 2016).

Cada IMU es capaz de medir aceleración lineal, velocidad angular y campo magnético en tres ejes simultáneamente con precisión, combinando tres tipos de sensores (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) en un mismo instrumento (Begoña et al., 2016; Martínez Méndez & Huertas, 2011). Los acelerómetros por su parte han tenido un amplio espectro de aplicaciones incluyendo aplicaciones biomédicas, para el monitoreo de actividad y movimiento (Yazdi et al., 1998), y a nivel clínico, para el análisis biofísico y cinemático de la estabilidad postural y la marcha como se había mencionado anteriormente. Debido a su tamaño reducido, inalámbrico y ligero, son bastante cómodos facilitando la movilidad en entornos no controlados.

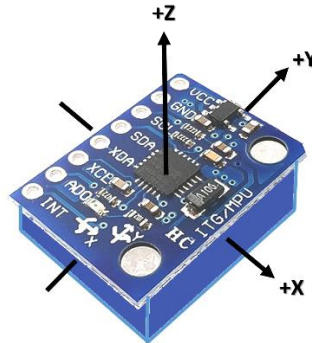
Entre las ventajas se encuentra el tamaño, el peso y el consumo energético, que los hace un sistema portátil que disminuye o elimina posibles alteraciones al momento de realizar las mediciones en comparación con los sistemas más voluminosos, además, logra realizar la medición de movimiento sin la necesidad de puntos de referencia (Martínez Méndez & Huertas, 2011).

- **Acelerómetro.**

Los acelerómetros son dispositivos capaces de medir aceleraciones y están basados en la medida de la fuerza hacia atrás de una masa conocida. Cuando experimentan una fuerza real hacia delante, el dispositivo no solo mide la aceleración a la que está sometido, sino que también mide la aceleración gravitatoria debido a la atracción

sometida por la superficie terrestre. En realidad, son dispositivos transductores a los que se aplican aceleraciones y suministran desplazamientos como indica la Figura 5.

Fig. 5 Representación de la respuesta de un acelerómetro.

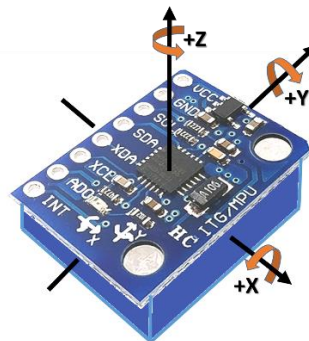


Fuente: elaboración propia.

○ **Giroscopio.**

El giroscopio, es un dispositivo que consiste esencialmente en un cuerpo con simetría de rotación, girando alrededor de su eje de simetría. Cuando se aplica un torque intenta cambiar la orientación de su eje de rotación, su comportamiento resulta aparentemente paradójico, ya que el eje de rotación en lugar de cambiar de dirección como lo haría un objeto que no está girando, cambia de orientación en una dirección perpendicular a la esperada como se muestra en la Figura 6.

Fig. 6 Representación de la respuesta de un giroscopio



Fuente: elaboración propia

Las dos propiedades esenciales de los cuerpos en rotación, incluyendo el giróscopo, son la inercia giroscópica y la precesión:

Inercia giroscópica: La rigidez en el espacio de un giroscopio se debe a la primera Ley de Newton, la cual establece que todo cuerpo tiende a permanecer en su estado de

reposo o movimiento uniforme si no se le aplican fuerzas externas. Así, el disco de un giroscopio, una vez empieza a girar, tiende a rotar en el mismo plano en torno al mismo eje espacial manteniendo su rotación fija en el espacio inercial y su resistencia a cualquier cambio.

Ejemplos de este fenómeno incluyen el movimiento de un trompo en rotación, que tiene libertad para desplazarse a lo largo de dos ejes, además del giro; y que al girar en torno a su eje durante el vuelo presenta inercia giroscópica y tiende a mantener una trayectoria más recta que si no girara.

Para demostrar la inercia giroscópica, se utiliza un modelo de giroscopio compuesto por un volante montado sobre anillos, lo que permite que el eje del volante adopte cualquier ángulo en el espacio. Mientras gire a una velocidad suficiente para superar el rozamiento de los rodamientos, el volante mantendrá su plano de rotación original.

Precesión: es la inclinación del eje en ángulo recto ante fuerzas que tienden a cambiar el plano de rotación. Cuando una fuerza aplicada a un giróscopo tiende a cambiar la dirección del eje de rotación, el eje se desplaza en una dirección perpendicular a la dirección de aplicación de la fuerza. Esto se debe al momento angular del cuerpo en rotación, así como a la fuerza aplicada.

Los giróscopos transmiten señales eléctricas a una computadora que las combina y amplifica.

b. Variables de las Unidades de Movimiento Inercial

- **Aceleración lineal.**

La aceleración lineal es la aceleración de un objeto a lo largo de una línea recta cuando se le aplica una fuerza. La aceleración puede ser positiva o negativa dependiendo de si la velocidad aumenta o disminuye. Un objeto que experimenta una aceleración lineal no cambia de dirección, pero puede cambiar de velocidad.

- **Velocidad angular.**

La velocidad angular es la tasa de cambio del ángulo de posición de un objeto con respecto al tiempo.

Los giroscopios de una IMU miden la velocidad angular, que se representa como un vector tridimensional (x, y, z). En este estudio, se utilizó el eje z como referencia, tomando

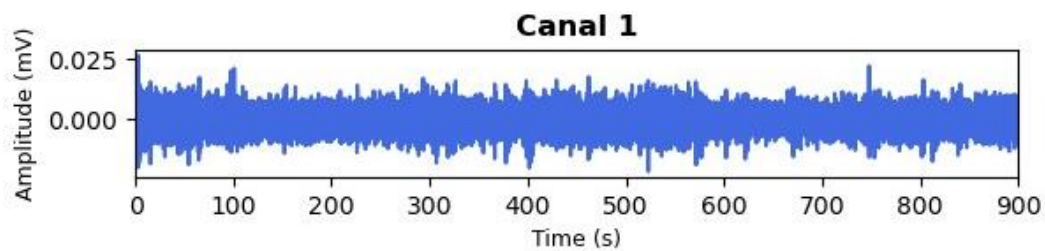
los ángulos x y y, los cuales se pueden observar en la figura 6, para evaluar únicamente la variabilidad de los ángulos de movimiento durante el uso del Smartphone.

3.1.3 Señales Mioeléctricas

El término “myoelectric” se compone de dos palabras: “myo”, que proviene del griego *mys* y significa músculo, y «electric», que se refiere a la electricidad. Por lo tanto, una señal mioeléctrica (MES) puede definirse como la “actividad eléctrica generada por un músculo en contracción” (Lovely, 2004). Es una señal extremadamente compleja, influenciada por las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos, el esquema de control del sistema nervioso periférico y las características del equipo utilizado para su detección y observación (De Luca, 1979).

Cuando un músculo se contrae, se generan corrientes iónicas en el interior de la estructura que pueden detectarse mediante electrodos. La amplitud y el aspecto de esta señal representa las unidades motoras activas y su representación incluye la función de muchas variables incluyendo la profundidad del músculo, el tamaño del músculo, la fuerza de la contracción, el tejido suprayacente, el tipo de electrodos utilizados para la detección, su ubicación y su orientación (Lovely, 2004). Cuanto más alta amplitud (más alta la señal), más unidades motoras se encuentran activadas. En la Figura 7 se presenta una señal mioeléctrica típica correspondiente a una activación muscular voluntaria.

Fig. 7 Señal Mioeléctrica



Fuente: Elaboración propia

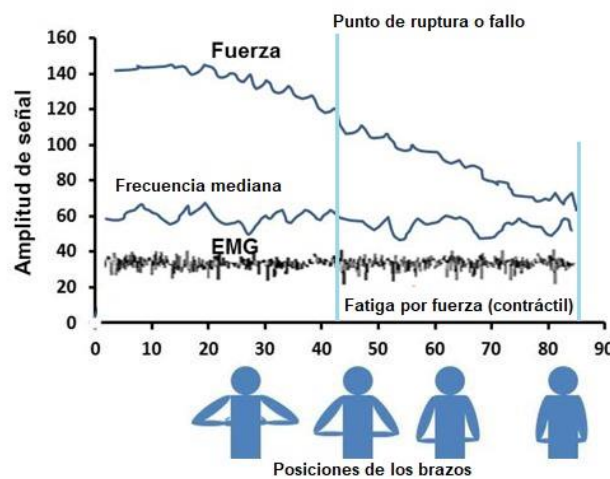
3.1.3.1 Fatiga Muscular

La fatiga muscular cuenta con múltiples definiciones. La describieron como una reacción del músculo al ácido láctico y que una cantidad fija de lactato generaría una disminución en la tensión. Rossi & Tirapegui (1999), la definen como un conjunto de manifestaciones sintomáticas producidas por trabajo o por un ejercicio prolongado, por una deficiencia en sostener el desempeño durante un ejercicio físico (Davis & Bailey, 1997), o por la incapacidad de generar fuerza muscular (Enoka & Stuart, 1992).

Se ha demostrado que por causa de la depleción de glucógeno en las unidades motoras, las fibras pueden ser altamente fatigables o presentar moderada resistencia a la fatiga (Kugelberg & Edström, 1968), y que la incapacidad de mantener una determinada intensidad de ejercicio en el tiempo, se debe a la disminución de la velocidad de contracción y al aumento del tiempo de relajación muscular (Davis & Bailey, 1997), por lo que resulta un importante indicador de uno de los factores de riesgo para la ocurrencia de lesiones por sobrecarga.

La fatiga muscular es la manifestación de la reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza durante una contracción sostenida o la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones repetidas, que se acompaña de cambios en la actividad eléctrica muscular (Torres Carrasco, 1998) (Ver Figura 8). En ocasiones los síntomas de la fatiga no se manifiestan de manera clara, haciendo necesaria la valoración clínica, en la cual se tenga en cuenta características como tiempo y factores precipitantes, por lo tanto, la monitorización de este parámetro ha ido tomando gran importancia (Wan et al., 2017), ya que permite tener un control sobre la intensidad de la actividad motora, de forma que sea posible evaluar objetivamente su aparición.

Fig. 8 Señal mioeléctrica de Fatiga muscular



Fuente: Elaboración propia

a. Evaluación de la Fatiga Muscular

En la actualidad para la medición de la fatiga se han usado métodos subjetivos como cuestionarios y escalas (escala de Borg), y métodos objetivos como la medición de lactato en sangre, consumo de oxígeno y la aplicación de técnicas de medición por medio del uso de sensores mioeléctricos (Ochoa Salamanca, 2019).

- **La electromiografía (EMG).**

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental que se ocupa del desarrollo, registro y Análisis de señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas están formadas por variaciones fisiológicas del estado de las membranas de las fibras musculares. A diferencia de la EMG neurológica clásica, en la que se analiza la respuesta de un músculo artificial estática, la EMG kinesiológica puede describirse como el estudio de la activación neuromuscular de los músculos en tareas posturales, movimientos funcionales, condiciones de trabajo y programas de tratamiento/entrenamiento (Konrad, 2005).

La EMG es uno de los sistemas objetivos el cual suministra información sobre niveles eléctricos generados por una actividad muscular durante los procesos de contracción y relajación. Esta actividad es controlada por el sistema nervioso y por ende se puede corroborar la existencia de conexión eléctrica entre la corteza motora y el músculo (Ochoa Salamanca, 2019b). En las tres últimas décadas se ha incrementado la evaluación de fatiga muscular local mediante el procesamiento de señales mioeléctricas (Cifrek et al., 2009).

Existen dos enfoques de electromiografía: Uno utilizado por neurólogos, donde la captación de la actividad eléctrica se obtiene utilizando agujas en contacto directo con el nervio, y otro con una orientación más kinesiológica, donde la actividad muscular se capta de forma indirecta, adquiriendo la señal a nivel superficial. El mayor atractivo de usar electromiografía de superficie se debe a la naturaleza no invasiva de este enfoque, y ha sido usada ampliamente en áreas como la ergonomía y la biomecánica ocupacional.

Cuando el músculo está siendo estimulado, la señal es una onda de despolarización sincronizada con el estímulo que recibe el nombre de onda M. Esta onda es el principal indicador de la respuesta del músculo al estímulo eléctrico y presenta cambios en sus características frecuenciales y morfológicas cuando se da la fatiga (amplitud de la onda M disminuye y su duración aumenta), siendo esta la que limita el uso de sistemas de estimulación funcional durante periodos prolongados (Galea, 2001). Se ha propuesto que la forma más sencilla de determinar el inicio de la fatiga muscular es medir el tiempo durante el cual un individuo puede realizar cierto trabajo, manteniendo un nivel definido de contracción estático (Edwards, 1981).

La fatiga muscular puede evaluarse a través de la señal RAW mioeléctrica por medio de características como amplitud pico a pico, la media del valor rectificado, la media y mediana de su espectro de frecuencias, la velocidad de conducción de las fibras musculares, la potencia total, entre otras (Konrad, 2005; Wan et al., 2017).

b. Características del EMG

Las principales características que se pueden obtener del EMG pueden ser de tiempo y de frecuencia.

- **Características de tiempo**

En el dominio del tiempo son características probabilísticas o propias de las señales, tales como:

Valor medio absoluto (MAV): La MAV es la característica más utilizada de las señales mioeléctricas para su procesamiento. Esta característica es una medida del nivel de contracción muscular (Gaudet et al., 2018). La ecuación (1) describe esta característica.

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (1)$$

donde x_i representa una muestra de la señal del segmento i , y N es el número total de segmentos. El valor de N es el tamaño de la ventana de análisis.

Cruce por cero (ZC): ZC proporciona una estimación aproximada de la frecuencia de la señal (Li et al., 2021). Se define como el número de veces que la señal pasa por cero. Esta característica aumenta si se cumplen las condiciones descritas en la ecuación (2) (Arcos Hurtado et al., 2024).

$$\{(x_i > 0 \wedge x_{i+1} < 0) \vee (x_i < 0 \wedge x_{i+1} > 0)\} \wedge |x_i - x_{i+1}| \geq \epsilon \quad (2)$$

donde x_i y x_{i+1} representan dos muestras consecutivas de la señal de un segmento i , y el umbral ϵ se utiliza para reducir las perturbaciones debidas al ruido de la señal.

Cambio de pendiente (SSC): La SSC representa la información de frecuencia de la señal (Too et al., 2019). Se define como el número de veces que la pendiente cambia de signo (Nsugbe et al., 2020). Esta característica aumenta si se cumplen las condiciones descritas en la ecuación (3):

$$\{(x_i > x_{i-1} \wedge x_i > x_{i+1}) \vee (x_i < x_{i-1} \wedge x_i < x_{i+1})\} \wedge \{|x_i - x_{i+1}| \geq \epsilon \vee |x_i - x_{i-1}| \geq \epsilon\} \quad (3)$$

donde x_{i-1} , x_i y x_{i+1} representan tres muestras consecutivas de la señal del segmento i . El umbral ϵ se utiliza para reducir las perturbaciones debidas al ruido de la señal.

Longitud de onda (WL): WL es una medida de la complejidad de la señal (Samuel et al., 2017). Se define como la suma de los valores absolutos de la diferencia entre dos segmentos consecutivos de la señal, tal como se describe en la ecuación (4).

$$WL = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (4)$$

donde x_i y x_{i+1} representan dos muestras consecutivas de la señal a partir de un segmento i , y N es el número total de segmentos.

Coefficientes de autorregresión (AR): Un modelo autorregresivo es un modelo predictivo que caracteriza cada muestra de señal como una combinación lineal de muestras anteriores (Cote-Allard et al., 2019). El modelo se define en la ecuación (5).

$$x_t = \sum_{i=1}^p a_i x_{t-i} + \epsilon_t \quad (5)$$

donde x_{t-i} representa las muestras previas de la señal, p es el orden del modelo, $a_1 \dots a_p$ representa los coeficientes del modelo y ϵ_t es el término residual.

Valor eficaz (RMS): es un valor escalar, correspondiente a la media cuadrática, es usado porque ayuda a obtener la amplitud de la señal en el movimiento muscular tomado en EMGs. El valor del RMS se calcula por medio de la ecuación (6).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (6)$$

donde x_i representa una muestra de la señal del segmento i , y N es el numero total de segmentos. El valor de N es el tamaño de la ventana de análisis.

Entropía muestral (SE): indica la probabilidad de que dos secuencias similares, al incrementar su dimensión, sigan teniendo la misma similitud (Delgado-Bonal & Marshak, 2019). La entropía muestral se define por medio de la ecuación (7).

$$SE(m, r, N) = -\log \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \quad (7)$$

donde $B^m(r)$ es la probabilidad de que dos secuencias sean similares para m puntos (posibles), mientras que $A^m(r)$ es la probabilidad de que dos secuencias sean similares para $m+1$ puntos (coincidentes), r es la tolerancia o distancia entre las dos secuencias, N es el número de muestras.

Potencia total (TTP): se define como la sumatoria de la potencia en todo el espectro, también denominado momento espectral cero (SM_0) (Varshney et al., 2019).

$$TTP = \sum_{i=1}^N P_i = SM_0 \quad (8)$$

- **Características de frecuencia**

En el dominio de frecuencia las principales características extraídas son resultado de la transformada de Fourier o de Wavelet, usadas en EMGs y EEG.

Promedio de la Frecuencia (MNF): es la frecuencia en la cual se divide el espectro en dos partes con la misma densidad o potencia (Omama et al., 2019; Varshney et al., 2019). El promedio de la frecuencia es definido por la ecuación (9)

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (9)$$

Mediana de la Frecuencia (MDF): es la frecuencia en la cual el valor del coeficiente resultante del producto de la frecuencia y la amplitud es igual al valor promedio de los coeficientes de todo el espectro (Omama et al., 2019; Varshney et al., 2019). La mediana de la frecuencia esta definida por la ecuación (10).

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (10)$$

Coeficiente máximo de la frecuencia: es la frecuencia del coeficiente espectral con mayor amplitud (Varshney et al., 2019).

$$f_{peak} = \max(P_1, P_2, \dots, P_N) \quad (11)$$

3.1.4 Sintomatología musculoesquelética

La sintomatología musculoesquelética (SME) es un conjunto heterogéneo de condiciones del sistema músculo esquelético que conllevan a una modificación de la condición normal de la estructura ósea, muscular, tendinosa, nerviosa, articular y ligamentosa generalmente causado por esfuerzos mecánicos excesivos que generan alteración de la función motora o sensitiva y como consecuencia producen dolor y sufrimiento el cual puede llegar a reducir la productividad y hasta conllevar a discapacidad (Márquez Gómez, 2015). La prevalencia de los problemas musculoesqueléticos por el uso excesivo del teléfono móvil se ha incrementado de 17,3% al 67,8% principalmente para las molestias en cuello (Viikari-Juntura & Silverstein, 1999), así como provocar dolor en la parte superior de la espalda y en el hombro (Samani et al., 2018).

a. Dolor

El dolor, según la International Association for the Study of Pain (IASP), se define como una experiencia sensorial o emocional desagradable, asociada a daño tisular real o potencial, o bien descrita en términos de tal daño. Se trata en todo caso de un concepto subjetivo y existe siempre que un paciente diga que algo le duele (Raja et al., 2020).

Definir el dolor y hacerlo de tal manera que tenga una aceptación unánime es complejo, puesto que se trata de una experiencia individual y subjetiva, a lo que se une el hecho de que no existe método científico que lo haga "medible", y se acompaña la percepción de un heterogéneo grupo de matices y sensaciones que pueden incrementarla (Vicente Herrero et al., 2018).

- **Dolor en cuello**

El Dr. Dean L. Fishman, introdujo el término "*Text neck*" (conocido en español como "cuello de texto") para describir la postura que mantiene el cuello cuando una persona mira o envía mensajes de texto en dispositivos de mano durante períodos prolongados tiempo, por lo que también se ha mencionado la frase "*turtle neck posture*" debido a que los usuarios de dispositivo móvil adoptan con frecuencia la cabeza hacia adelante mientras mira la pantalla hacia abajo (M. Lee et al., 2015). En un estudio reciente

realizado en estudiantes universitarios con dependencia a Smartphone se reportó que la mayor prevalencia de sintomatología fue en cuello con un 51% de los jóvenes (Giraldo-Jiménez et al., 2022).

- **Dolor en hombro**

Estudios han reportado que la actividad muscular del trapecio superior es mayor cuando se usa el dispositivo con una mano (6,6-9,0% de máxima contracción isométrica voluntaria (MCIV)), que cuando se usa con las dos manos (5,8% de MCIV), y fue mayor si utilizó la mano dominante (11,1% MCIV) sugiriendo que se debe a una mayor carga y fatiga. También informaron acerca de una asociación significativa entre el tiempo total diario de uso del dispositivo móvil y el dolor en el hombro derecho ($p < 0.01$) (M. Lee et al., 2015). Un estudio de cohorte experimental (grupo caso $n=20$, grupo control $n=20$) realizado en China, encontró que la mayoría de los sujetos del grupo caso, presentaron dolor en el hombro ($n=18$) con puntuaciones medias de dolor (Xie et al., 2016).

- **Dolor en muñeca y pulgar**

En el estudio de cohorte experimental en China usando el dispositivo móvil, se encontró que presentaron dolor en la muñeca ($n=8$) y dolor en el pulgar ($n=10$) cuyos músculos distales, a saber, Extensor Radial del Carpo, Extensor de los Dedos, Flexor Superficial de los Dedos y Abductor Breve del Pulgar, tuvieron una actividad media significativamente mayor en los mensajes de texto unilaterales en comparación con los mensajes de texto bilaterales para ambos grupos (Xie et al., 2016).

- **Dolor en columna lumbar**

Un estudio de prevalencia realizado en Brasil reportó una alta prevalencia de estudiantes universitarios del programa de fisioterapia que tienen un uso excesivo del Smartphone con dolor lumbar (76,2%; $n=42$) (Ladeira et al., 2023). Mientras que un estudio realizado en Arabia Saudita reporta una prevalencia de dolor de espalda baja del 46,8% en estudiantes de medicina con adicción al teléfono inteligente (Alsalameh et al., 2019).

b. Evaluación del Dolor

La evaluación del dolor es compleja, dado que se trata de una experiencia heterogénea, de percepción individual y subjetiva. Esta dificultad para evaluarlo hace que se recurra a instrumentos que, con el mínimo esfuerzo para el paciente, sean fácilmente comprensibles y que demuestren fiabilidad y validez; por ello, se ha recurrido tradicionalmente a diversas escalas y cuestionarios, como: escala visual analógica,

verbal, numérica, gráfica, etc., el cuestionario de Dolor de McGill (MPQ) 6, Cuestionario de Dolor en Español (CDE) 7, Cuestionario de Afrontamiento ante el Dolor crónico (CAD) 8, Cuestionario DN4 (DN4) 9,10, Inventario Multidimensional del Dolor de West Haven-Yale (WHYMPI) 11, Test Lattinen 12, Cuestionario Breve del Dolor (Brief Pain Inventory) 13,14, Escalas de valoración del dolor neuropático 15 (The LANSS Pain Scale, The Neuropathic Pain Questionnaire (NPQ) y Pain DETECT).

- **Escala Visual Análoga**

Permite medir la intensidad del dolor con la máxima reproductibilidad entre observadores. Consiste en una línea horizontal de 10 centímetros, en cuyos extremos se encuentran las expresiones extremas de un síntoma. En el extremo izquierdo se ubica la ausencia o menor intensidad y en el extremo derecho la mayor intensidad (Vicente Herrero et al., 2018).

3.2 | Enfoque Contextual

La investigación se centra en el contexto de estudiantes y docentes universitarios que usan teléfonos inteligentes, ya que el rápido avance de las tecnologías de la información y comunicación (TIC) ha aumentado su uso en diversas actividades humanas, especialmente en la educación. Los Smartphones han ganado terreno debido a su portabilidad y conectividad, lo que ha causado diversos cambios en nuestras vidas, desde la comunicación hasta el aprendizaje. Esto ha afectado especialmente a los jóvenes quienes los han incorporado en su rutina diaria.

El contexto universitario también ha sido impactado por las TIC. Tanto los docentes como estudiantes deben adaptarse progresivamente a los recursos tecnológicos y virtuales que ofrece la era digital. Esto ha permitido que el conocimiento llegue a la sociedad a través de Internet, provocando cambios y transformaciones en los comportamientos y actividades sociales de los sectores, incluyendo el educativo, con un enfoque particular en las instituciones de educación superior.

Además, es urgente abordar el problema del uso excesivo de los Smartphones, ya que conlleva diversos riesgos, como problemas musculoesqueléticos en región cervical, dorsal y lumbar (J. Lee & Seo, 2014; Soliman Elserty et al., 2020; Zhuang et al., 2021), lesiones nerviosas (Y.-S. Lee et al., 2012) y dolores en hombro, codo y dedos (Benites-Zapata et al., 2021; Saito & Saito, 2021).

Una forma de disminuir esto es aprovechando esa relación estrecha entre la comunidad universitaria y los recursos tecnológicos para orientar su uso de manera adecuada previniendo riesgos para la salud y en favor de su proceso de formación profesional en las universidades, que dan lugar a una necesidad de innovación y avance en el conocimiento.

3.3 | Enfoque Metodológico

3.3.1 Tipo de estudio

Se llevó a cabo un estudio cuantitativo de diseño descriptivo transversal con análisis correlacional, con el propósito de determinar los ángulos de movimiento y características de las señales mioeléctricas que intervienen en el uso excesivo del Smartphone a partir de los cambios posturales y fatiga muscular en cuello y miembros superiores, correlacionados con las variables demográficas como género y edad, variables físicas como las medidas antropométricas de talla, peso e IMC. Medidas de composición corporal como masa magra de miembros superiores. Medidas de desempeño muscular como la fuerza prensil o de agarre de mano, variables propias para el uso del dispositivo móvil como dominancia manual, tiempo de uso diario del Smartphone y preferencia de los dedos que utiliza al usar el Smartphone y variables para medir el nivel de percepción de intensidad de dolor o sintomatología musculoesquelética y región corporal durante el uso excesivo del *Smartphone*.

3.3.2 Población y muestra

La población de análisis fueron usuarios de *Smartphone*, seleccionados a partir de un muestreo estratificado y por conveniencia. El marco muestral para la selección estuvo constituido por el total de personas de una comunidad académica universitaria, con los estratos del colectivo de estudiantes y profesores. Los participantes fueron reclutados por invitación verbal y se obtuvo el consentimiento informado de cada participante.

3.3.2.1 Tamaño de la muestra

Para definir el tamaño de la muestra para el estudio propuesto, se utilizó el estimador de muestra de la media poblacional. La media muestral se considera el “mejor” estimador de la media poblacional, ya que posee propiedades estadísticas deseables como insesgamiento, consistencia y varianza mínima. El cálculo del tamaño muestral se obtuvo por medio del programa estadístico EPIDAT v3.1:

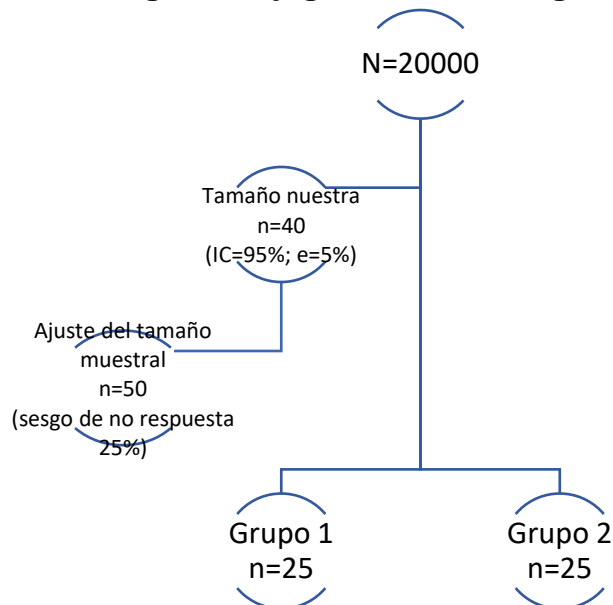
Fig. 9 Cálculo del tamaño de muestra



Fuente: Elaboración propia

Considerando el estudio sobre el efecto de la duración del uso del Smartphone en la fatiga muscular y el dolor causados por la postura de cabeza adelantada en adultos de 11,24 (S. Y. Kim & Koo, 2016), se utilizó la misma desviación estándar correspondiente a la variable fatiga muscular. El tamaño poblacional del área de estudio de 20.000 personas de la comunidad académica universitaria, un nivel de confianza del 95,0%, una precisión del 5,0% y un efecto de diseño 2,0 debido a que se va a trabajar con dos estratos o grupos etarios. Resultó un tamaño de muestra de 40 sujetos, y se aplicó un ajuste de no respuesta del 20%. Los cálculos indican que el tamaño de la muestra total es de 50 sujetos a estudiar (Fig. 10)

Fig. 10 Flujograma metodológico



Fuente: Elaboración propia

Los criterios de inclusión y exclusión para la muestra fueron:

a. Criterios de inclusión

- (i) persona entre los 18 y 60 años.
- (ii) propietario de un teléfono móvil con pantalla táctil.
- (iii) experiencia de al menos seis meses en el uso de su teléfono móvil
- (iv) uso diario del teléfono móvil de al menos 2 horas por día.

b. Criterios de exclusión

- (i) Cualquier historial de lesiones traumáticas o intervenciones quirúrgicas de la región del cuello, columna vertebral y miembros superiores;
- (ii) Otras condiciones médicas preestablecidas con efecto negativo en la posición del cuello, columna vertebral y miembros superiores como presencia de deformidades;
- (iii) Enfermedades crónicas que afectan el sistema musculoesquelético, como la artritis reumatoide, la osteoartritis y otros trastornos del tejido conectivo (como fibromialgia);
- (iv) Enfermedades crónicas que afectan el sistema metabólico como Diabetes Mellitus;
- (v) Trastornos neurológicos y ortopédicos, así como déficit sensorial, mareos o vértigo;
- (vi) problemas visuales y que no tenga formulación de uso de anteojos para usar el celular;
- (vii) consumo de cualquier medicamento/droga sedante o alcohol en las últimas 48 horas.

3.3.3 Control de sesgos

Para garantizar la reducción de los sesgos de selección se efectuó un proceso de distribución de la población de acuerdo al estrato: grupo 1 estudiantes y el grupo 2 profesores. Se tuvo en cuenta la estratificación según el tipo de uso que la persona hace del *Smartphone*, donde el grupo 1 lo utiliza con mucha frecuencia para consultar las redes sociales y como diversión, mientras que el grupo 2 lo utiliza más con el propósito de consulta y como organizador de tareas.

En cuanto a la colecta, se realizó la colocación de los sensores por dos auxiliares de investigación del programa de Fisioterapia de último semestre capacitados y entrenados por una persona experta para ubicar adecuadamente los sensores y realizar la medición de las características antropométricas y físicas, y tres auxiliares de investigación del programa de bioingeniería para hacer el uso adecuado de los equipos de Sensores de IMU y el de EMGs.

3.3.4 Procedimiento

a. Identificación de variables cuantitativas y cualitativas durante el uso del Smartphone

Para el iniciar el proceso de identificación de variables que más interfieren en el uso excesivo de *Smartphone*, se definió la posición bípeda por su frecuencia en el uso de dispositivos móviles.

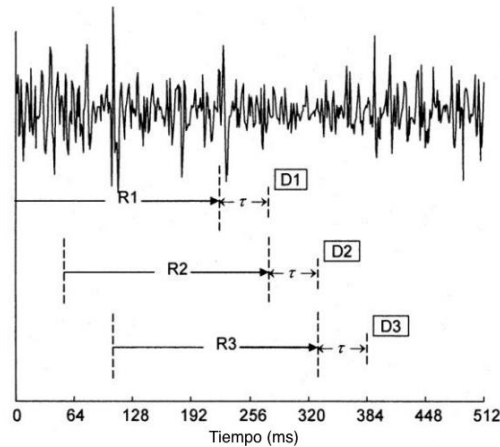
Se establecieron las características demográficas como género y edad, las características físicas antropométricas como talla por medio de un estadímetro o tallímetro análogo para adultos HM-200P, peso e IMC. Se identificaron características físicas de la composición corporal como peso de masa magra de los miembros superiores por medio del Analizador de Composición Corporal DSM-BIA Multifrecuencia Segmental marca InBody 270, y la fuerza prensil por medio de un dinamómetro digital con pantalla LCD de la marca Camry, toda vez que están relacionados directamente con el uso del *Smartphone*.

Se tomaron en cuenta algunas variables propias relacionadas con el uso del dispositivo como dominancia manual, preferencia de los dedos que utiliza durante el texteo y tiempo del uso diario en horas del *Smartphone*.

Se determinaron las variables de aceleración (x) y giro (y), de donde se extraen los ángulos de movimiento de la inclinación y rotación de cabeza y cuello y la rotación de hombro en relación con la ubicación del *Smartphone*.

Se establecieron las señales mioeléctricas de los músculos cervicodorsales como: los esplénios de la cabeza derecho e izquierdo, trapecio superior de ambos lados y el erector de la columna lumbar el lado no dominante, y de los músculos de miembros superiores como el flexor radial del carpo de manera bilateral y se establecieron las características MAV, ZC, SSC, WL, AR, RMS, SE, TTP, MDF, y MNF que ayuden a determinar la presencia de fatiga muscular durante el uso del *Smartphone*. Las señales mioeléctricas se procesaron por ventanas utilizando ventanas solapadas de longitud fija para el entrenamiento, el ajuste fino de los modelos y los propósitos de control en tiempo real como se muestra en la Figura 11.

Fig. 11 Técnica de ventanas superpuestas



Fuente: elaboración propia

Finalmente, se identificó el nivel de percepción de intensidad de dolor o sintomatología musculoesquelética por medio de la aplicación de la escala visual análoga y se indagó sobre la región corporal donde lo percibió.

b. Diseño del sistema de medición de las señales cuantitativas y cuestionarios que permitan la obtención de información cualitativa durante el uso excesivo de Smartphone

Se realizó el diseño del sistema de medición que permitió identificar las características de las señales mioeléctricas que intervienen en el uso excesivo del Smartphone a partir de los cambios posturales y fatiga muscular en cuello y miembros superiores a través del uso de sensores de unidades de medición inercial (IMU), y electrodos de electromiografía de superficie (EMGs). Para ello se llevó a cabo una pasantía corta internacional por parte de la investigadora para el diseño y validación de un protocolo de medición por medio de EMG e IMU a través de una prueba piloto llevada a cabo en la Universidad Federal de Paraná (UFPR) en Brasil.

- **Prueba piloto**

Se realizó la prueba piloto con 5 estudiantes de maestría voluntarios en el laboratorio de educación Física de la UFPR. El lugar contaba con buena ventilación e iluminación para la ejecución de las pruebas. Se diseñó un sistema para la medición del control postural por medio de los cambios del centro de presión plantar a partir de las fuerzas y momentos registrados en una plataforma de fuerza; los ángulos de movimiento del cuello y miembros superiores a través de unidades de mediciones inercial, la evidencia de fatiga

muscular usando EMG de superficie el uso del dispositivo móvil y la percepción de fatiga con escala de borg.

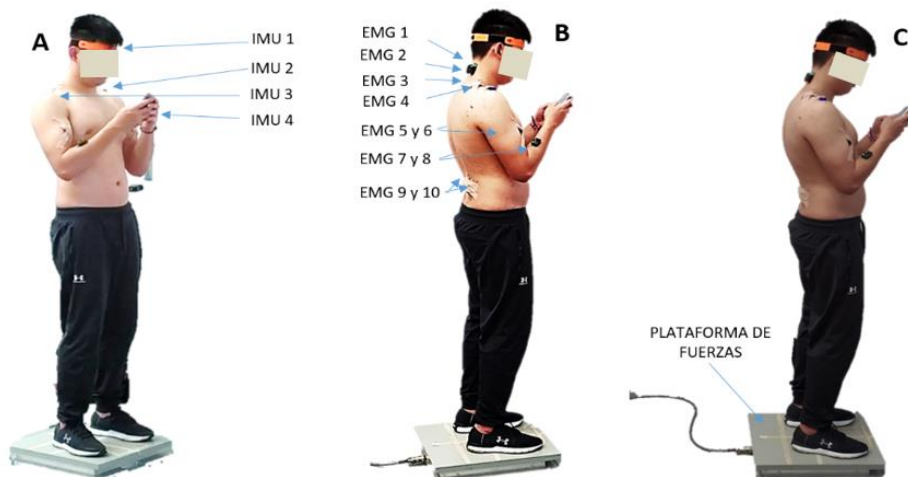
Se utilizaron cuatro sensores inerciales inalámbricos así: tres sensores localizados en los puntos anatómicos (a) región frontal, (b) superficie acromial izquierdo, (c) superficie acromial derecho y (d) un sensor localizado en la parte posterior del Smartphone el cual será utilizado como punto de referencia para evaluar la variación en la posición del dispositivo.

Se le pidió al participante portar una camiseta ligera o retirarla para mayor comodidad en la colocación de los sensores y se realizó una limpieza con alcohol isopropílico al 80% de la zona o región de adherencia de los sensores para facilitar el registro. El sensor (a) se fijó firmemente por medio de una banda elástica, los sensores (b, c y d) con cinta de micropore adhesivo evitando cualquier movimiento que interfiera con la prueba como se observa en la Figura 12A.

Para la medición y la obtención de información de la fatiga muscular del cuello y miembros superiores, se usó un sistema de captura de electromiografía de superficie (EMGs) en cinco músculos usando la ubicación de los electrodos bilateralmente como se muestra en la Figura 12B. Los músculos seleccionados para la captura fueron: esplenios de la cabeza, trapecio superior, erectores de columna lumbares, bíceps braquial y flexor radial del carpo. En la postura erguida, con los brazos colgando verticalmente, se ubicaron los electrodos circulares de tamaño de 10 mm en la dirección de las fibras musculares.

Para medir el control postural se utilizó la plataforma de fuerza a partir de estimar la variación de la posición de la persona usando como referencia el centro de presión en la base de la plataforma. Para la captura de datos de la plataforma de fuerza, se le pidió al participante ubicarse sobre ella, con los pies ligeramente separados siguiendo las guías determinadas para estandarizar la ubicación de todos los participantes (ver Figura 12C).

Fig. 22 Ubicación de sensores, plataforma y electrodos en prueba piloto.



Fuente: elaboración propia

A cada participante se le solicitó descargar la aplicación de uso gratuito “*Fast Time Game*” en su dispositivo móvil y se calibró la velocidad de mensajes de texto, para garantizar que todos los sujetos tuvieran habilidades similares para enviar mensajes de texto en un su teléfono móvil de pantalla táctil (Smartphone). Para esto, se les pidió a los participantes que realizaran una prueba de velocidad de mensajes de texto y se determinó el número de palabras que cada usuario realizaba en un minuto. Esta prueba de velocidad permitió además que los participantes se familiarizaran con la aplicación.

A cada participante se le pidió realizar la prueba durante 30 minutos, manteniendo la posición, altura y distancia del teléfono inteligente de su cuerpo que le permita ver la pantalla claramente. Se observó la evolución de los cambios de presión registrados por la plataforma de fuerza y los parámetros de los sensores inerciales y de electromiografía ubicados en el cuello y miembros superiores. Las mediciones fueron realizadas considerando la postura más habitual en bípedo durante el uso del *Smartphone*, donde se evaluó los cambios del centro de presión (CDP), los movimientos del cuello y miembros superiores y la aparición de fatiga muscular en los cuatro grupos musculares seleccionados.

Los datos registrados por la plataforma fueron almacenados para su posterior análisis, tomando como referencia los parámetros del desplazamiento del CDP, tanto en la dirección anteroposterior (AP) como mediolateral (ML) y lo que se obtuvo fue que con el método de medición a través de los IMU se tuvo la mayor precisión de estimación de COM para todos los movimientos, similar al estudio que tuvo como objetivo desarrollar un método para estimar el desplazamiento y la velocidad del centro de masa comparando las mediciones con una plataforma de fuerza debajo de los pies y un sensor inercial en la cabeza (Sonobe & Inoue, 2023).

c. Aplicabilidad del sistema de medición durante el uso del Smartphone.

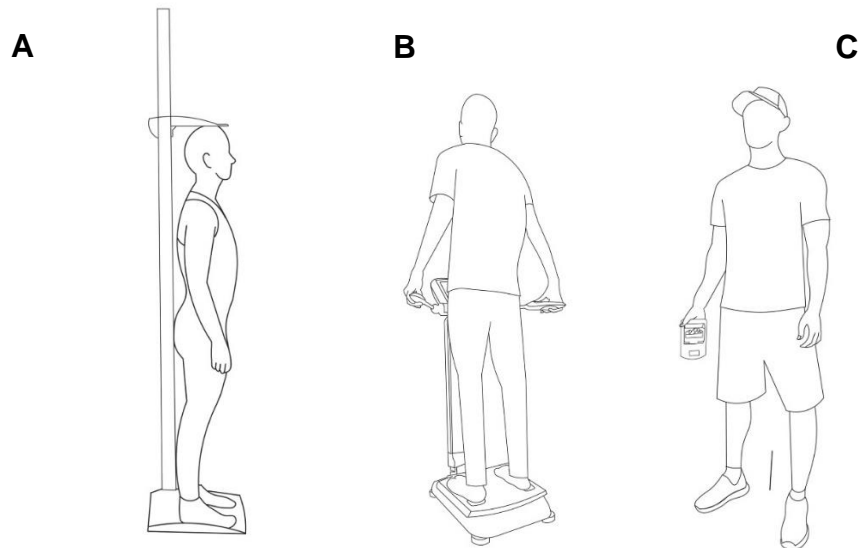
Con la intención de obtener un procedimiento operativo estandarizado durante la medición, se incluyó la aplicación de los instrumentos de medición para cada variable, considerando la postura bípeda de uso habitual del Smartphone, la ubicación y número de canales de EMGs e IMU, la aplicación de la prueba, así como el tiempo de la intervención.

Para la medición de la antropometría se utilizó el tallímetro análogo con base de piso marca Charder, Referencia HM200P de uso adulto, Capacidad entre 14-205 cm (5,5-80,7 pulgadas), graduación de 1 mm (1/16 pulg.), dimensiones 350 (W) x 400 (D) x 2430 (H) mm – 13,8 (W) x 15,7 (D) x 95,7 (H) pulgadas y peso del dispositivo de 1,9 kg y solo se escogió la variable de talla (ver Figura 13A).

Para la medición del peso, IMC y la composición corporal se utilizó el Analizador de Composición Corporal DSM-BIA Multifrecuencia Segmental marca InBody 270, 10 mediciones de impedancia mediante el uso de 2 frecuencias diferentes (20kHz, 100kHz) en los 5 segmentos (Brazo Derecho, Brazo Izquierdo, Tronco, Pierna Derecha, Pierna Izquierda), Memoria interna 100.000 mediciones, Conectividad WiFi y Bluetooth, duración de la medición 15 segundos, dimensiones 356 x 796 x 1024 mm (ancho x fondo x alto) y peso del dispositivo 14 kilos y se seleccionaron las medidas de peso, IMC, y masa magra de ambos miembros superiores (ver Figura 13B).

Para la medición del desempeño muscular de la fuerza prensil de ambas manos, se utilizó el dinamómetro digital de mano Camry modelo EH101 equipado con un sensor de galga extensiométrica de alta precisión, capacidad de medición de 198 lbs / 90 kg, Resolución 0.2lbs / 0.1kgs (ver Figura 13C)

Fig. 33 Medición de variables físicas de antropometría, composición corporal y desempeño muscular.



Fuente: elaboración propia.

Para la medición del control postural se utilizaron cuatro sensores inerciales así: tres sensores localizados en los puntos anatómicos (i) región frontal, (ii) parte media del brazo izquierdo y (iii) parte media del brazo derecho; y (iv) un sensor localizado en la parte interna del *Smartphone* el cual fue utilizado como punto de referencia para evaluar la variación en la posición del dispositivo. Se tomaron medidas para la ubicación de los sensores. Los sensores se fijaron firmemente por medio de bandas elásticas, evitando cualquier movimiento que interfiera con la prueba

Para la medición y la obtención de información de la fatiga muscular del cuello y miembros superiores, se usó un sistema de captura de electromiografía de superficie (EMGs) en los músculos seleccionados en la fase de identificación de variables.

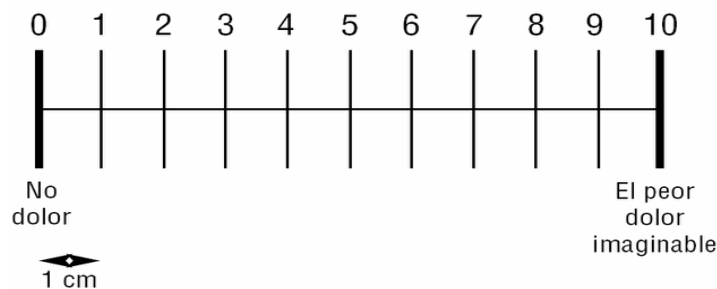
En la postura erguida, con los brazos colgando verticalmente, se ubicaron los electrodos circulares de tamaño de 10 mm en la dirección de las fibras musculares así: (i) para el músculo esplenio de la cabeza se ubicó al 50% entre la línea desde el proceso espinoso de la vértebra T4 hasta el proceso mastoideo, (ii) para el músculo trapecio superior se colocó al 50% entre la línea desde el acromion hasta el proceso espinoso de la vértebra C7, (iii) en el músculo erector de la espina, el electrodo se colocó a 2 dedos del surco vertebral a la altura de L1, y (iv) para el músculo flexor radial del carpo, los electrodos se colocaron al 50% del tamaño del vientre muscular en línea desde epicóndilo medial del húmero hasta la base del segundo metacarpiano o ligeramente medial del tercio superior del antebrazo, ventral, levemente medial, en el borde interno del antebrazo (Bermeo et al., 2020). Cada uno de estos puntos era señalado para una ubicación precisa de los electrodos desechables.

Para la sincronización de los diferentes métodos de medición (IMU y EMGs), se envió un pulso común por una entrada externa a cada sistema de captura de modo que fuera posible relacionar temporalmente la información obtenida.

Para la aplicación de la prueba, se utilizó un Smartphone VivoY33s Sistema operativo Funtouch OS 13 Global, Hardware MP_0.1, Procesador 2,0 GHz Octanúcleo, Memoria RAM 12 GB, Modelo V2109, Versión Android. En dicho dispositivo se instaló la aplicación de uso gratuito "Typing Test". Para garantizar que todos los sujetos tengan habilidades similares se calibró la velocidad para enviar mensajes de texto en el teléfono móvil con pantalla táctil, utilizando la misma aplicación "Typing Test" para determinar el número de palabras que cada usuario realiza en un minuto.

Para la medición de la percepción de dolor o sintomatología musculoesquelética se aplicó la Escala Visual Análoga de dolor (EVA), en el que se le mostró al participante una línea recta en la que puntúa del 1 al 10 su grado de dolor, y se divide en cuatro grupos <0 es ausencia de dolor, de 1 – 3 es dolor suave o leve, de 4 – 6 es dolor moderado, de 7 – 10 es dolor severo o muy intenso como se muestra en la Fig. 14.

Fig. 44 Escala Visual Análoga de dolor



d. Evaluación de la correlación del control postural y la fatiga muscular en cuello y miembros superiores con la percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso del Smartphone.

Para la evaluación del sistema de sensores inerciales se dividió la muestra de los 15 minutos, tiempo que dura la prueba, por rangos de tiempo. i.e. rangos de 0-1 min, 1-3 min, 3-5 min, 5-10 min y 10-15 min. Se evaluaron los ángulos de movimiento de los sensores como característica principal ubicados en las extremidades superiores y cuello-cabeza, y se realizó un resumen estadístico de los ángulos a fin de determinar si hay o no variación en el movimiento entre los rangos establecidos.

El procesamiento de la señal EMG para la extracción de características se realizó en ventanas de 200 ms y un solapamiento de 100 ms, y se realiza una división en los rangos previamente establecidos en el sistema inercial, para correlacionar todas las mediciones.

Se realizó el análisis entre la variabilidad de los cambios del control postural, los ángulos de movimientos del cuello y miembros superiores y la presencia de fatiga muscular en los músculos evaluados en bípedo durante el tiempo de la prueba y su correlación con la aparición de síntomas musculoesqueléticos reportados por el paciente por medio de la escala EVA. Se analizó la variación de los ángulos, en los que se incluyen los desplazamientos en respuesta a los cambios de los ángulos de movimiento del cuello y miembros superiores, que el participante realiza para mitigar la fatiga muscular o la sensación de malestar comparándola con el tiempo de uso del *Smartphone*.

Se analizaron las características de las señales mioeléctricas que determinaron fatiga muscular, y por medio de un análisis estadístico de las características se determinaron la presencia de patrones significativamente diferentes, cuando hubo o no presencia de fatiga.

3.3.5 Procesamiento y análisis de datos

Los datos se almacenaron en una base de datos en R 3.6.0+ que permitió la consolidación de las variables de los instrumentos, después se validó la concordancia de los datos para evitar errores sistemáticos y garantizar su calidad. La depuración de la información se llevó a cabo mediante la realización de tablas simples en cada una de las variables con el objetivo de identificar los códigos errados e información inconsistente, la cual fue verificada y corregida según el caso con el fin de garantizar confiabilidad en el estudio. Para el sistema de adquisición de los sistemas de medición se utilizó el software Phyton 3.11.4.

Se realizó un resumen estadístico de los datos de cada participante en los rangos de 0-1 min, 1-3 min, 3-5 min, 5-10 min y 10-15 min. Para los ángulos de movimiento de las extremidades superiores y cuello-cabeza se realizó una distribución de los datos por medio del diagrama de *box and whiskers*, y se comparó en la evolución del tiempo por medio del promedio, mediana y la desviación estándar. Se compararon los resultados de los participantes de cada grupo, y se compararon los grupos entre sí para establecer si hay diferencias significativas entre las mediciones del rango de movimiento de flexión de cuello, y hombro; y para las señales mioeléctricas, se evaluaron las diferencias significativas de cada característica entre segmentos utilizando la prueba T de Welch. Esta prueba estadística compara las medias de dos grupos independientes cuando los tamaños de muestra o las varianzas son desiguales. Es una variante de la prueba T de Student, empleada cuando no se cumplen los supuestos de normalidad.

Para el análisis de los datos cuantitativos se realizó un análisis estadístico descriptivo por medio de distribución de medidas de tendencia central (media, moda, desviación e intervalos de confianza), para las medidas de las variables demográficas, físicas, del dispositivo, y las variables de los grados de desplazamiento y de las señales mioeléctricas; y para los datos categóricos se realizó un análisis estadístico descriptivo por medio de distribución de frecuencias y porcentajes para las variables del nivel de intensidad de percepción de sintomatología dolorosa musculoesquelética.

La diferencia entre los ángulos de flexión de cuello y cada región del miembro superior, el tiempo de aparición de la sintomatología dolorosa musculoesquelética, se analizó mediante la prueba de Friedman. Se decide aplicar la prueba estadística de Friedman, la cual es una alternativa de ANOVA que se usa cuando no se cumplen los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianzas.

Para evaluar la correlación entre la variabilidad de los ángulos de movimiento y la fatiga muscular con la presencia de sintomatología musculoesquelética por medio de la prueba estadística de Spearman. Se decide aplicar la correlación de Spearman, dado que, aunque las variables son continuas no siguen una distribución normal.

Para todas las pruebas se estableció un nivel de significancia estadística en $p < 0,05$. Finalmente, se determinó que acciones y en que momento realizar control de postura, con el fin de prevenir sintomatología dolorosa musculoesquelética o educación para que el usuario adopte una postura correcta en el momento de usar un *Smartphone*.

3.3.6 Consideraciones Éticas

El proyecto de investigación está enmarcado dentro del ámbito científico, técnico y administrativo para la investigación en salud, donde se ven involucrados aspectos que rigen dentro de un marco legal y deben tomarse en cuenta para no infringir las leyes nacionales e internacionales, entre ellas, la resolución número 8430 de 1993 en el artículo 2 (Resolución Número 8430 de 1993, 1993), que expresa que las investigaciones que se deseen realizar en humanos deberán contar con la aprobación de un Comité de Ética. La investigación contó con Aval aprobado por el comité científico de ética y bioética de la facultad de salud el 5 de noviembre del 2021 según Acta No. 18 (Anexo A).

De acuerdo con lo establecido en el artículo 11 en la Resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, la presente investigación se clasificó en un nivel de riesgo menor que el mínimo por confidencialidad en el uso de la información que se acopió, puesto que los datos fueron recolectados a través de mediciones con sensores de movimiento inerciales y electromiográficos superficiales no invasivos, el registro de

datos sociodemográficos a través de un cuestionario, la medición de características antropométricas por medio de un tallímetro, la composición corporal por medio del Inbody, la fuerza prensil por medio de un dinamómetro y la escala de dolor para determinar sintomatología musculoesquelética por medio de la escala visual análoga (EVA). Sin embargo, a los participantes en el estudio no se les realizó ninguna intervención o modificación de las variables individuales (Resolución Numero 8430 de 1993, 1993).

Igualmente el estudio tuvo en cuenta la Ley 842 del 2003 que reglamenta el ejercicio de la ingeniería en lo que respecta al artículo 2, ejercicio de la ingeniería, inciso b, el cual regula los estudios, proyectos, diseños y procesos de sistemas electromecánicos y electrónicos (MinEducación, 2003) y la Ley 1581 de 2012 (FunPública, 2012) sobre protección de datos personales, en donde a cada participante se le asignó un número según el orden de medición, permitiendo así el anonimato.

Las pruebas y utilización del dispositivo fueron realizadas una vez se obtuvo el Aval del Comité de Ética de la Universidad, y la firma del consentimiento informado por parte de los participantes del estudio. El consentimiento informado se realizó con base en el Artículo 15 de la resolución 8430 (Resolución Numero 8430 de 1993, 1993) y con base en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (Principios éticos para la investigación que involucra sujetos humanos) y según los lineamientos jurídicos y éticos contemplados en la última modificación (Edimburgo, Escocia, Octubre de 2000), la presente investigación protegió la dignidad, la integridad física y psicológica de los participantes del estudio, se mantuvo la confidencialidad de la información que de ellos se obtuvo, se brindó información precisa sobre los objetivos, los métodos, las fuentes de financiamiento, los posibles conflictos de interés, los beneficios previstos así como los riesgos e incomodidades derivados del estudio (Asociación Médica Mundial, 2017), como el tiempo de duración de la prueba y la incomodidad que podía causar el no hablar y no suspender el texteo una vez iniciada la prueba; sin embargo se le explicó que podía hacer los movimientos que considerara necesarios y con naturalidad mientras hacía la prueba.

Resultados y Discusión

4.1 | Resultados

Los resultados presentados son hallazgos originales que permitieron comprobar la hipótesis acerca de que las mediciones cuantitativas de los ángulos de movimiento (IMU) y la aparición de fatiga muscular (EMGs) en cuello y miembros superiores determinaron el control postural y su correlación con la percepción de sintomatología musculoesquelética durante el uso excesivo del Smartphone. Dichos resultados sugieren que se debe hacer un control postural voluntario o períodos de descanso.

4.1.1 Variables cuantitativas de ángulos de movimiento y señales mioeléctricas

Se identificaron que las variables cuantitativas correspondiente a los ángulos de movimientos fueron en los ejes x y y para cada ubicación. La variable del eje x que identificó los movimientos de inclinación anterior (flexión) y posterior (extensión) y la variable del eje y que identificó los movimientos de rotación de los segmentos corporales en cuello y hombro.

Las características de las señales mioeléctricas del dominio de tiempo como MAV, RMS, AR y TTP, presentaron aumento de la señal, cuyo aumento es indicativo de un mecanismo de compensación de la fatiga muscular, en la que los músculos intentan mantener la misma fuerza reclutando unidades motoras adicionales. Y las señales del dominio de la frecuencia como MDF y MNF presentaron una caída de la frecuencia de la señal en función del tiempo cuando se presentó la fatiga.

4.1.2 Diseño del Sistema de medición

En la Figura 15 se presenta el sistema de medición de sensores inerciales, el cual consta de tres sensores inerciales MinImu-9 v5 que incluye un giroscopio LSM6DS33 de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes. Cada sensor incorporado es controlado por un WeMos D1 mini ESP8266, encargado de capturar y transmitir la información de manera inalámbrica vía bluetooth a una frecuencia de 100 Hz. Esta información es posteriormente recibida

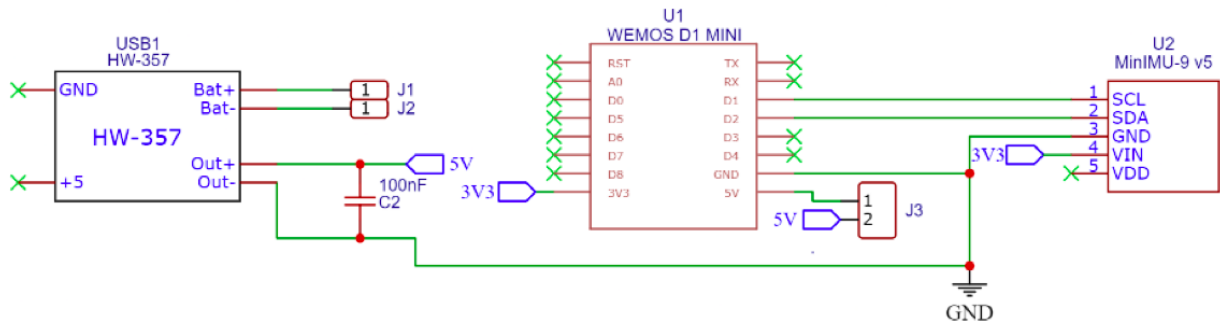
por un microcontrolador ESP32, que actúa como receptor central. Para la transmisión de los datos, ambos microcontroladores utilizan el protocolo ESP-NOW, el cual facilita una comunicación rápida y segura al simplificar el modelo a una sola capa de enlace, reduciendo la latencia en la transmisión inalámbrica. Los datos transmitidos incluyen la aceleración lineal y la velocidad angular. A partir de estos datos se calculan los parámetros de aceleración en metros por cuadrado para el control postural, y giros en radianes por segundo para conocer el ángulo de inclinación y rotación de cabeza, y rotación en radianes por segundo y metros por segundo al cuadrado.

En la Figura 16 se presenta el sistema de medición de señales mioeléctricas. Se utilizaron electrodos Covidien H124SG para capturar las señales, conectados a un sensor MyoWare (AT-04-001). Las señales mioeléctricas se digitalizaron en una placa Beaglebone a una frecuencia de muestreo de 1 kHz y se escalaron en un rango de tensión de 0 (GND) a 1,8 V.

Las señales mioeléctricas se procesaron mediante filtros digitales para eliminar el ruido y los artefactos no deseados: (i) un filtro Butterworth de paso alto no desplazado de segundo orden con una frecuencia de corte de 25 Hz, para eliminar los artefactos relacionados con los movimientos del cable o los cambios de resistencia del electrodo; (ii) un filtro Butterworth de paso bajo de décimo orden con una frecuencia de corte de 300 Hz, para reducir el ruido de alta frecuencia; y, por último, (iii) un filtro Notch para atenuar la interferencia de la línea eléctrica de 60 Hz. Se eliminó la tensión de offset debida a los componentes de corriente continua sustrayendo la señal media. Para extraer las características, se evaluaron ventanas de longitud entre 150-250 ms y solapamiento entre 50 y 100 ms (Arcos Hurtado et al., 2024; Bermeo et al., 2020).

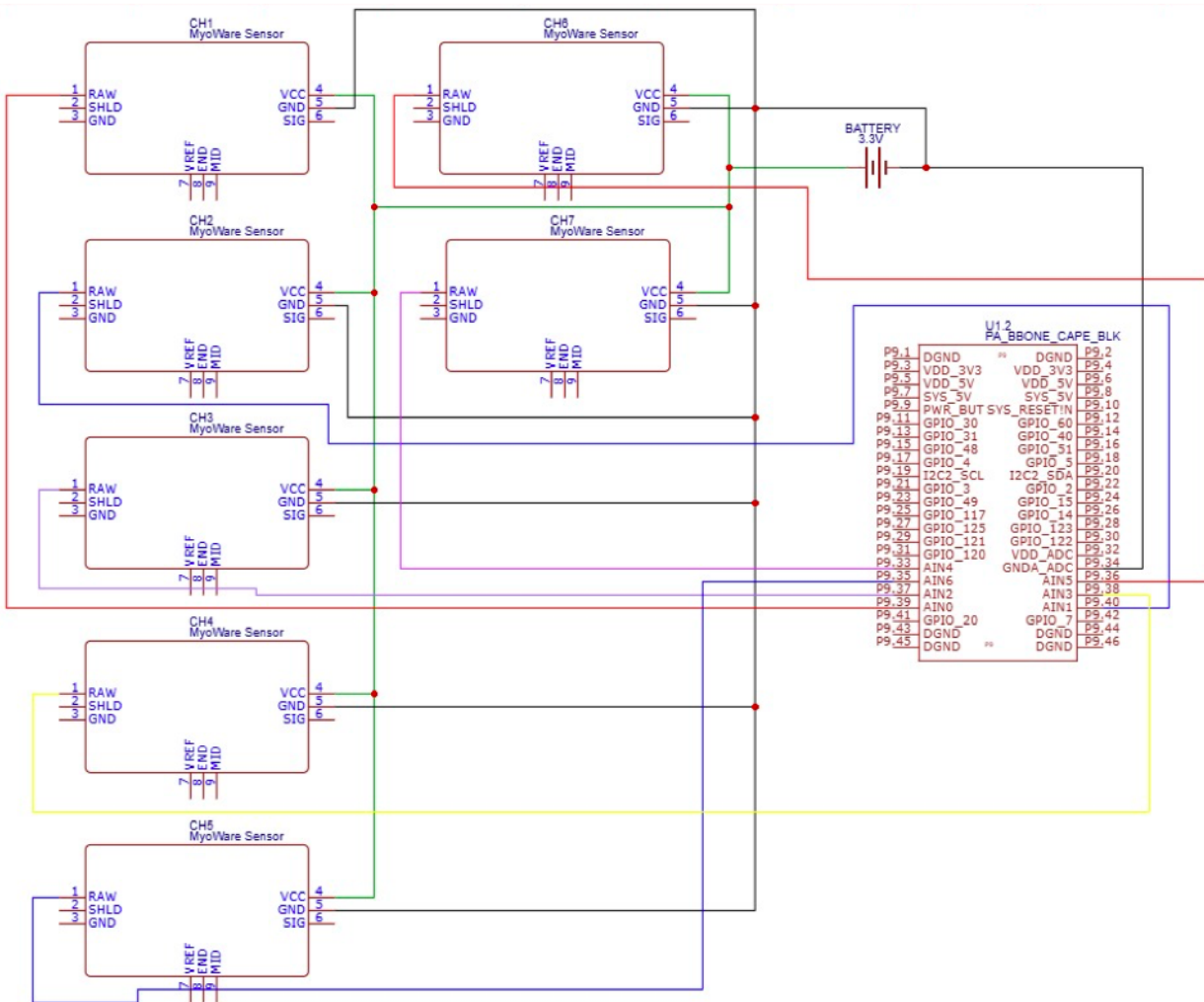
Según los experimentos piloto, los mejores resultados se obtuvieron con un tamaño de ventana de 200 ms y un solapamiento de 100 ms y se evaluaron las características de las señales mioeléctricas como MAV, ZC, SSC, WL, AR, RMS, SE, TTP, MNF y MDF. Con respecto al sistema de medición inercial se evaluó el promedio, mediana y desviación estándar en intervalos de tiempo.

Fig. 55 Esquema de adquisición de señales de IMU



Fuente: elaboración propia

Fig. 16 Esquema de adquisición de señales mioeléctricas



Fuente: elaboración propia

4.1.3 Aplicabilidad del Sistema de medición

Se definió que el espacio para la toma y recolección de los datos fuera en Hospital Simulado ya que sus instalaciones permitirían los registros en condiciones de seguridad, iluminación adecuada, con una temperatura entre 18° - 22° y una humedad relativa entre 65% y 80% y la no existencia de equipos dentro del lugar que pudiesen interferir con nuestros equipos de medición.

Para el inicio de la medición, se registraron los datos demográficos del participante, como edad por medio de la fecha de nacimiento y género. Se procedió a la toma de mediciones de las variables físicas de antropometría (talla, peso e IMC), composición corporal (masa magra de ambos miembros superiores) y desempeño muscular de miembro superiores (fuerza prensil de ambas manos).

Una vez realizadas las mediciones y el registro de los participantes se procedieron a obtener el control postural y la variación del ángulo de movimiento del cuello y miembros superiores mediante el uso de sensores de unidad de movimiento inercial (IMU) ubicados en la parte media de los bíceps braquiales y en la parte central de la región frontal (Figura 17).

Se capturó la actividad muscular de siete músculos usando la ubicación de los transductores o electrodos de forma bilateral. Los músculos seleccionados para la captura fueron: esplenios de la cabeza derecho e izquierdo, trapecio superior derecho e izquierdo, flexor radial del carpo derechos e izquierdo y un sensor en el músculo erector de la espina lumbar del lado no dominante (Figura 18).

Fig. 67 Ubicación de sensores IMU.

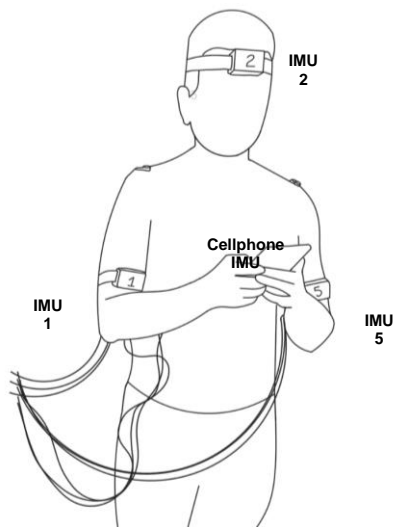
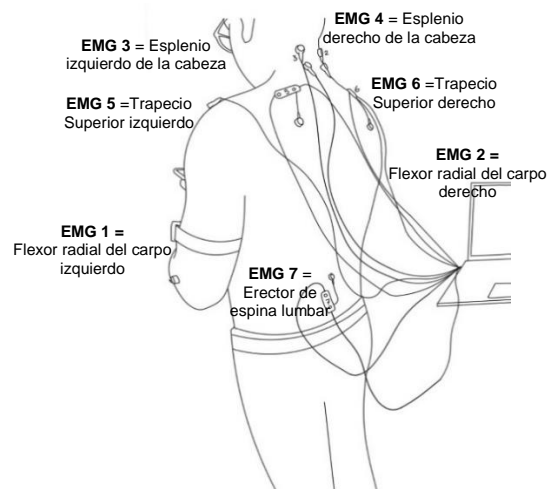


Fig. 78 Ubicación de sensores de EMG.



Antes de la captura de datos, los participantes se familiarizaron durante 1 minuto con la aplicación de mensajes de texto “Typing Test” (Fig. 19). Se le pidió a cada participante que enviara mensajes de texto sin descanso durante 1 minuto mientras sostiene su teléfono inteligente. Posterior a la familiarización, cada participante realizó la prueba durante 15 minutos, manteniendo la posición, altura y distancia del teléfono inteligente de su cuerpo según su costumbre y donde le permita ver la pantalla claramente. Se observó el comportamiento de los parámetros del IMU y EMG registrados por cada sensor. Las mediciones fueron realizadas considerando la postura más habitual en bípedo durante el uso del *Smartphone*.

Fig. 8 App “Typing Test”



Fuente: elaboración propia

Una vez terminada la prueba, el participante respondió un cuestionario donde se midió la intensidad de percepción de dolor por medio de la Escala Visual Análoga y la región corporal comprometida.

Para proporcionar una representación visual de la implementación del sistema de medición realizada en los participantes durante el uso del Smartphone, se ha diseñado una línea de tiempo. En la Figura 20 se observa que cada actividad tiene diferente duración. Los primeros 5 minutos forman parte del registro y las mediciones de variables demográficas, físicas y propias del uso del dispositivo. Los siguientes 7 minutos se destinaron a la limpieza y preparación del área para la identificación de los puntos específicos de ubicación de los sensores y la conexión de los cables. La verificación de la señal fue un aspecto fundamental para garantizar la medición y la no pérdida de los registros. Para iniciar la prueba fue fundamental la sincronización de los equipos de medición por lo que se brindó instrucciones precisas al participante para dar el pulso común por medio de un golpe fuerte en el piso con el pie para dar inicio a la captura de

los datos. Al finalizar la prueba de texto, también fue importante el tiempo destinado a la retirada con cuidado de los sensores, dado que algunos de los participantes manifestaron hipersensibilidad en la piel. La duración total de la prueba fue de 35 minutos aproximadamente.

Fig. 20 Visualización de línea de Tiempo de la implementación del sistema de medición



Fuente: elaboración propia.

4.1.3.1 Caracterización de la población investigada

En la Tabla 1 se presenta la caracterización de la población investigada según variables demográficas, físicas y propias del uso de Smartphone, los resultados muestran que los estratos tuvieron una representatividad según género similar, en el que para ambos estratos el 52% (n = 50) fueron mujeres. Para el grupo 1 los estudiantes investigados se encuentran entre 20 a 26 años, con un promedio de edad de 22,7 años, una moda de 23,0 y una desviación estándar de 1,74 (IC 95%, error: 5%) y para el grupo 2 los profesores investigados se encuentran entre 40 y 60 años, con un promedio de edad de 47,5 años, una moda de 42 y una desviación estándar de 5,93 (IC 95%, error: 5%).

En cuanto a las variables físicas, en relación con la antropometría, se puede decir que el grupo 1 (estudiantes) tiene un IMC cuyo promedio se encuentran en normopeso, mientras que el grupo 2 (profesores) el promedio está en sobrepeso.

En relación con la fuerza prensil, los resultados mostraron que el grupo 1 y grupo 2 estuvieron ligeramente por encima del promedio. En relación con el tiempo de uso del *Smartphone*, el promedio de horas de uso es similar en ambos grupos (5,70 y 5,88 horas).

Tabla 1 Caracterización demográfica, física y propias del uso del Smartphone de los participantes

Estrato	Variables demográficas	Frecuencia (Porcentaje)				
		Femenino		Masculino		
Grupo 1	Género	13 (52,00%)		12 (48,00%)		
		Media	Moda	DE	IC	
	Edad (años)	22,68	23,00	1,74	(21,96;23,40)	
	Variables físicas					
	Talla (m)	1,66	1,56	8,57	(1,63;1,70)	
	Peso (kg)	64,74	55,00	11,27	(60,08;69,39)	
	IMC	23,16	19,90	2,82	(21,99;24,32)	
	Masa magra MSD (kg)	3,17	-	3,26	(1,83;4,52)	
	Masa magra MSI (kg)	2,50	1,90	0,87	(2,14;2,86)	
	Fuerza prensil MSD (kg)	31,34	21,70	13,22	(25,88;36,79)	
	Fuerza prensil MSI (kg)	31,02	21,20	12,87	(25,70;36,33)	
	Variables propias de uso del Smartphone					
	Horas de uso del Smartphone/día	5,70	4,00	2,98	(4,47;6,93)	
	Grupo 2	Variables demográficas				
		13 (52,00%)		12 (48,00%)		
		Media	Moda	DE	IC	
Edad (años)		47,48	42,00	5,93	(45,03;49,93)	
Variables físicas						
Talla (m)		158,95	165,00	33,69	(145,05;172,86)	
Peso (kg)		78,81	-	15,22	(72,52;85,092)	
IMC		28,53	22,3	4,17	(26,80;30,25)	
Masa magra MSD (kg)		3,87	-	5,58	(1,57;6,18)	
Masa magra MSI (kg)		3,85	-	5,62	(1,53;6,17)	
Fuerza prensil MSD (kg)		31,09	-	9,98	(26,97;35,22)	
Fuerza prensil MSI (kg)		29,49	-	9,85	(25,42;33,56)	
Variables propias de uso del Smartphone						
Horas de uso del Smartphone/día		5,88	4,00	4,30	(4,10;7,65)	

DE=Desviación estándar; IC=Intervalo de confianza; m= metros; Kg= kilogramos; MSD=miembro superior derecho; MSI=miembro superior izquierdo

Fuente: Elaboración propia

4.1.3.2 Variaciones de los ángulos de movimiento y el control postural

En la Tabla 2 se presenta el resumen estadístico correspondiente a los ángulos de movimientos en los ejes x y y de cada ubicación, donde se incluye el promedio, la mediana, y la desviación estándar. Los resultados obtenidos indican (i) en el segmento de 0 – 1 min hay una dispersión grande de datos, esto sucede debido a que al inicio del proceso se realiza una sincronización de los sensores y el participante realiza ajustes posturales para adaptarse a la actividad, generando así mediciones variables en el inicio, por esto, este segmento se descarta para el análisis, (ii) note que para el sensor ubicado en la cabeza hay diferencias significativas entre todos los segmentos ($p < 0,001$) en

ambas variables (promedio y mediana), este comportamiento se presentó en el 72% de los participantes del grupo 1 y 76% del grupo 2, (iii) para los sensores ubicados en los brazos el comportamiento es similar. i.e. se presentan diferencias significativas entre los segmentos, observando la mayor diferencia entre los dos últimos segmentos ($p < 0,001$), (iv) la desviación estándar indica que hay una alta variabilidad de los ángulos de movimiento en cabeza-cuello y las extremidades superiores mayores a 1° , lo que indica que el participante realiza ajustes posturales a lo largo de la actividad, note que la mayor variabilidad se presenta en el segmento de 10 - 15 min lo que podría indicar que hay presencia de fatiga.

Tabla 2 Resumen estadístico de los ángulos de movimiento de los participantes

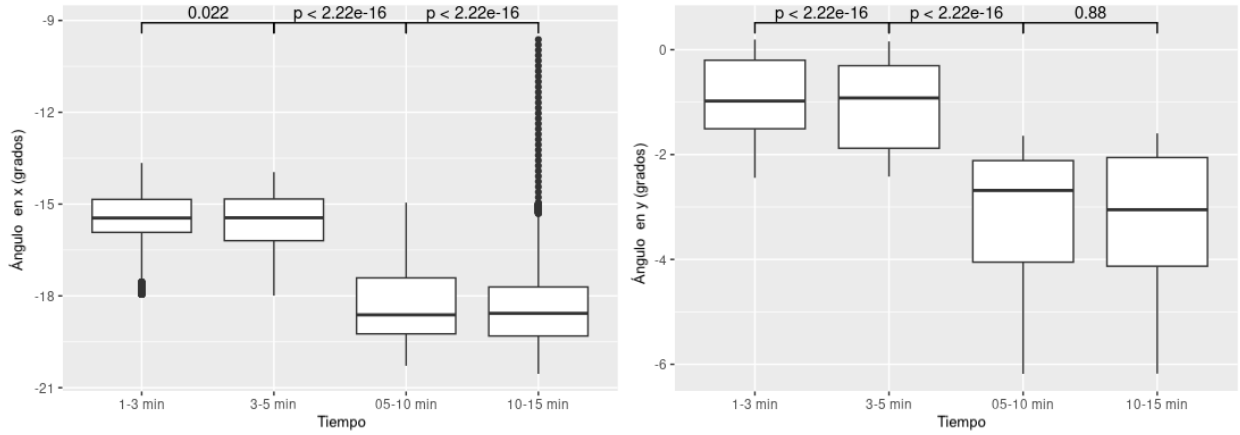
Grupo 1					
Localización del IMU	Característica	1 - 3 min	3 - 5 min	5 - 10 min	10 - 15 min
Cabeza	Media x ($^\circ$)	-16,760	-16,840	-17,150	-16,752
	Mediana x ($^\circ$)	-16,771	-16,760	-17,181	-16,817
	Desv. Estándar x ($^\circ$)	1,335	1,714	1,722	1,646
	Media y ($^\circ$)	2,152	2,378	2,309	2,194
	Mediana y ($^\circ$)	2,215	2,367	2,313	2,321
	Desv. Estándar y	0,590	0,589	0,882	0,957
Brazo Izquierdo	Media x ($^\circ$)	-3,410	-3,489	-4,391	-4,631
	Mediana x ($^\circ$)	-3,437	-3,336	-4,359	-4,731
	Desv. Estándar x ($^\circ$)	0,730	0,969	1,142	1,357
	Media y ($^\circ$)	-8,376	-8,437	-8,740	-8,707
	Mediana y ($^\circ$)	-8,299	-8,427	-8,715	-8,742
	Desv. Estándar y	0,502	0,624	0,801	0,802
Brazo Derecho	Media x ($^\circ$)	-2,804	-2,554	-3,403	-3,439
	Mediana x ($^\circ$)	-2,761	-2,317	-3,364	-3,341
	Desv. Estándar x	0,651	1,101	1,123	1,334
	Media y ($^\circ$)	10,936	10,829	10,639	10,698
	Mediana y ($^\circ$)	10,959	10,773	10,622	10,763
	Desv. Estándar y ($^\circ$)	0,546	0,541	0,770	0,847
Grupo 2					
Cabeza	Media x ($^\circ$)	-13,120	-13,175	-13,158	-14,707
	Mediana x ($^\circ$)	-13,157	-13,111	-13,144	-14,688
	Desv. Estándar x ($^\circ$)	1,086	1,259	1,712	1,363
	Media y ($^\circ$)	2,129	1,970	2,142	2,179
	Mediana y ($^\circ$)	2,171	2,016	2,110	2,149

	Desv. Estándar y ($^{\circ}$)	0,546	0,556	0,706	0,794
Brazo Izquierdo	Media x ($^{\circ}$)	2,284	2,330	2,438	1,237
	Mediana x ($^{\circ}$)	2,310	2,318	2,429	1,208
	Desv. Estándar x ($^{\circ}$)	0,704	0,880	1,500	1,176
	Media y ($^{\circ}$)	-11,024	-11,140	-11,116	-11,347
	Mediana y ($^{\circ}$)	-11,004	-11,069	-11,085	-11,329
	Desv. Estándar y ($^{\circ}$)	0,398	0,441	0,754	0,698
Brazo Derecho	Media x ($^{\circ}$)	0,959	0,949	0,830	-0,455
	Mediana x ($^{\circ}$)	0,940	0,922	0,920	-0,490
	Desv. Estándar x ($^{\circ}$)	0,710	0,772	1,559	1,144
	Media y ($^{\circ}$)	13,352	12,965	12,895	12,996
	Mediana y ($^{\circ}$)	13,416	12,945	12,868	12,937
	Desv. Estándar y ($^{\circ}$)	0,532	0,614	0,833	0,827

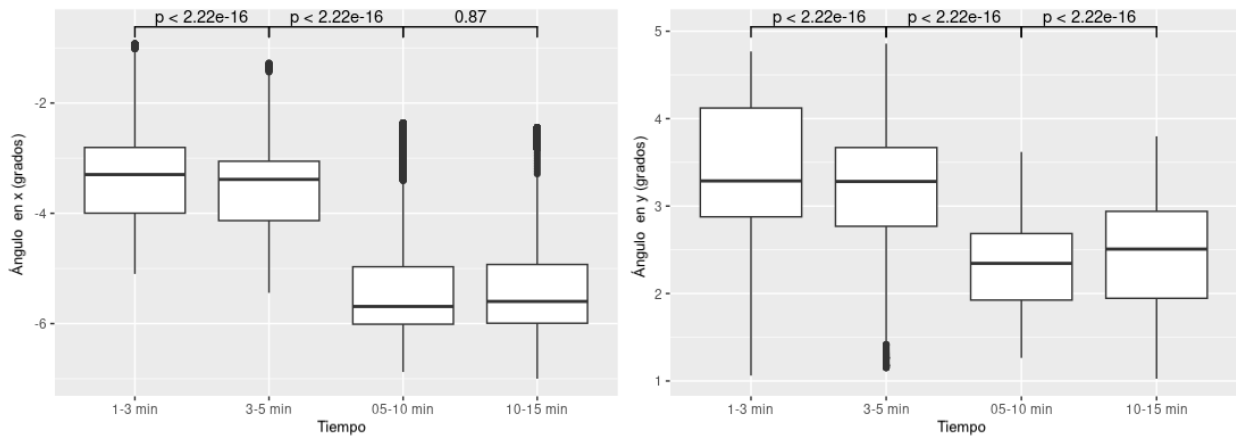
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 21 se observa el diagrama de *box and whiskers* correspondiente a un participante del grupo 1 el cual presentó diferencias significativas en sus ángulos de movimiento. Note que hay cambios perceptibles entre las medianas de los segmentos, observando una variabilidad mayor entre los dos últimos segmentos, para el sensor ubicado en la cabeza se observa una diferencia de aproximadamente 6° en su inclinación y 3° de su posición lateral con respecto a su posición inicial. Esto indica que los participantes realizan un ajuste postural debido a la fatiga que se va presentando por el uso excesivo del *Smartphone* y que se hace más notable a partir de los 10 minutos de la prueba. Para los sensores ubicados en las extremidades superiores se observan variaciones hasta de 3° , variaciones coherentes propias de la actividad, y del ajuste postural del participante.

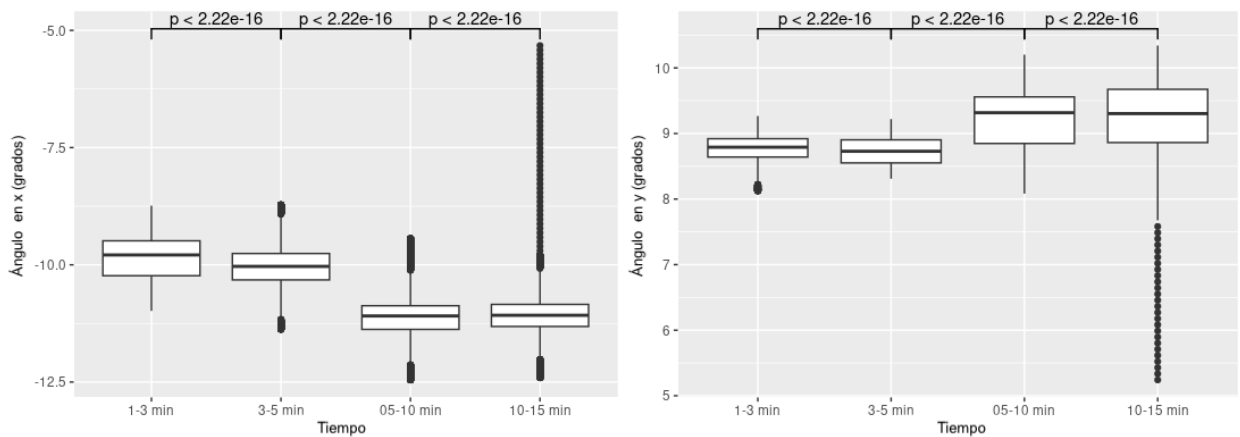
Fig. 21 Box and whiskers de los ángulos de movimiento participante número 24 grupo 1



(a) Cabeza



(b) Brazo izquierdo



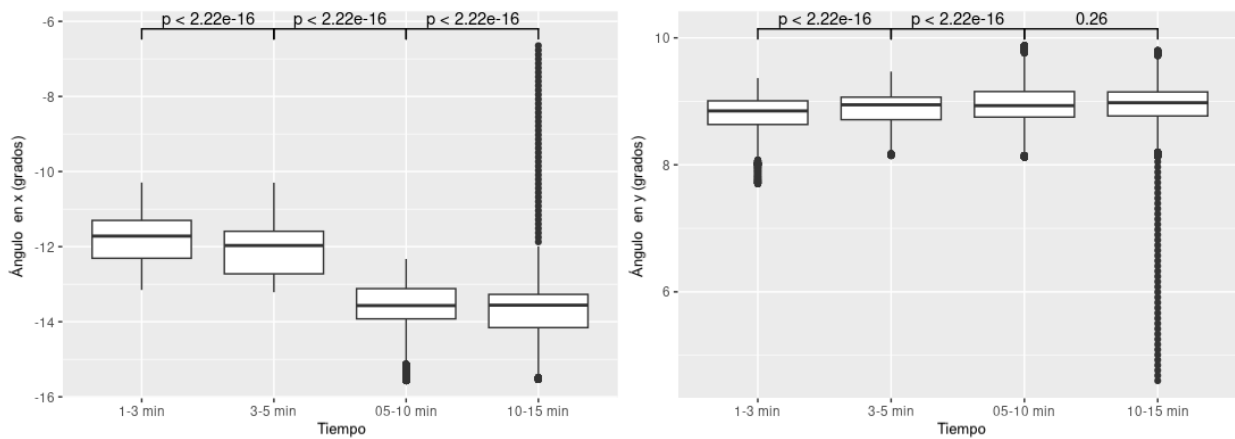
(c) Brazo derecho

Fuente: Elaboración propia

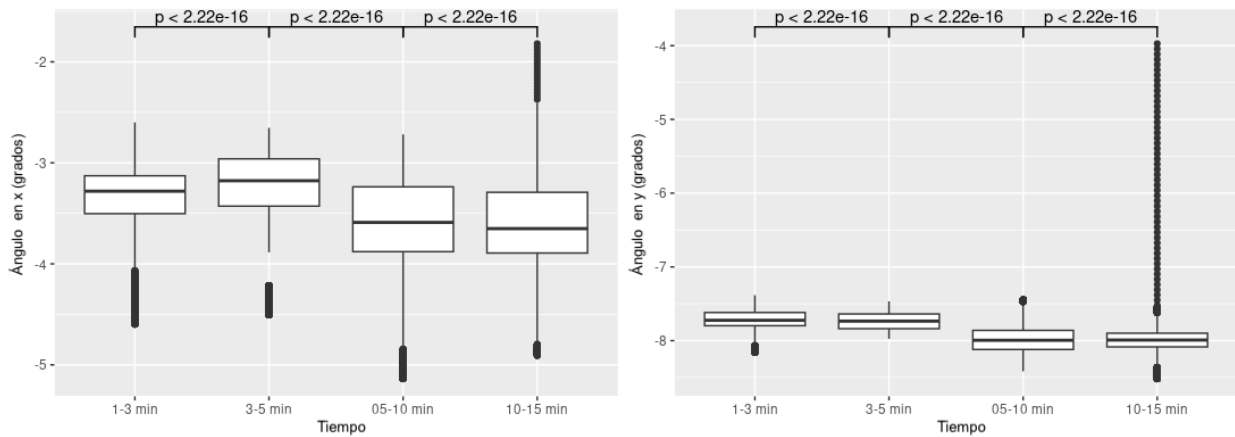
En la Figura 22 se observa el diagrama de *box and whiskers* correspondiente a un participante del grupo 2 el cual presentó diferencias significativas en sus ángulos de movimiento. Note que el comportamiento es similar al grupo 1, i.e. se presentan cambios

perceptibles entre las medianas de los segmentos, observando una variabilidad en el transcurso de toda la actividad. Para el sensor ubicado en la cabeza se observa una diferencia de aproximadamente 4° en su inclinación y $2,5^\circ$ de su posición lateral con respecto a su posición inicial, que comparada con el grupo 1 es menor. A pesar de ser menor, igualmente indica que los participantes realizan un ajuste postural debido a la fatiga que se va presentando por el uso excesivo de *Smartphone*. Con respecto a los sensores ubicados en las extremidades superiores, se observan variaciones hasta de 3° propias de los ajustes posturales del participante y de la actividad.

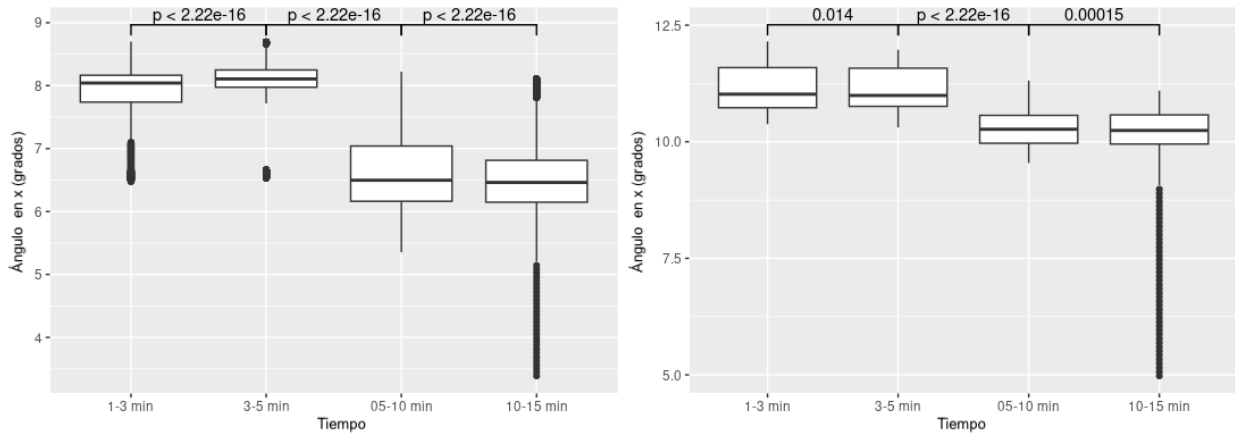
Fig. 22 Box and whiskers de los ángulos de movimiento participante 33 del grupo 2



(a) Cabeza



(b) Brazo izquierdo



(c) Brazo derecho

Fuente: Elaboración propia

4.1.3.3 Características de las señales mioeléctricas y la fatiga muscular

En la Tabla 3 se presentan los p -valores correspondientes al canal 2 ubicado en el músculo flexor radial del carpo derecho el cual presentó diferencias de algunas de las características analizadas. Los resultados obtenidos indican (i) las características MAV, AR, RMS, MDF, MNF y TTP presentan diferencias significativas en los dos últimos segmentos los cuales corresponden a los segmentos 3-5 min – 5-10 min, y 5-10 min – 10-15 min ($p < 0,0001$), este comportamiento se presenta en un 76% del grupo 1 y un 72% del grupo 2, (ii) la característica WL presenta diferencias significativas en el último segmento en pocos casos, (iii) las características ZC, SSC y SE no presenta diferencias significativas, en ese sentido estas características no aportan información para el análisis de la fatiga muscular.

Tabla 3 Resumen estadístico de las características de las señales mioeléctricas

Canal 2				
	p -valor (segmento 1-2)	p -valor (segmento 2-3)	p -valor (segmento 3-4)	p -valor (segmento 4-5)
MAV	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
ZC	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
SSC	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
WL	>0.05	>0.05	<0,05	<0,01
AR	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
RMS	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
SE	<0,05	>0.05	>0.05	>0.05
TTP	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
MDF	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
MNF	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
Canal 7				
MAV	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
ZC	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
SSC	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
WL	>0.05	>0.05	<0,05	<0,01
AR	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001

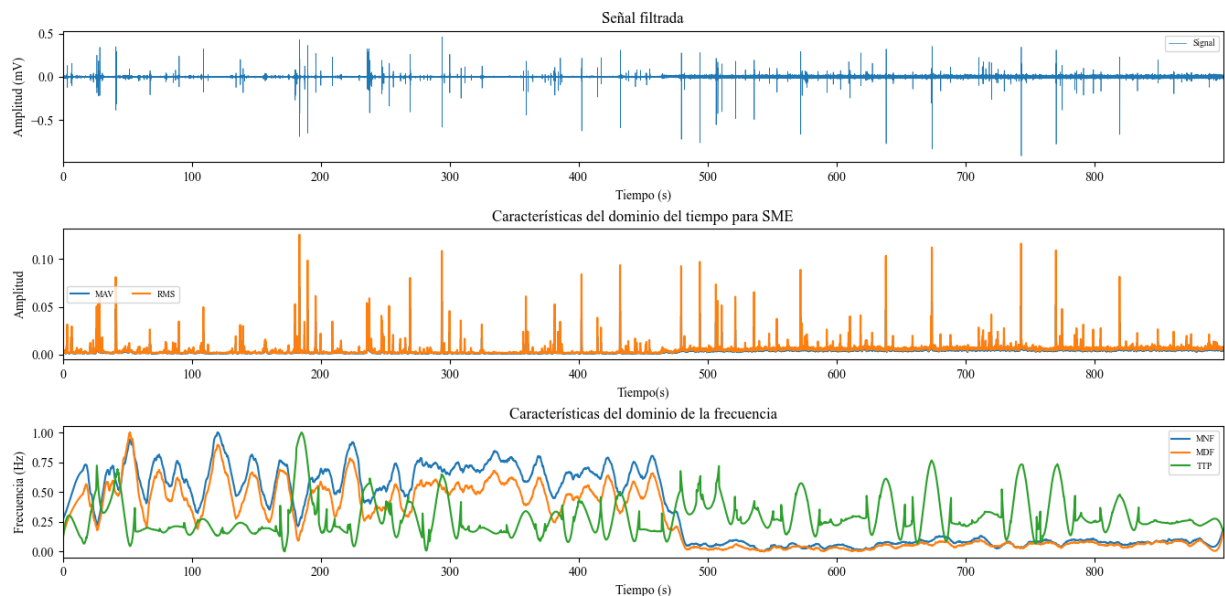
RMS	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
SE	<0,05	>0.05	>0.05	<0.05
TTP	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
MDF	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001
MNF	>0.05	>0.05	<0,0001	<0,0001

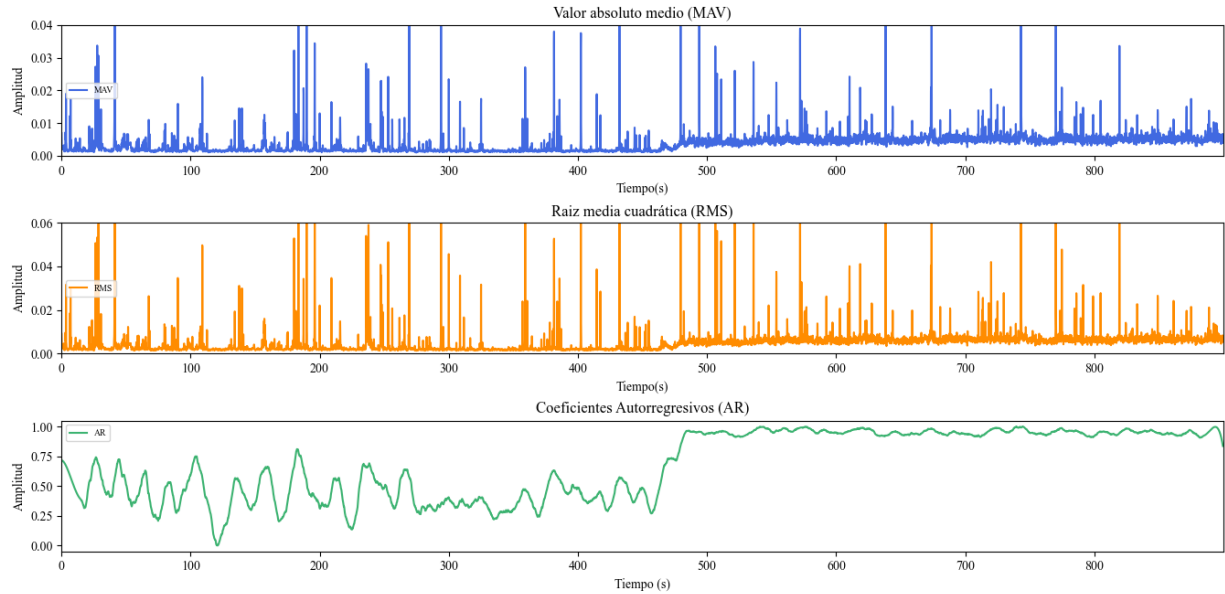
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 23 se presenta el comportamiento de las características del participante 25 del grupo 1 de la señal correspondiente al canal 7 de EMG ubicado en el erector de la espina lumbar. Note que aproximadamente a partir del minuto 8 las características de MDF, MNF y TTP presentan una caída de la frecuencia de la señal.

Adicionalmente las características de amplitud MAV y RMS presentan aumento de la señal, cuyo aumento es indicativo de fatiga muscular. Este comportamiento fue similar en los esplenios de la cabeza, y el flexor radial del carpo del brazo derecho.

Fig. 23 Características de las señales mioeléctricas del erector de la espina lumbar participante 25 del grupo 1

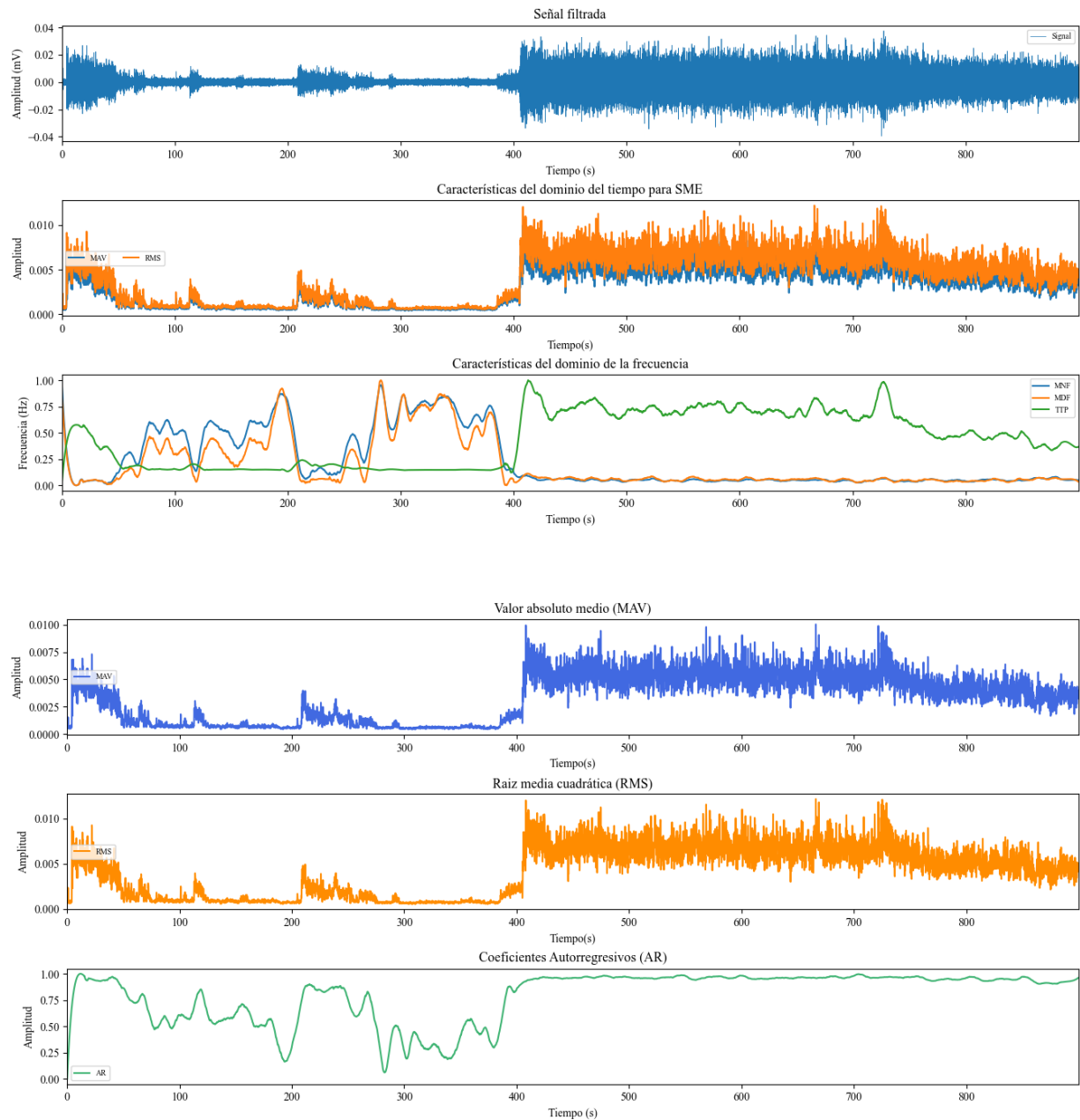




Fuente: elaboración propia

En la Figura 24 se presenta el comportamiento de las características del participante 50 del grupo 2 de la señal correspondiente al canal 7 de EMG ubicado en el erector de la espina lumbar. El comportamiento es similar al presentado en el grupo 1. i.e. se presentan valores menores de frecuencia y aumento en la amplitud y potencia de la señal, indicando que presenta una fatiga muscular a partir del minuto 7, este comportamiento también se vio reflejado en los esplenios de la cabeza y los flexores radiales del carpo de ambos brazos. Este grupo presenta la fatiga en un tiempo menor al grupo 1. lo que se puede asociar a la diferencia de edad de los grupos.

Fig. 24 Características de las señales mioeléctricas del erector de la espina lumbar participante 50 del grupo 2



Fuente: elaboración propia

4.1.4 Correlación entre ángulos de movimiento y fatiga muscular con el nivel de percepción de sintomatología musculoesquelética

Al finalizar la prueba y según los resultados de la escala EVA, se encontró que ambos grupos manifestaron sintomatología musculo esquelética, refiriendo percepción de dolor moderado y severo en el 72% de participantes del grupo 1 y del 76% en el grupo 2, como

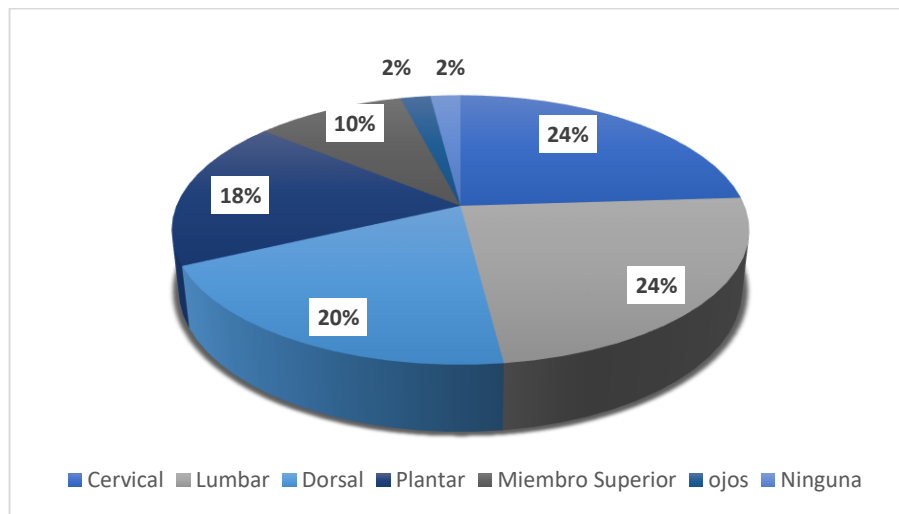
se observa en la Tabla 4. Además, un 24% de los participantes manifestaron mayor percepción de dolor en la región cervical, y con el mismo porcentaje en la región lumbar, como se muestra en la Figura 25.

Tabla 4 Nivel intensidad de percepción de dolor o sintomatología músculo esquelética

Escala EVA	Grupo 1	Grupo 2
	Frecuencia (%)	Frecuencia (%)
Ausencia de dolor (<0)	0 (0%)	1 (4%)
Dolor suave o leve (1-3)	7 (28%)	5 (20%)
Dolor moderado (4-6)	11 (44%)	15 (60%)
Dolor severo o muy intenso (7-10)	7 (28%)	4 (16%)

Fuente: Elaboración propia

Fig. 25 Distribución porcentual de la Región Corporal con dolor al finalizar la prueba



Los análisis correlacionales se realizaron a través del coeficiente de correlación de Spearman, en el que se determina que en los dos grupos hay correlación positiva muy fuerte entre la fatiga muscular y los ángulos de movimiento (Rho: 0,899). Asimismo, existe una correlación positiva muy fuerte entre la presencia de fatiga muscular y los niveles de percepción de sintomatología músculo esquelética (Rho: 0,899 para ambos grupos), además hay una correlación positiva fuerte entre los cambios posturales registrados con los IMU y los niveles de percepción de sintomatología (Rho: 0,798). Cabe resaltar que la correlación de fatiga se presenta con las características de las señales mioeléctricas y su correlación positiva es muy fuerte en todos los casos.

4.2 | Discusión

Los resultados de la presente tesis doctoral corresponden al análisis realizado para determinar el control postural a partir de un sistema de medición cuantitativa de los ángulos de movimiento y características de las señales mioeléctricas en cuello y miembros superiores durante el uso excesivo del Smartphone y su correlación con la percepción de sintomatología musculoesquelética. La investigación se realizó con población académica universitaria. La información se recopiló de junio a septiembre del 2024 y para controlar el sesgo de selección se realizó un muestreo estratificado por conveniencia y se tuvo en cuenta la proporcionalidad de estos.

Los resultados presentados son hallazgos sin precedentes, por las pocas investigaciones relacionadas al respecto y las mediciones con instrumentos subjetivos, por lo que no son posible compararlos, ni se puede hacer una inferencia poblacional. Por lo anterior se hace necesario seguir indagando al respecto para que estos resultados correspondan de manera general a la problemática de salud pública de la población que hace un uso excesivo del *Smartphone* en posturas riesgosas por tiempo prolongado.

Con respecto a la variabilidad de los ángulos de movimiento en cabeza y miembros superiores durante el uso del *Smartphone*, se puede notar que hay ligeros cambios debido a los ajustes posturales realizados por los participantes del estudio, quienes realizan activaciones musculares de manera sincronizada para mantener la estabilidad mecánica de la postura acortando y acelerando ligeros movimientos tal y como lo plantean Perafán & Daza (2020), dado por la retroalimentación propioceptiva del sistema somatosensorial, visual y vestibular poliarticulado y regulado por el SNC (Martín Sanz et al., 2004) para estabilizar el centro de masa del cuerpo durante posturas prolongadas (Horak, 2006). Cuando se correlacionan estos resultados con la EMG, se puede notar que los ajustes coinciden con el uso prolongado del *Smartphone*, este comportamiento se presenta a partir del minuto 8 para el grupo 1 y minuto 7 para el grupo 2. Estos resultados indican que es necesario que durante el uso del *Smartphone* los participantes realicen un control postural (voluntario), dado que durante la postura bípeda la estabilidad corporal es originada por la coordinación motriz que responde a la organización temporal de los movimientos de diferentes segmentos corporales planteado por Allard et al. (2011), pero que a partir de adoptar y mantener una postura inadecuada sostenida los ajustes posturales que son movimientos automáticos, debido a la presencia de fatiga muscular pueden ser ineficientes y no corregir a tiempo el alineamiento postural, desencadenando sintomatología musculoesquelética (Clay & Pounds, 2004).

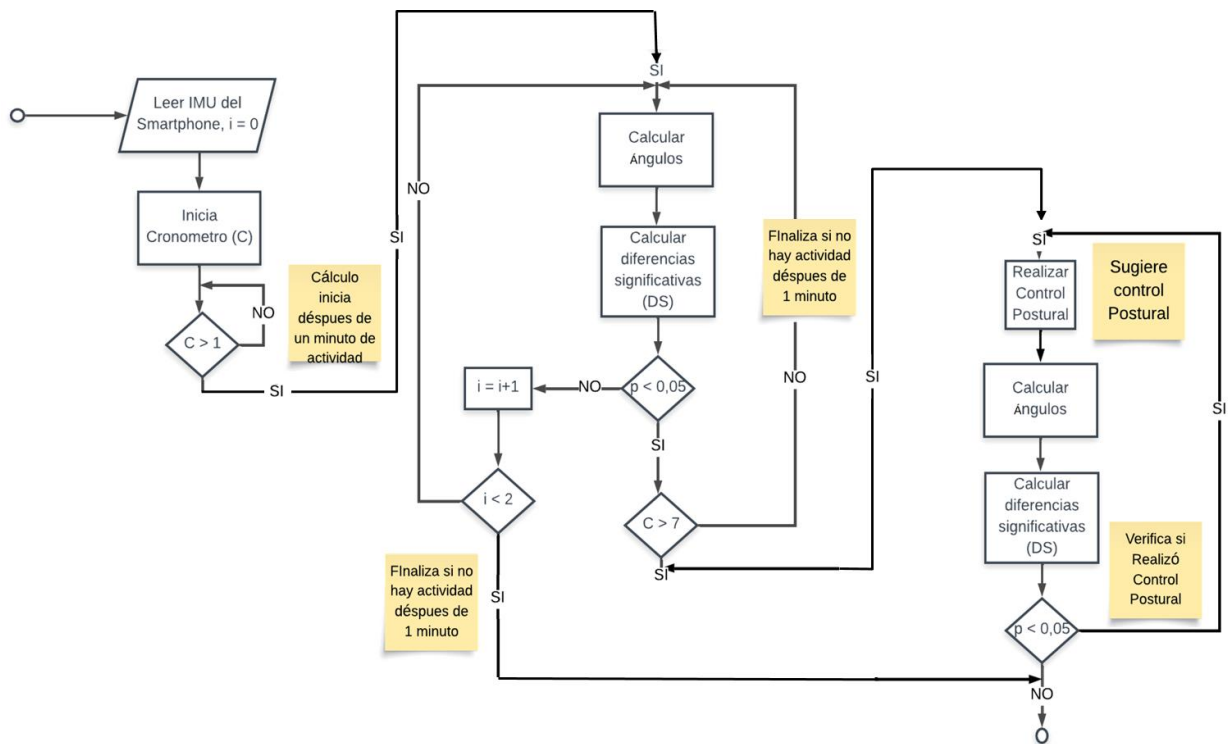
Con respecto a las características de EMG como el MAV, RMS, TTP, MDF y MNF mostraron cambios significativos a partir del minuto 8 aproximadamente, estas

diferencias aumentaron a partir del minuto 10. Esto se ve reflejado en una caída de los valores de la frecuencia y un aumento de la TTP, MAV y RMS, comportamiento que no cambia hasta el minuto 15 que corresponde al tiempo final de la prueba. Los resultados se manifestaron entre 70% y 76% de los grupos (grupo 1 y grupo 2 respectivamente), de acuerdo con los resultados de percepción de dolor y ajustes posturales reflejados, principalmente en la cabeza-cuello, que podrían explicarse por el uso de ajustes posturales anticipatorios (Cordo & Nashner, 1982; Massion et al., 1997) y los factores relacionados con el rendimiento para la ejecución de la tarea del texteo que afectan negativamente al sistema propioceptivo induciendo a la fatiga muscular.

Evidentemente, el uso excesivo del dispositivo móvil tipo *Smartphone*, influye en la presencia de sintomatología musculoesquelética principalmente en ambos grupos. Si bien ambos grupos presentaron fatiga muscular, se puede observar que el grupo 2 presentó esta fatiga más temprano, reflejado en el aumento en la amplitud de pico de la señal que puede deberse al reclutamiento adicional de unidades motoras durante una tarea fatigante la cual puede deberse a la diferencia de edad de los grupos, y a que la población joven del grupo realizó más ajustes posturales por lo que la fatiga tardó ligeramente en presentarse; en síntesis, la población de profesores es más propensa a sintomatología musculoesquelética.

Los resultados aquí obtenidos indican que más del 70% de personas experimentan fatiga muscular y sintomatología musculoesquelética, lo que permite establecer que se debe de realizar un control postural cuando se usa un Smartphone. Es así como se propone un esquema de sistema de medición y alerta para el control postural integrado al Smartphone, donde los parámetros de entrada serían variaciones de movimiento provenientes del Smartphone, aprovechando que estos dispositivos integran un IMU en su composición, de los cuales se extraen los ángulos de movimiento y su variabilidad con respecto a la mediana. Se proponen cálculos cada 2 min a partir del minuto 7. El modelo determinará si el usuario debe realizar un control postural a fin de evitar fatiga y sintomatología musculoesquelética. En la Figura 26 se presenta un diagrama de flujo del modelo de control postural propuesto.

Fig. 26 Diagrama de flujo del sistema de medición de control postural



Fuente: Elaboración propia

Los hallazgos del estudio proporcionan una base sólida para diseñar intervenciones basadas en evidencia que puedan ser aplicadas en diversas disciplinas, como la ergonomía, la fisioterapia, la salud ocupacional, seguridad y salud en el trabajo. Estas intervenciones pueden ayudar a prevenir y tratar problemas musculoesqueléticos asociados con el uso excesivo de Smartphone.

Adicionalmente invita al desarrollo de nuevas tecnologías y herramientas para medir y monitorear la postura y la actividad muscular en tiempo real. Esto puede incluir el diseño de aplicaciones móviles y sensores avanzados; el diseño de accesorios para mejorar la ergonomía y reducir el riesgo de lesiones musculoesqueléticas. como soportes y otros accesorios que promuevan una postura adecuada.

De igual manera, al identificar los riesgos asociados con el uso excesivo de Smartphone, el estudio puede contribuir a la formulación de políticas de salud pública y campañas de concientización que promuevan hábitos de uso saludable de los dispositivos electrónicos.

El estudio fomenta la colaboración entre diferentes disciplinas dentro de las Ciencias Aplicadas, como la ingeniería biomédica, la fisioterapia, la salud pública, la salud ocupacional, y la seguridad y salud en el trabajo, la cual puede llevar a avances significativos en la comprensión y mitigación de los efectos del uso de dispositivos electrónicos en la salud humana.

Fortalezas y Limitaciones

Es el primer estudio que propone un sistema de medición cuantitativo para identificar la variabilidad de los ángulos de posición para el control postural y la presencia de fatiga muscular relacionada con la sintomatología musculoesquelética durante el uso excesivo del Smartphone. Los resultados permiten realizar un análisis biomecánico estimando límites de tiempo, avanzar desde la ergonomía favoreciendo la interacción hombre-máquina-ocupación, lo que hace posible plantear programas para la prevención de problemas de salud pública que evite o mitigue cualquier forma de daño osteomuscular y dolencias a largo plazo, producto de posturas riesgosas sumadas a movimientos repetitivos por tiempos prolongados durante el uso excesivo del Smartphone. El uso de la electrónica para medir la actividad fisiológica puede añadir información importante ante variables subjetivas autodeclaradas. Aún es necesario seguir investigando en este ámbito. Se recomienda el uso de sensores de EMGs inalámbricos evitando que el sistema de cableado sufra daños, reducir costos de mantenimiento y mejorar la comodidad y flexibilidad durante la prueba. Para futuros trabajos, es necesario incrementar la muestra para lograr hacer inferencias estadísticamente significativas y poder diseñar y probar un modelo predictivo de control postural.

Capítulo 5

Conclusiones

El estudio introduce un innovador sistema de medición cuantitativa que permite identificar la variabilidad en los ángulos de posición y la aparición de fatiga muscular de cabeza-cuello y extremidades superiores, crucial para el control postural. Además, aborda la relación con la sintomatología musculoesquelética derivada del uso excesivo del Smartphone. Los hallazgos proporcionan una base sólida para futuras investigaciones y aplicaciones prácticas en la prevención de problemas posturales y musculares asociados con la tecnología móvil.

La variabilidad de los ángulos de movimiento en cabeza y miembros superiores en la media, mediana y desviación estándar mayores a 1° durante el uso del *Smartphone* se presenta en el 72% de los estudiantes y en el 76% de los profesores, mostrando diferencias significativas entre todos los segmentos ($p < 0,001$). La mayor variabilidad se manifiesta en el segmento de 10 - 15 min, lo que indica que estudiantes y docentes realizan ajustes posturales a lo largo de la actividad.

Las características de EMGs como MAV, RMS, AR, MDF, MNF y TTP presentan aumento de la señal en el segmento de 5-10 min – 10-15 min, indicativo de fatiga muscular en los músculos esplenios de la cabeza, miembros superiores y erector de la espina. La presencia de fatiga muscular se presenta en el 76% de los estudiantes aproximadamente a partir de los 8 minutos y en el 72% de los profesores a los 7 minutos. Este comportamiento indica que los usuarios de *Smartphone* deben realizar pausas de control postural, por lo menos a partir de 7 minutos de uso seguido del celular con el objetivo de evitar problemas de salud pública a largo plazo.

El sistema de medición cuantitativa permitió obtener datos confiables y robustos para diseñar intervenciones basadas en evidencia y proponer el desarrollo de nuevas tecnologías como el diseño de una App de alerta de control postural.

Existe una correlación positiva muy fuerte entre la presencia de fatiga muscular a través de las señales mioeléctricas y los niveles de percepción de sintomatología musculoesquelética (Rho: 0,899 para ambos grupos), indicando que es necesario que los docentes y estudiantes usuarios del *Smartphone* realicen un control postural (voluntario) o un descanso.

El estudio ofrece fundamentos robustos para diseñar intervenciones basadas en evidencia, desarrollar nuevas tecnologías como el diseño de una App de alerta postural, herramientas ergonómicas para mejorar la postura y reducir el riesgo de lesiones musculoesqueléticas a partir del diseño de soportes y otros accesorios que promuevan una postura adecuada, formular políticas de salud pública y fomentar la colaboración multidisciplinaria, todo con el objetivo de prevenir y tratar problemas musculoesqueléticos asociados con el uso excesivo de *Smartphone* y mejorar la salud y el bienestar de los usuarios.

Bibliografía

- Adlerton, A., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R. (2003). Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International*, 8(4), 187–199. <https://doi.org/10.1002/pri.289>
- Alfaitouri, S., & Altaboli, A. (2019). The Effect of Posture and Duration of Smartphone Usage on Neck Flexion Angle. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 63(1), 962–966. <https://doi.org/10.1177/1071181319631137>
- Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., & Blanchi, J.-P. (2011). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique* (Fides éducation, Ed.; 3a Ed.). Fides éducation.
- Alsalameh, A., Harisi, M., Alduayji, M., Almutham, A., & Mahmood, F. (2019). Evaluating the relationship between smartphone addiction/overuse and musculoskeletal pain among medical students at Qassim University. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 8(9), 2953. <https://doi.org/10.4103/jfmprc.jfmprc.665.19>
- Alvino, C. (2021). Estadísticas de la situación digital de Colombia en el 2020-2021 | Branch.
- Alzarea, B. K., & Patil, S. R. (2015). Mobile Phone Head and Neck Pain Syndrome: Proposal of a New Entity. *OHDM Headache.*, 14(5), 313–317.
- Andersen, J. H., Fallentin, N., Thomsen, J. F., & Mikkelsen, S. (2011). Risk Factors for Neck and Upper Extremity Disorders among Computers Users and the Effect of Interventions: An Overview of Systematic Reviews. *PLOS ONE*, 6(5), e19691. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0019691>
- Arcos Hurtado, E. F., Bermeo Varón, L. A., Sarria-Paja, M. O., Azcarate Carmona, J. A., Sarria Durán, J. C., & Villarejo-Mayor, J. J. (2024). Movements classification system for transhumeral amputees using myoelectric signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 98, 106776. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2024.106776>
- Asociación Médica Mundial. (2017). Declaración de Helsinki de la AMM – Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos – WMA – The World Medical Association. *Políticas Actuales*. <https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>
- Ávila Quezada, D. (2022). Diseño y prototipado de un sistema de evaluación del control postural en la marcha mediante el uso de instrumentos de medición inercial, – Un estudio otoneurológico. SAERA. School of Advanced Education Research and Accreditation.
- Begoña, M., Lasheras, R., Martínez-Ramírez, A., Gómez, M., & Pamplona, F. (2016). Procesado de señales proporcionadas por sensores inerciales: Evaluación de la marcha post-ictus.
- Benites-Zapata, V. A., Jiménez-Torres, V. E., & Ayala-Roldán, M. P. (2021). Problematic smartphone use is associated with de Quervain's tenosynovitis

- symptomatology among young adults. *Musculoskeletal Science and Practice*, 53, 102356. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102356>
- Bermeo, V. L., Villarejo, J., Arcos, E., Quiguana, D., Bravo, A., & Perez, V. (2020). Acquisition Protocol and Comparison of Myoelectric Signals of the Muscles Innervated by the Ulnar, Radial and Medial Nerves for a Hand Orthoses. *Communications in Computer and Information Science*, 1195, 129–140.
- Betsch, M., Kalbhen, K., Michalik, R., Schenker, H., Gatz, M., Quack, V., Siebers, H., Wild, M., & Migliorini, F. (2021). The influence of smartphone use on spinal posture – A laboratory study. *Gait & Posture*, 85, 298–303. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.018>
- Bigland Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C. J., & Woods, J. J. (1983). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50(1), 313–324. <https://doi.org/10.1152/JN.1983.50.1.313>
- Błachnio, W. (2020). Text neck - a contemporary problem | Text Neck - problem współczesny. *Fizjoterapia Polska*, 20(4), 160–166.
- Bricot, B. (2009). *La reprogrammation posturale globale* (3rd ed.). Sauramps Medical.
- Caña-Pino, A., Apolo-Arenas, M. D., Moral-Blanco, J., Álvaro-de Diego, J., & Fernández Gutiérrez, C. (2015). Valoración del equilibrio postural en bipedestación-sedestación en sujetos sanos mediante acelerometría. Estudio piloto. *Fisioterapia*, 37(6), 271–278. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2014.12.004>
- Castellanos-Ruiz, J., Montealegre-Mesa, L. M., Martínez, B. D., Gallo-Serna, J. J., & Almanza Fuentes, O. (2021). Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano. *Universidad y Salud*, 23(1), 55–63. <https://doi.org/https://doi.org/10.22267/rus.212301.214>
- Chany, A.-M., Marras, W. S., & Burr, D. L. (2007). The Effect of Phone Design on Upper Extremity Discomfort and Muscle Fatigue. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 49(4), 602–618. <https://doi.org/10.1518/001872007X215683>
- Chen, Y.-L., Chen, K.-H., Cheng, Y.-C., & Chang, C.-C. (2022). Field Study of Postural Characteristics of Standing and Seated Smartphone Use. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(8), 4583. <https://doi.org/10.3390/IJERPH19084583>
- Cheng, A. J., & Rice, C. L. (2005). Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions. *Journal of Applied Physiology*, 99(4), 1446–1452. <https://doi.org/10.1152/JAPPLPHYSIOL.00452.2005>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2009.01.010>
- Cifuentes-De La Portilla, C., Perdomo-Charry, O., & Argothy-Bucheli, R. (2017). Patrones biomecánicos de referencia para el diagnóstico temprano de trastornos del equilibrio: Estudio piloto. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 38(1), 93–102. <https://doi.org/10.17488/RMIB.38.1.6>

- Clay, J., & Pounds, D. (2004). *Masoterapia clínica básica: integración terapéutico-anatómica*. McGraw-Hill Interamericana.
- Comerford, M. J., & Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15–26. <https://doi.org/10.1054/MATH.2000.0388>
- Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47(2), 287–302. <https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287>
- Correa Arana, K., & Velasco Cifuentes, F. H. (2010). Diseño e implementación de un instrumento de medida inercial para la determinación de la actitud/orientación (attitude determination) de un pico satélite. Universidad del Cauca.
- Cote-Allard, U., Fall, C. L., Drouin, A., Campeau-Lecours, A., Gosselin, C., Glette, K., Laviolette, F., & Gosselin, B. (2019). Deep Learning for Electromyographic Hand Gesture Signal Classification Using Transfer Learning. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(4), 760–771. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2896269>
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, 377(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/J.NEULET.2004.11.071>
- Cuéllar, J. M., & Lanman, T. H. (2017). “Text neck”: an epidemic of the modern era of cell phones? *Spine Journal*, 17(6), 901–902. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.03.009>
- David, D., Giannini, C., Chiarelli, F., & Mohn, A. (2021). Text neck syndrome in children and adolescents. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4), 1–14. <https://doi.org/10.3390/ijerph18041565>
- Davis, J. M., & Bailey, S. P. (1997). Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(1), 45–57. <https://doi.org/10.1097/00005768-199701000-00008>
- De Luca, C. J. (1979). Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-26(6), 313–325. <https://doi.org/10.1109/TBME.1979.326534>
- Delgado-Bonal, A., & Marshak, A. (2019). Approximate Entropy and Sample Entropy: A Comprehensive Tutorial. *Entropy*, 21(6), 541. <https://doi.org/10.3390/e21060541>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*, 14(3), 183–192.
- Edwards, R. H. (1981). Human muscle function and fatigue. *Ciba Foundation Symposium*, 82, 1–18. <https://doi.org/10.1002/9780470715420.CH1>
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md., 1985), 72(5), 1631–1648. <https://doi.org/10.1152/JAPPL.1992.72.5.1631>
- Fayão, J. G., Libardoni, T. de C., Martins, J., Souza, C. da S., & Oliveira, A. S. de. (2019). Queixas musculoesqueléticas no ombro: características dos usuários e dos atendimentos na atenção primária. *Fisioterapia e Pesquisa*, 26(1), 78–84. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/18016826012019>

- Foltran-Mescollotto, F., Gonçalves, É. B., Castro-Carletti, E. M. de, Oliveira, A. B., Pelai, E. B., & Rodrigues-Bigaton, D. (2021). Smartphone addiction and the relationship with head and neck pain and electromyographic activity of masticatory muscles. *Work (Reading, Mass.)*, 68(3), 633–640. <https://doi.org/10.3233/WOR-203398>
- Frames, C., Soangra, R., & Lockhart, T. E. (2013). Assessment of postural stability using inertial measurement unit on inclined surfaces in healthy adults. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 49, 234–242.
- FunPública. (2012). Ley 1581 de 2012 Colombia. Por la cual se dictan disposiciones generales para la protección de datos personales. Departamento Administrativo de Funcion Pública. Bogotá, D.C. Colombia.
- Galea, V. (2001). Electrical characteristics of human ankle dorsi- and plantar-flexor muscles. Comparative responses during fatiguing stimulation and recovery. *European Journal of Applied Physiology*, 85(1–2), 130–140. <https://doi.org/10.1007/s004210100439>
- Gaudet, G., Raison, M., & Achiche, S. (2018). Classification of Upper limb phantom movements in transhumeral amputees using electromyographic and kinematic features. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 68, 153–164. <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2017.10.017>
- Gerr, F., Marcus, M., & Monteilh, C. (2004). Epidemiology of musculoskeletal disorders among computer users: lesson learned from the role of posture and keyboard use. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(1), 25–31. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2003.09.014>
- Giagazoglou, P., Arabatzi, F., Dipla, K., Liga, M., & Kellis, E. (2012). Effect of a hippotherapy intervention program on static balance and strength in adolescents with intellectual disabilities. *Research in Developmental Disabilities*, 33(6), 2265–2270. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.07.004>
- Giraldo-Jiménez, C.F.; Campo-Bermúdez, I.Y.; Muñoz-Hoyos, M.; Quintero-Puentes, I.; Botero-Carvajal, A.; Valderrama-Aguirre, A.; Millán-Estupiñan, J.C. (2022). Dependence on Mobile Devices among Health Science University Students: A cross-sectional analytical study. *World Trans. Eng. Technol. Educ*, 1, 45–51. https://www.researchgate.net/publication/359203227_Dependence_on_mobile_devices_among_health_science_university_students_a_cross-sectional_analytical_study/citations
- Giraldo-Jiménez, C. F., Jembuel-Giraldo, A. M., Galeano-Zapata, J. C., Quintana-Caro, A. M., Botero-Carvajal, A., Valderrama-Aguirre, A., & Millán-Estupiñan, J. C. (2022). Skeletal Muscle Symptoms in Students of Health Majors with Dependence on Mobile Devices: An Observational Descriptive Study. *Applied Sciences*, 12(17), 8736. <https://doi.org/10.3390/app12178736>
- Gras, M. O., Ali, O. I., RezkAllah, S. S., Abdelsattar, M. H., & Elhafez, H. M. (2018). Inter-relationships between cervical angles, muscle activity levels and mechanical neck pain. *Journal of Medical Sciences (Faisalabad)*, 18(1), 11–19. <https://doi.org/10.3923/JMS.2018.11.19>
- Greig, A. M., Straker, L. M., & Briggs, A. M. (2005). Cervical erector spinae and upper trapezius muscle activity in children using different information technologies. *Physiotherapy*, 91(2), 119–126. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2004.10.004>

- Guan, X., Fan, G., Wu, X., Zeng, Y., Su, H., Gu, G., Zhou, Q., Gu, X., Zhang, H., & He, S. (2015). Photographic measurement of head and cervical posture when viewing mobile phone: a pilot study. *European Spine Journal*, 24(12), 2892–2898. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4143-3>
- Han, H., & Shin, G. (2019). Head flexion angle when web-browsing and texting using a smartphone while walking. *Applied Ergonomics*, 81. <https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2019.102884>
- Hill, J., Garvin, S., Chen, Y., Cooper, V., Wathall, S., Bartlam, B., Saunders, B., Lewis, M., Protheroe, J., Chudyk, A., Birkinshaw, H., Dunn, K. M., Jowett, S., Oppong, R., Hay, E., der Windt, D. van, Mallen, C., & Foster, N. E. (2020). Computer-based stratified primary care for musculoskeletal consultations compared with usual care: Study protocol for the start MSK cluster randomized controlled trial. *JMIR Research Protocols*, 9(7), e17939. <https://doi.org/10.2196/17939>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: ¿what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2(SUPPL.2). <https://doi.org/10.1093/AGEING/AFL077>
- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human postural control. *Frontiers in Neuroscience*, 12(MAR), 171. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2018.00171/BIBTEX>
- Izquierdo, M., Martínez-Ramírez, A., Larrión, J. L., Irujo-Espinosa, M., & Gómez, M. (2008). Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica. Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. *Anales Del Sistema Sanitario de Navarra*, 31(2), 159–170.
- Janet, A., Kumar M.G., Rajalaxmi, V., Ramachandran, S., Priya C., Yuvarani, G., Tharani, G., Kamatchi, K., & Muthu, R. G. (2021). Prevalence of forward neck posture and influence of smartphones in physiotherapy students. *Biomedicine*, 41(3), 660–664. <https://doi.org/10.51248/v41i3.1202>
- Jordan, K. P., Kadam, U. T., Hayward, R., Porcheret, M., Young, C., & Croft, P. (2010). Annual consultation prevalence of regional musculoskeletal problems in primary care: An observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 144. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-144>
- Kamalakaran, M., Rakshana, R., & Padma priya, R. (2020). Estimation and prevention of text neck syndrome among smartphone users. *Biomedicine*, 40(3), 372–376. www.biomedicineonline.org
- Kapandji. (2011). *Physiology of the Joints - 6th Edition: Vol. 2 Lower Limb* (Churchill Livingstone/Elsevier, Ed.; 6th Editio). Elsevier.
- Kendall's, F., Kendall, E., & Geise, P. (2000). *Músculos: pruebas, funciones y dolor postural* (4th ed.). Marban.
- Kim, E., Song, D., Park, D., Kim, H., & Shin, G. (2024). Effect of smartphone use on cervical spine stability. *Journal of Biomechanics*, 166, 112053. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112053>
- Kim, M.-S. (2015). Influence of neck pain on cervical movement in the sagittal plane during smartphone use. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 15–17. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.15>

- Kim, S. Y., & Koo, S. J. (2016). Effect of duration of smartphone use on muscle fatigue and pain caused by forward head posture in adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(6), 1669–1672. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1669>
- Konrad, P. (2005). *The abc of emg. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, 1.
- Kugelberg, E., & Edström, L. (1968). Differential histochemical effects of muscle contractions on phosphorylase and glycogen in various types of fibres: relation to fatigue. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 31(5), 415. <https://doi.org/10.1136/JNNP.31.5.415>
- Ladeira, B. M., Modena, A. L., Castro Carletti, E. M. de, Bigaton, D. R., Pelai, E. B., & Mescollotto, F. F. (2023). Pain, smartphone overuse and stress in physiotherapy university students: An observational cross-sectional study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 34, 104–109. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2023.04.018>
- Latash, M. L. (2016). Biomechanics as a window into the neural control of movement. *Journal of Human Kinetics*, 52(1), 7–20. <https://doi.org/10.1515/HUKIN-2015-0190>
- Lazarotto, L. (2019). Polimorfismos no Gene LRRK2 e respostas ao exercício Físico Aquático em pessoas comdoença de Parkinson.
- Lee, C. H., & Sun, T. L. (2018). Evaluation of postural stability based on a force plate and inertial sensor during static balance measurements. *Journal of Physiological Anthropology*, 37(1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/S40101-018-0187-5/TABLES/7>
- Lee, J., & Seo, K. (2014). The Comparison of Cervical Repositioning Errors According to Smartphone Addiction Grades. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(4), 595–598. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.595>
- Lee, M., Hong, Y., Lee, S., Won, J., Yang, J., Park, S., Chang, K. T., & Hong, Y. (2015). The effects of smartphone use on upper extremity muscle activity and pain threshold. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1743–1745. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1743>
- Lee, S., Choi, Y. H., & Kim, J. (2017). Effects of the cervical flexion angle during smartphone use on muscle fatigue and pain in the cervical erector spinae and upper trapezius in normal adults in their 20s. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(5), 921–923. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.921>
- Lee, S., Kang, H., & Shin, G. (2015). Head flexion angle while using a smartphone. *Ergonomics*, 58(2), 220–226. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.967311>
- Lee, Y.-S., Yang, H.-S., Jeong, C.-J., Yoo, Y.-D., Jeong, G.-Y., Moon, J.-S., Kang, M.-K., & Hong, S.-W. (2012). Changes in the Thickness of Median Nerves Due to Excessive Use of Smartphones. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(12), 1259–1262. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.1259>
- Li, W., Shi, P., & Yu, H. (2021). Gesture Recognition Using Surface Electromyography and Deep Learning for Prostheses Hand: State-of-the-Art, Challenges, and Future. *Frontiers in Neuroscience*, 15. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.621885>
- Liu, X., Chen, H., Chen, X., & Wen, D. (2012). Low frequency heating of gold nanoparticle dispersions for non-invasive thermal therapies. *Nanoscale*, 4, 3945–3953. <https://doi.org/10.1039/c2nr30166k>

- Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of Physiology*, 540(Pt 3), 1111–1124. <https://doi.org/10.1113/JPHYSIOL.2001.013077>
- Lovely, D. F. (2004). The Origins and Nature of the Myoelectric Signal. In *Powered Upper Limb Prostheses* (pp. 17–33). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1_2
- Mallen, C. D., Thomas, E., Belcher, J., Rathod, T., Croft, P., & Peat, G. (2013). Point-of-care prognosis for common musculoskeletal pain in older adults. *JAMA Internal Medicine*, 173(12), 1119–1125. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2013.962>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 59. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Márquez Gómez, M. (2015). Modelos teóricos de la causalidad de los trastornos musculoesqueléticos. *Ingeniería Industrial. Actualidad y Nuevas Tendencias*, IV (14), 85–102.
- Martín Sanz, E., Barona De Guzmán, R., Comeche Cerverón, C., & Baydal, J. M. (2004). Análisis de la interacción visuo-vestibular y la influencia visual en el control postural. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 55(1), 9–16. [https://doi.org/10.1016/S0001-6519\(04\)78476-9](https://doi.org/10.1016/S0001-6519(04)78476-9)
- Martínez Méndez, R., & Huertas, M. R. (2011). Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud (M. R. Huertas, M.-A. Ramos-Corchado, J.-R. Marcial-Romero, & M. E. Ramos-Corchado, Eds.). Universidad Autónoma del Estado de México.
- Massion, J., Popov, K., Fabre, J. C., Rage, P., & Gurfinkel, V. (1997). Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Experimental Brain Research* 1997 114:2, 114(2), 384–389. <https://doi.org/10.1007/PL00005647>
- Mekhora, K., Liston, C. B., Nanthavanij, S., & Cole, J. H. (2000). The effect of ergonomic intervention on discomfort in computer users with tension neck syndrome. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 26, 367–379.
- MinEducación. (2003). Ley 842 de 2003. Por la cual se modifica la reglamentación del ejercicio de la ingeniería, de sus profesiones afines y de sus profesiones auxiliares, se adopta el Código de Etica Profesional y se dictan otras disposiciones. Ministerio de Educación. Bogotá, D.C. Colombia.
- Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). ¿Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1622–1626. <https://doi.org/10.1152/JN.1999.82.3.1622/ASSET/IMAGES/LARGE/9K0990475003.JPEG>
- Morris, R., Martini, D. N., Smulders, K., Kelly, V. E., Zabetian, C. P., Poston, K., Hiller, A., Chung, K. A., Yang, L., Hu, S.-C., Edwards, K. L., Cholerton, B., Grabowski, T. J., Montine, T. J., Quinn, J. F., & Horak, F. (2019). Cognitive associations with comprehensive gait and static balance measures in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 69, 104–110. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2019.06.014>

- Namwongsa, S., Puntumetakul, R., Neubert, M. S., & Boucaut, R. (2018). Factors associated with neck disorders among university student smartphone users. *Work*, 61(3), 367–378. <https://doi.org/10.3233/WOR-182819>
- Namwongsa, S., Puntumetakul, R., Neubert, M. S., & Boucaut, R. (2019). Effect of neck flexion angles on neck muscle activity among smartphone users with and without neck pain. *Ergonomics*, 62(12). <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1661525>
- Nie, L., Ye, X., Yang, S., & Ning, H. (2019). sEMG-Based Fatigue Detection for Mobile Phone Users (pp. 528–541). https://doi.org/10.1007/978-981-15-1925-3_39
- Nsugbe, E., Phillips, C., Fraser, M., & McIntosh, J. (2020). Gesture recognition for transhumeral prosthesis control using EMG and NIR. *IET Cyber-Systems and Robotics*, 2(3), 122–131. <https://doi.org/10.1049/iet-csr.2020.0008>
- Ochoa Salamanca, M. A. (2019). Evaluación de métodos para el monitoreo del nivel de fatiga basado en variables cinemáticas y fisiológicas durante entrenamiento en banda sin fin.
- Omama, Y., Haddad, C., Machaalany, M., Hamoudi, A., Hajj-Hassan, M., Ali, M. A., & Hamawy, L. (2019). Surface EMG Classification of Basic Hand Movement. 2019 Fifth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 1–4. <https://doi.org/10.1109/ICABME47164.2019.8940352>
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2008). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 38(3), 308–313. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp009>
- Park, J. H., Kang, S. Y., Lee, S. G., & Jeon, H. S. (2017). The effects of smartphone gaming duration on muscle activation and spinal posture: Pilot study. *http://Dx.Doi.Org/10.1080/09593985.2017.1328716*, 33(8), 661–669. <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1328716>
- Penuela-Epalza, M. E., Penuela-Epalza, M. E., Paternina, J., Moreno, D., & De León De León, L. (2014). Influence of smartphones on interpersonal relationships of university students in the city of Barranquilla (Colombia). *Salud Uninorte*, 30(3), 335-346. <https://doi.org/10.14482/sun.30.3.5787>
- Perafán, D. Y., & Daza, J. (2020). Teorías y modelos en fisioterapia musculoesquelética. In A. P. Calvo, E. Gómez, & J. Daza (Eds.), *Modelos Teóricos para Fisioterapia* (pp. 179–211). Editorial Universidad Santiago de Cali.
- Pérez, M., Vila, I., Aguilar, O., Mestres, U., & Pons, A. (2003). Experiencia de un programa para la rehabilitación física del paciente escoliótico. *Lecturas: Educación Física y Deportes*, 9(64).
- Petrocci, K. E., & Cárdenas, R. P. (2017). La medición del control postural con estabilometría- una revisión documental. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 10(1), 16. <https://doi.org/10.30788/REVCOLREH.V10.N1.2011.73>
- Punnett, L., & Bergqvist, U. (1997). National Institute for Working Life Ergonomic Expert Committee Document No 1 Visual Display Unit Work and Upper

Extremity Musculoskeletal Disorders A Review of Epidemiological Findings. Arbetslivsinstitutet.

- Raja, S. N., Carr, D. B., Cohen, M., Finnerup, N. B., Flor, H., Gibson, S., Keefe, F. J., Mogil, J. S., Ringkamp, M., Sluka, K. A., Song, X.-J., Stevens, B., Sullivan, M. D., Tutelman, P. R., Ushida, T., & Vader, K. (2020). The revised International Association for the Study of Pain definition of pain: concepts, challenges, and compromises. *Pain*, 161(9), 1976–1982. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000001939>
- Ramnaath, M., Sudharsan, S., Sanjay Yadhav, K., Bhanu Priya, D., & Subramaniyam, M. (2020). Muscle Fatigue and Head Flexion Angle Analysis while using Smartphone. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 912(6). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/912/6/062017>
- Resolución Numero 8430 de 1993 (1993).
- Rosero-Martínez, R. V., & Vernaza, P. (2010). Perfil postural en estudiantes de fisioterapia. *AQUICHAN*, 10(1), 69–79.
- Rossi, L., & Tirapegui, J. (1999). Aspectos atuais sobre exercício físico, fadiga e nutrição. *Revista Paulista de Educação Física*, 13(1), 67–82. <https://doi.org/10.11606/ISSN.2594-5904.RPEF.1999.137760>
- Saber-Sheikh, K., Bryant, E. C., Glazzard, C., Hamel, A., & Lee, R. Y. W. (2010). Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*, 15(1), 122–125. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.05.009>
- Saito, K., & Saito, Y. (2021). Relationship between Information and Communication Device Usage and Development of Hand Disorders. *INQUIRY: The Journal of Health Care Organization, Provision, and Financing*, 58. <https://doi.org/10.1177/00469580211029607>
- Samani, P. P., Athavale, N. A., Shyam, A., & Sancheti, P. K. (2018). Awareness of text neck syndrome in young-adult population. *International Journal Of Community Medicine And Public Health*, 5(8), 3335. <https://doi.org/10.18203/2394-6040.ijcmph20183057>
- Samuel, O. W., Fang, P., Chen, S., Geng, Y., & Li, G. (2017). Activity Recognition Based on Pattern Recognition of Myoelectric Signals for Rehabilitation (pp. 427–442). https://doi.org/10.1007/978-3-319-58280-1_16
- Schüldt, K., Ekholm, J., Harms-Ringdahl, K., Németh, G., & Arborelius, U. P. (1986). Effects of changes in sitting work posture on static neck and shoulder muscle activity. *Ergonomics*, 29(12), 1525–1537. <https://doi.org/10.1080/00140138608967266>
- Scoppa, F., Gallamini, M., Belloni, G., & Messina, G. (2017). Clinical stabilometry standardization: Feet position in the static stabilometric assessment of postural stability. *Acta Medica Mediterranea*, 33, 707–713.
- Shin, G., & Zhu, X. (2011). User discomfort, work posture, and muscle activity while using a touchscreen in a desktop PC setting. *Ergonomics*, 54(8), 733–744. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.592604>
- Shousha, T. M., Hamada, H. A., Abo-Zaid, N. A., Abdelsamee, M. Y. A., & Behiry, M. A. (2021). The effect of smartphone use on neck flexion angle and hand grip power among adolescents: Cross-sectional study. *Journal of Human Sport and Exercise*, 16(Proc3), S883–S891. <https://doi.org/10.14198/jhse.2021.16.Proc3.05>

- Shum, Y. M. (2021a). Situación digital, Internet y redes sociales Colombia 2021. <https://yiminshum.com/redes-sociales-colombia-2021/>
- Shum, Y. M. (2021b). Situación Global Mobile o Móvil 2021. <https://yiminshum.com/mobile-movil-mundo-2021/#:~:text=Hay%20alrededor%20de%20unos%204,%20de%20todos%20los%20internautas%20globales>
- Shurtleff, T., & Engsberg, J. (2012). Long-Term Effects of Hippotherapy on One Child with Cerebral Palsy: A Research Case Study. *British Journal of Occupational Therapy*, 75(8), 359–366. <https://doi.org/10.4276/030802212X13433105374279>
- Shurtleff, T. L., Standeven, J. W., & Engsberg, J. R. (2009). Changes in Dynamic Trunk/Head Stability and Functional Reach After Hippotherapy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(7), 1185–1195. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.026>
- Soliman Elserty, N., Ahmed Helmy, N., & Mohamed Mounir, K. (2020). Smartphone addiction and its relation to musculoskeletal pain in Egyptian physical therapy students. *European Journal of Physiotherapy*, 22(2), 70–78. <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1546337>
- Sonobe, M., & Inoue, Y. (2023). Center of Mass Estimation Using a Force Platform and Inertial Sensors for Balance Evaluation in Quiet Standing. *Sensors*, 23(10), 4933. <https://doi.org/10.3390/s23104933>
- Straker, L. M., Coleman, J., Skoss, R., Maslen, B. A., Burgess-Limerick, R., & Pollock, C. M. (2008). A comparison of posture and muscle activity during tablet computer, desktop computer and paper use by young children. *Ergonomics*, 51(4), 540–555. <https://doi.org/10.1080/00140130701711000>
- Straker, L. M., Pollock, C., Burgess-Limerick, R., Skoss, R., & Coleman, J. (2008). The impact of computer display height and desk design on muscle activity during information technology work by young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 606–617. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2006.09.015>
- Szeto, G., Straker, L. M., & O'Sullivan, P. B. (2009). Examining the low, high and range measures of muscle activity amplitudes in symptomatic and asymptomatic computer users performing typing and mousing tasks. *European Journal of Applied Physiology* 2009 106:2, 106(2), 243–251. <https://doi.org/10.1007/S00421-009-1019-4>
- Tapanya, W., Neubert, M. S., Puntumetakul, R., & Boucaut, R. (2021). The effects of shoulder posture on neck and shoulder musculoskeletal loading and discomfort during smartphone usage. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 85, 103175. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2021.103175>
- Tittiranonda, P., Burastero, S., & Rempel, D. (1999). Risk factors for musculoskeletal disorders among computer users - PubMed. *Occup Med*, 14(1), 17–38.
- Toh, S. H., Coenen, P., Howie, E. K., & Straker, L. M. (2017). The associations of mobile touch screen device use with musculoskeletal symptoms and exposures: A systematic review. *PloS One*, 12(8). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0181220>
- Too, J., Rahim, A., & Mohd, N. (2019). Classification of Hand Movements based on Discrete Wavelet Transform and Enhanced Feature Extraction. *International*

- Journal of Advanced Computer Science and Applications, 10(6).
<https://doi.org/10.14569/IJACSA.2019.0100612>
- Torres Carrasco, M. (1998). La Educación Ambiental: una estrategia flexible, un proceso y unos propósitos en permanente construcción. La experiencia de Colombia. *Revista Iberoamericana de Educación*, 16, 23–48.
- Tricco, A. C., Lillie, E., Zarin, W., O'Brien, K. K., Colquhoun, H., Levac, D., Moher, D., Peters, M. D. J., Horsley, T., Weeks, L., Hempel, S., Akl, E. A., Chang, C., McGowan, J., Stewart, L., Hartling, L., Aldcroft, A., Wilson, M. G., Garritty, C., ... Straus, S. E. (2018). PRISMA Extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR): Checklist and Explanation. *Annals of Internal Medicine*, 169(7), 467–473. <https://doi.org/10.7326/M18-0850>
- Vahedi, Z., Mazloumi, A., Sharifnezhad, A., Kazemi, Z., & Garosi, E. (2020). Head forward flexion, lateral bending and viewing distance in smartphone users: A comparison between sitting and standing postures. *Work*, 67(4), 837–846. <https://doi.org/10.3233/WOR-203303>
- Vargas-Valencia, L. S., Elias, A., Rocon, E., Bastos-Filho, T., & Frizera, A. (2016). An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors*, 16(12), 2090–2092. <https://doi.org/10.3390/S16122090>
- Varshney, S., Thakur, R., Jigyasu, R., & Narayan, Y. (2019). sEMG signal based hand and finger movement classification using different classifiers and techniques: A Review. 2019 International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICCS), 1516–1521. <https://doi.org/10.1109/ICCS45141.2019.9065848>
- Vicente Herrero, M. T., Delgado Bueno, S., Bandrés Moyá, F., Ramírez Iñiguez de la Torre, M. V., & Capdevila García, L. (2018). Valoración del dolor. Revisión Comparativa de Escalas y Cuestionarios. *Revista de La Sociedad Española Del Dolor*. <https://doi.org/10.20986/resed.2018.3632/2017>
- Viikari-Juntura, E., & Silverstein, B. (1999). Role of physical load factors in carpal tunnel syndrome. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 25(3), 163–185. <https://doi.org/10.5271/sjweh.423>
- Viseux, F. (2020). Postura, equilibrio y control postural. 12–20.
- Wan, J. J., Qin, Z., Wang, P. Y., Sun, Y., & Liu, X. (2017). Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine*, 49(10). <https://doi.org/10.1038/EMM.2017.194>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1996). Concepts and Methods for Assessing Postural Instability. *Journal of Aging and Physical Activity*, 4(3), 214–233. <https://doi.org/10.1123/JAPA.4.3.214>
- Xie, Y., Szeto, G., & Dai, J. (2017). Prevalence and risk factors associated with musculoskeletal complaints among users of mobile handheld devices: A systematic review. *Applied Ergonomics*, 59(A), 132–142. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.08.020>
- Xie, Y., Szeto, G., Dai, J., & Madeleine, P. (2016). A comparison of muscle activity in using touchscreen smartphone among young people with and without

- chronic neck–shoulder pain. *Ergonomics*, 59(1), 61–72. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1056237>
- Xiong, J., & Muraki, S. (2014). An ergonomics study of thumb movements on smartphone touch screen. *Ergonomics*, 57(6), 943–955. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.904007>
- Yazdi, N., Ayazi, F., & Najafi, K. (1998). Micromachined inertial sensors. *Proceedings of the IEEE*, 86(8), 1640–1658. <https://doi.org/10.1109/5.704269>
- Young, R. R. (1979). Neurophysiology of postural mechanisms. *Muscle & Nerve*, 2(3), 241–242. <https://doi.org/10.1002/mus.880020315>
- Yousif, H. A., Zakaria, A., Rahim, N. A., & Salleh, A. F. Bin. (2019). Assessment of Muscles Fatigue Based on Surface EMG Signals Using Machine Learning and Statistical Approaches: A Review. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* <https://doi.org/10.1088/1757-899X/705/1/012010>
- Zhuang, L., Wang, L., Xu, D., Wang, Z., & Liang, R. (2021). Association between excessive smartphone use and cervical disc degeneration in young patients suffering from chronic neck pain. *Journal of Orthopaedic Science*, 26(1), 110–115. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2020.02.009>

Anexos

ANEXO A



UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI COMITÉ CIENTÍFICO DE ÉTICA Y BIOÉTICA – “CEB-USC” FACULTAD DE SALUD

Santiago de Cali, 5 de noviembre del 2021

Docente Investigador principal: Claudia Fernanda Giraldo Jiménez
Co-investigador: Leonardo Bermeo
Docentes del Programa de Fisioterapia.
E. S. M.

Asunto: Aval para el proyecto de investigación titulado: Ángulos De Posición De Cuello Y Miembros Superiores Que Provocan Sintomatología Musculo Esquelética En Las Posturas Más Habituales, Según Tiempo De Uso De Smartphone, En Una Universidad Privada De Cali Durante El Año 2022

El comité Científico de Ética y Bioética de la Universidad Santiago de Cali – CCEB-USC - Facultad de Salud en la sesión del 5 de noviembre según Acta N° 18, en uso de sus funciones para las cuales fue creado OTORGA el aval.

OBSERVACIONES:

Objetivos específicos: Sería importante caracterizar a la población objeto de estudio, considerando comorbilidades previas que puedan sesgar la investigación.

Marco teórico: Se recomienda ampliar otros datos que le den mayor fuerza al marco teórico.



Calle 5 Carrera 62 Campus Pampalinda A.A. 4102 / Teléfono: PBX 5163000
web: www.usc.edu.co / Nit. 890.303.797-1 / Santiago de Cali - Colombia



ANEXO B

ENCUESTA DE VARIABLES SOCIODEMOGRÁFICAS, FÍSICAS Y PROPIAS PARA EL USO DEL DISPOSITIVO

(Fuente: Giraldo-Jiménez, CF., Bermeo-Varón, LA., Villarejo JJ., Rodacki, AL., 2022)

VARIABLES DEMOGRÁFICAS

1. ¿Cuál es su fecha de nacimiento? _____
2. Edad en años cumplidos? _____
3. ¿Determine su género? 1. Masculino ____ 2. Femenino_____

VARIABLES FÍSICAS

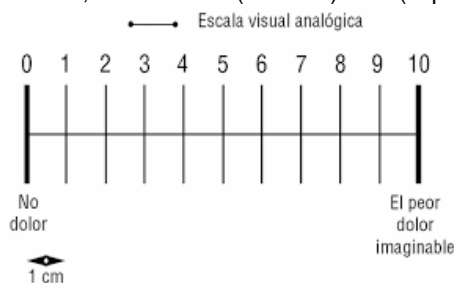
4. Medición de Talla _____ cms.
5. Registro de peso _____ kgs
6. Registro de IMC _____
7. Masa magra de Miembro superior derecho: _____ kgs Masa magra de Miembro superior izquierdo: _____ kgs
8. Fuerza prensil mano derecha: _____kg Mano izquierda _____kg

VARIABLES PROPIAS PARA EL USO DEL DISPOSITIVO

9. Dominancia manual: _____
10. Preferencia de dedos que utiliza para el uso del Smartphone _____
11. Tiempo de uso del Smartphone por día _____

VARIABLES DE PERCEPCIÓN DE INTENSIDAD DE DOLOR Ó SINTOMATOLOGÍA MUSCULOESQUELÉTICA

12. Según la Escala Visual Análoga de dolor, informe de 1 (no dolor) a 10 (el peor dolor) que sintió durante la prueba



13. En qué región corporal sintió la molestia? _____

MUCHAS GRACIAS POR SU PARTICIPACIÓN