

Análisis de fatiga muscular durante la conducción prolongada y estudio de la actividad mioeléctrica

Franciso Garcia, Lucero A. Gómez, Victor M. Rivas and Angie A. Núñez

Abstract—Se registraron aproximadamente 75,000 accidentes automovilísticos en Perú, y en Lima se reportaron alrededor de 300 muertes en lo que va del 2023. La fatiga al conducir representa el 30 por ciento de los casos de accidentes, afectando la respuesta del conductor y aumentando el riesgo de somnolencia. Este estudio aborda la falta de investigaciones sobre la actividad mioeléctrica durante la conducción prolongada. Utilizando electromiografía (EMG), se emplea el kit BITalino para la adquisición de datos, y se presenta un protocolo detallado para la evaluación de la actividad muscular. Este trabajo busca analizar los músculos que experimentan mayor fatiga y en menor tiempo, contribuyendo a la seguridad vial.

Index Terms—Electromiografía, fatiga muscular, análisis estadístico, movimiento dinámico

I. INTRODUCTION

EN el 2021 ocurrieron aproximadamente 75.000 accidentes automovilísticos en Perú y en Lima van alrededor de 300 muertes en lo que va del 2023 [1][2]. Una de las principales causas de los accidentes automovilísticos radica en el manejo en condiciones de fatiga corporal, contribuyendo con el 30 por ciento de los casos [3]. La fatiga muscular es la incapacidad de un músculo de mantener la fuerza de contracción después de una actividad prolongada debido a una liberación inadecuada de iones Ca^{2+} del retículo sarcoplasmático, la insuficiencia de oxígeno, depleción de la fosfocreatina y la acumulación de ácido láctico y ADP [4]. La fatiga muscular presenta una relación con la fatiga corporal, ya que es uno de los factores que contribuyen a los accidentes de carretera porque pueden generar al conductor un estado de somnolencia o que los músculos no funcionen correctamente durante la conducción [5]. Las consecuencias de la fatiga corporal incluyen una respuesta más tardía a las situaciones de emergencia, pérdida de la concentración, una alteración en el campo de visión y el riesgo de somnolencia al volante. Estos efectos adversos son factores principales que desencadenan un accidente, dado que afectan los sentidos del conductor mientras conduce en la carretera [6][7][8]. Para la detección de la fatiga muscular se evalúan las señales mioeléctricas generadas por la contracción muscular. Estas se inician con un estímulo nervioso que viaja desde el nervio hasta el músculo mediante neuronas. Este impulso, conocido como estímulo nervioso, se genera en respuesta a comandos del aparato motriz y se transmite a las motoneuronas (neurona del aparato nervioso que planea una acción en dirección a una glándula o músculo). La señal nerviosa, en forma de potenciales de producción, se transmite a las fibras musculares a través de los axones de neuronas organizadas en nervios motrices. Finalmente, la contracción o

relajación muscular depende de la presencia de una señal de acción, lo que implica la acumulación de suficiente energía para provocar un movimiento [9]. Las señales eléctricas de los músculos serán capturadas mediante la electromiografía (EMG). La electromiografía se centra en la captura, registro y evaluación de la actividad eléctrica producida en los nervios y músculos mediante el empleo de electrodos, ya sean superficiales, de aguja o implantados. Los datos obtenidos a través de la EMG ofrecen información sobre la fisiología y los modelos de activación muscular. La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva, por lo que no requiere supervisión profesional ni incomoda al paciente y es fácil de usar. Sin embargo, están diseñadas exclusivamente para músculos superficiales y son susceptibles a alteraciones causadas por el movimiento. Además, son propensas a acoplarse con ruidos, como la diafonía e interferencias de frecuencias eléctricas mientras que la electromiografía de aguja es invasiva, por lo que requiere profesionales de salud capacitados, pero es muy sensible y permite el acceso a los músculos profundos [10]. La electromiografía ayuda a diagnosticar o descartar enfermedades musculares, nerviosas o medulares [11]. En la literatura, se estudia la fatiga muscular en los músculos cervicales, el trapecio descendente, el erector espinal largo, el músculo multífido, el vasto lateral, el tibial anterior, el bíceps, el tríceps y el deltoides [12] [13] [14]. En el presente artículo se tomaron las señales EMG de los músculos cervicales, el tibial anterior, el erector espinal y el bíceps. Además, escogimos estos músculos porque son músculos superficiales, por lo que no necesitamos supervisión profesional para analizarlos debido a que utilizaremos electromiografía de superficie. En resumen, la problemática central se relaciona con la necesidad de abordar la fatiga muscular como una causa significativa de accidentes automovilísticos en Perú, ya que esta interviene directamente con la fatiga corporal, la cual se le contribuye el 30% de los casos, por lo que el presente trabajo buscará analizar los grupos musculares superficiales de interés durante la conducción, a través de la adquisición y procesamiento de las señales EMG, con el objetivo de identificar aquellos que se fatigan con mayor intensidad y en un menor tiempo. Esto permite el trabajo multidisciplinario con fisioterapeutas, cuyos conocimientos serán utilizados para proponer ejercicios específicos de fortalecimiento que mitiguen la fatiga muscular.

II. MATERIALES Y METODOS

A. Materiales y métodos

Las señales electromiográficas serán recogidas a través del kit BITalino(r) y sometidas a procesamiento mediante bibliotecas en Python. Además, se intenta mitigar el ruido generado por el movimiento mediante el uso de “case” diseñado en Inventor (Ver Fig. 1) que se adecua a las dimensiones del bitalino con una batería (112 mm x 63.8 mm x 10.1 mm). Esto incluirá etapas como el preprocesamiento de las señales, la aplicación de filtros a las señales adquiridas, la selección de características y algoritmos, así como el proceso de validación que implica la comparación de los resultados con investigaciones previas. Además, se emplea StatGraphics para analizar las relaciones estadísticas.

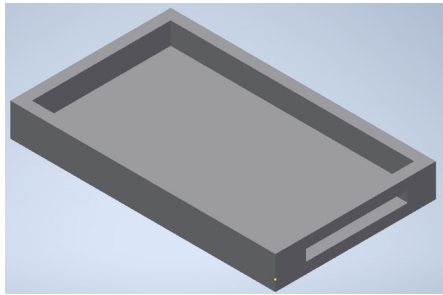


Fig. 1. Case del BITalino(r).

B. Adquisición de datos

Se llevó a cabo un estudio experimental con una estudiante de 22 años que posee experiencia en conducción y no presenta lesiones en los músculos propuestos para esta investigación ni en las articulaciones utilizadas para realizar los movimientos descritos posteriormente. La adquisición de datos se realizó utilizando el BITalino junto con electrodos. Estos se colocan sobre la piel en puntos específicos para medir la velocidad de desplazamiento de un estímulo eléctrico y determinar la actividad muscular de los músculos de interés [15]. Se emplearon electrodos adhesivos de la marca 3M que se conectan al bitalino a través de cables mallados con el propósito de reducir la interferencia electromagnética. Para la captura de la señal, se implementó una configuración bipolar con dos puntos de señal y uno de referencia (hueso) [16], permitiendo la evaluación de la señal de EMG en los diversos grupos musculares mencionados anteriormente.

C. Protocolo

Se estableció el tiempo de manejo a 1 hora, y el recorrido de 38 km se muestra en la Fig. 2. Antes de iniciar y al finalizar el recorrido, se realizaron mediciones de las señales electromiográficas utilizando el dispositivo Bitalino. Los electrodos se ubicaron en los siguientes músculos (Ver Fig. 3): cervicales, erector espinal derecho, tibial anterior derecho y el bíceps derecho. Los movimientos realizados para observar la actividad muscular están detallados en la Tabla 1.”

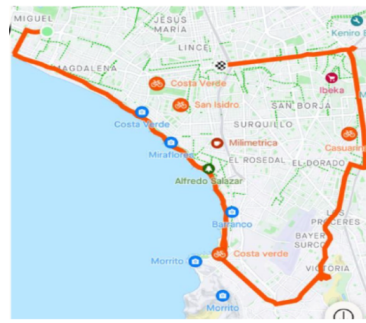


Fig. 2. Mapa del recorrido realizado para la medición de la actividad mioeléctrica.

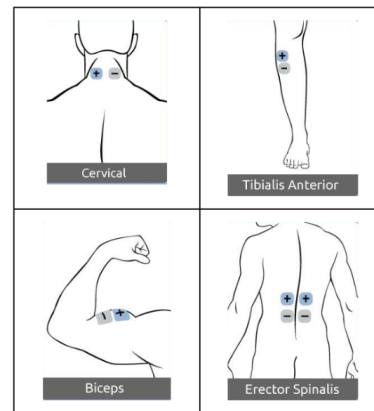


Fig. 3. Ubicación de los sensores EMG para la adquisición de señales.





Ejercicio	Músculo evaluado
	Bíceps derecho
	Erector espinal derecho
	Músculos cervicales
	Tibial anterior derecho

TABLE I
EJERCICIOS REALIZADOS PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES.

D. Procesamiento de señales

- 1) Tras adquirir las señales electromiográficas mediante el dispositivo BITalino Revolution a una frecuencia de 1000 Hz, se generó el vector temporal utilizando la biblioteca *biosignalsnotebooks*. Esto se llevó a cabo utilizando el método *generate-time*, tomando como base la frecuencia previamente establecida.
- 2) Se convirtió la señal a sus unidades correspondientes (mV) utilizando la función de transferencia que utiliza el BITalino (ver Fig. 5). Asimismo, la cantidad de bits para cada canal depende de la resolución del convertidor analógico a digital (ADC); en BITalino los primeros cuatro canales se muestrean usando una resolución de 10 bits ($n = 10$), mientras que los dos últimos se pueden muestrear usando 6 bits ($n = 6$)

$[-1.64 \text{ mV}, 1.64 \text{ mV}]$
$EMG(V) = \frac{(\frac{ADC}{2} - \frac{1}{2}) \times VCC}{G_{EMG}}$
$EMG(mV) = EMG(V) \times 1000$
$VCC = 3.3V \text{ (operating voltage)}$
$G_{EMG} = 1009 \text{ (sensor gain)}$
$EMG(V)$ – EMG value in Volt (V)
$EMG(mV)$ – EMG value in millivolt (mV)
ADC – Value sampled from the channel
n – Number of bits of the channel

TABLE II

ECUACIONES DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DEL BITALINO.

- 3) Para analizar la respuesta en frecuencia de la señal, se empleó la librería *biosignalsnotebooks* mediante el uso del método *plotfft*.
- 4) La literatura sostiene que, al utilizar una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, es adecuado aplicar un filtro de respuesta infinita al impulso (IIR) de paso de banda con una frecuencia comprendida entre 30 y 350 Hz, y con un orden de 8. Asimismo, se sugiere la utilización de un filtro de rechazo a 60 Hz. Por ende, el filtro empleado se ajusta a estas especificaciones recomendadas en la literatura consultada [16].
- 5) Las características fueron obtenidas utilizando la biblioteca *biosignalsnotebooks* mediante el método *emg-parameter*. Este proceso permitió extraer el valor eficaz (RMS), el área total, la frecuencia máxima, median frequency (MDF), la potencia total, así como los valores máximo y mínimo de la señal, junto con su desviación estándar.
- 6) Las señales filtradas fueron convertidas a archivos CSV y, empleando el software Statgraphics, se llevó a cabo las pruebas de muestras independientes mediante la prueba Levene para verificar la homogeneidad de varianza y, además, se llevó a cabo la prueba de Kruskal-Wallis. Este enfoque se basa en la literatura existente [17].

III. RESULTADOS

A. Análisis estadístico tibial anterior

En relación con los resultados del proceso de filtrado inicial del tibial (antes de realizar el recorrido), se registraron 15450 valores que oscilaban entre $-8,70352E8$ mV y $1,04935E9$ mV. Posteriormente, en el filtro final del tibial anterior (después de realizar el recorrido), se obtuvieron 12900 valores dentro del intervalo de $-6,04076E8$ mV y $6,21918E8$ mV. Para el análisis estadístico, se aplicaron la prueba de Levene's (Ver Tabla 3) y la prueba de Kruskal-Wallis (Ver Tabla 4). Además, se examinaron gráficamente las medianas (Ver Fig. 4) en ambas etapas del proceso, antes y después del recorrido.

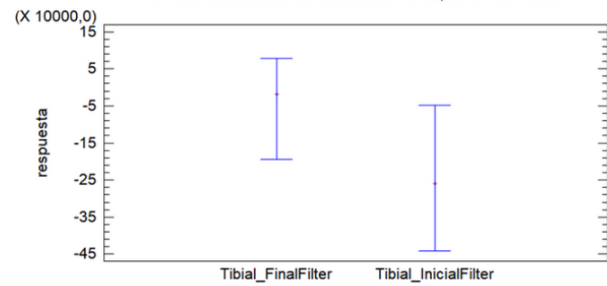


Fig. 4. Gráfico de medianas con intervalos del 95 por ciento de confianza del tibial.

	Prueba	Valor-P
Levene's	358,997	0

TABLE III

VERIFICACIÓN DE VARIANZA DEL MÚSCULO TIBIAL.

	Tamaño de muestra	Rango promedio
Filtro inicial tibial	12900	14247,3
Filtro final tibial	15450	14115,5

TABLE IV

PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS DEL TIBIAL.

B. Análisis estadístico de bíceps derecho

En relación con los resultados del proceso de filtrado inicial del bicep derecho (antes de realizar el recorrido), se registraron 27750 valores que oscilaban entre $-5,54044E8$ mV y $4,91591E8$ mV. Posteriormente, en el filtro final del bicep derecho (después de realizar el recorrido), se obtuvieron 20400 valores dentro del intervalo de $-6,34834E8$ mV y $6,02386E8$ mV. Para el análisis estadístico, se aplicaron la prueba de Levene's (Ver Tabla 5) y la prueba de Kruskal-Wallis (Ver Tabla 6). Además, se examinaron gráficamente las medianas (Ver Fig. 5) en ambas etapas del proceso, antes y después del recorrido.

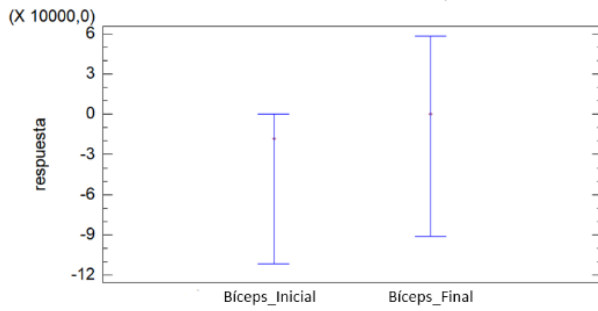


Fig. 5. Gráfico de medianas con intervalos del 95 por ciento de confianza del bicep.

	Prueba	Valor-P
Levene's	4,15201	0,0415848

TABLE V

VERIFICACIÓN DE VARIANZA DEL BICEP.

	Tamaño de muestra	Rango promedio
Filtro inicial bicep	27750	24046,4
Filtro final bicep	20400	24115,0

TABLE VI

PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS DEL BICEP.

C. Análisis estadístico músculos cervicales

En relación con los resultados del proceso de filtrado inicial del cervical (antes de realizar el recorrido), se registraron 14506 valores que oscilaban entre $-1,80285E8$ mV y $1,436$ mV. Posteriormente, en el filtro final del cervical (después de realizar el recorrido), se obtuvieron 10050 valores dentro del intervalo de $-6,55316E8$ mV y $5,7503E8$ mV. Para el análisis estadístico, se aplicaron la prueba de Levene's (Ver Tabla 7) y la prueba de Kruskal-Wallis (Ver Tabla 8). Además, se examinaron gráficamente las medianas (Ver Fig. 6) en ambas etapas del proceso, antes y después del recorrido.

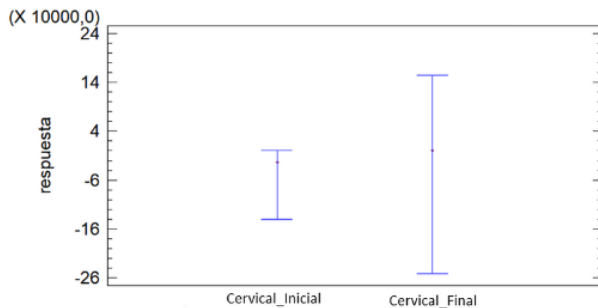


Fig. 6. Gráfico de medianas con intervalos del 95 por ciento de confianza del cervical.

	Prueba	Valor-P
Levene's	1683,67	0,0

TABLE VII

VERIFICACIÓN DE VARIANZA DEL CERVICAL.

	Tamaño de muestra	Rango promedio
Filtro inicial cervical	14506	12283,5
Filtro final cervical	10050	12271,3

TABLE VIII

PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS DEL CERVICAL.

D. Análisis estadístico de erectores espinales

En relación con los resultados del proceso de filtrado inicial del erector espinal (antes de realizar el recorrido), se registraron 19350 valores que oscilaban entre $-1,92672E8$ mV y $1,4887E8$ mV. Posteriormente, en el filtro final del erector espinal (después de realizar el recorrido), se obtuvieron 19350 valores dentro del intervalo de $-1,92672E8$ mV y $1,4887E8$ mV. Para el análisis estadístico, se aplicaron la prueba de Levene's (Ver Tabla 9) y la prueba de Kruskal-Wallis (Ver Tabla 10). Además, se examinaron gráficamente las medianas (Ver Fig. 7) en ambas etapas del proceso, antes y después del recorrido.

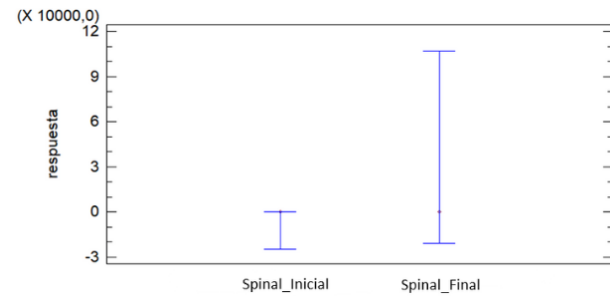


Fig. 7. Gráfico de medianas con intervalos del 95 por ciento de confianza del erector espinal.

	Prueba	Valor-P
Levene's	1455,63	0,0

TABLE IX

VERIFICACIÓN DE VARIANZA DEL ERECTOR ESPINAL.

	Tamaño de muestra	Rango promedio
Filtro inicial erector espinal	19350	17161,6
Filtro final erector espinal	15000	17193,4

TABLE X

PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS DEL ERECTOR ESPINAL.

IV. DISCUSIONES

Características de las señales

Podemos observar que para las variables FaseInicialFilterRMS y FaseFinalFilterRMS, así como para FaseInicialFilterMDF y FaseFinalFilterMDF (Ver Tabla 11 y 12), no hay diferencias estadísticamente significativas entre las medias de las fases inicial y final. Los intervalos de confianza al 95 por ciento para las diferencias entre las medias contienen el 0 lo que indica que no se puede rechazar la hipótesis nula de que no hay diferencia significativa entre las medias de las dos muestras. Asimismo, las pruebas t confirman la falta de significancia ($p \geq 0.05$ en ambos casos). Un valor p mayor que

	FaseInicialFilterRMS	FaseFinalFilterRMS
Recuento	4	4
Promedio	0406643	0,0465332
Desviación estándar	0,0326152	0,0116779
Coefficiente da variación (porciento)	80,2059	25,0957
Mínimo	0,0127569	0,0307068
Máxima	0,0864978	0,0566757
Sesgo estandarizado	1,08329	-0,867206
Curtosis estandarizada	0,641988	0,0612234

TABLE XI

ANÁLISIS RMS DE LOS MÚSCULOS EN ESTADO INICIAL Y FINAL.

	FaseInicialFilterMDF	FaseFinalFilterMDF
Recuento	4	4
Promedio	87,8906	79,1016
Desviación estándar	87,8906	79,1016
Coefficiente da variación (porciento)	55,3329	53,8513
Mínimo	54,6875	46,875
Máxima	160,156	140,625
Sesgo estandarizado	1,54013	1,30099
Curtosis estandarizada	1,49416	1,00313

TABLE XII

ANÁLISIS MDF DE LOS MÚSCULOS EN ESTADO INICIAL Y FINAL.

0.05 sugiere que no hay evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula de que no hay diferencia significativa.

A. Tibial Anterior

A pesar de la no normalidad y la diferencia significativa en las varianzas, tanto la prueba ANOVA como la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis indican que no hay diferencias estadísticamente significativas entre las muestras. De acuerdo a un estudio por Zhang et al, se encontró que la activación del músculo tibial anterior disminuye continuamente al pisar el pedal, especialmente a una altura del asiento de 505 mm. Esto indica que el músculo tibial anterior puede experimentar fatiga durante la operación del pedal, especialmente en alturas de asiento más altas. Se encontró que la activación del músculo tibial anterior tiene el mayor rango de cambio al pisar el pedal. Esto sugiere que el músculo tibial anterior se ve afectado significativamente durante la operación del pedal, lo que podría provocar fatiga [18].

B. Cervicales

Aunque los datos relacionados con las cervicales no siguen una distribución normal y muestran variabilidad desigual (heterocedasticidad), estas características no parecen influir en los resultados de las pruebas estadísticas, ya sean paramétricas o no paramétricas. Ambas pruebas indican que no hay diferencias significativas entre las muestras. En un estudio elaborado por Rosalie et al, se encontró que el erector de la columna cervical se fatigaba más lentamente después del reajuste de la postura de conducción. Esto significa que los músculos del cuello y la parte superior de la espalda experimentaron menos fatiga cuando se ajustó la postura del conductor mientras conducía. Esto sugiere que el reajuste de la postura de conducción tuvo un impacto positivo en la reducción de la fatiga muscular en el erector de la columna cervical, lo que podría conducir a una mejora del rendimiento de conducción y la comodidad del conductor [19].

C. Bíceps

A pesar de que se notan ciertas irregularidades en los datos, como la falta de normalidad y una variabilidad significativa

en las varianzas entre las muestras, tanto la prueba ANOVA como la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis llegan a la conclusión de que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las muestras. De acuerdo a Mahmoodi et al, al conducir, la porción larga del músculo bíceps braquial participa en el movimiento hacia abajo del brazo. La fatiga en el músculo bíceps braquial durante la conducción se puede atribuir a la contracción y relajación continua del músculo mientras el conductor manipula el volante. Esta fatiga muscular está influenciada por el impulso neuronal, que especifica la magnitud de la activación de las fibras musculares. En niveles elevados de somnolencia, el impulso neuronal hacia los músculos se reduce significativamente, lo que provoca fatiga muscular. Además, el conductor puede intentar compensar los efectos de la fatiga y la reducción del rendimiento muscular aplicando más fuerza, lo que contribuye aún más a la fatiga del bíceps [20].

D. Erectores

La falta de una distribución normal y la variabilidad desigual en las varianzas entre las muestras no tienen un efecto significativo en los resultados de las pruebas estadísticas, ya sean paramétricas o no paramétricas, realizadas en los músculos erectores. Según Schneider et al, los músculos erectores de la columna experimentan fatiga durante la conducción prolongada, como lo indica un aumento de la actividad muscular con el tiempo. Esta fatiga se atribuye a la carga estática de bajo nivel de los músculos de la espalda mientras se conduce, lo que conduce a un aumento en la amplitud de la EMG dentro del período de conducción de 1 hora. A pesar de los valores relativamente bajos de actividad muscular promedio durante la conducción, se informó un aumento en la actividad muscular, lo que sugiere fatiga muscular debido a la carga estática de bajo nivel de la tarea de conducir. Además, se ha demostrado que la carga continua de la columna con movimientos mínimos mientras se está sentado, como al conducir, da como resultado un cambio a niveles más altos de activación de los músculos de la espalda, lo que indica fatiga [21].

V. CONCLUSIONES

- Aunque se observa falta de normalidad y variabilidad significativa en las varianzas en algunos casos, las pruebas estadísticas, indican en general la ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre las muestras de los diferentes grupos musculares.
- Ajustar la postura al conducir puede tener un impacto positivo en la reducción de la fatiga muscular en ciertos grupos musculares, como los erectores y el erector de la columna cervical.
- En vista de que existe un contraste significativo de los resultados con respecto a la literatura referenciada, se necesita hacer más investigaciones para llegar a una conclusión segura, ya que la muestra empleada en el experimento no es lo suficientemente grande ni representativa de toda la población. Por eso, es esencial ampliar el alcance del estudio, incorporando una muestra más representativa y diversificada, con el propósito de asegurar la generalización adecuada de los resultados y la validez externa del experimento en cuestión.

REFERENCES

- [1] Defensoria del pueblo, "Defensoría del Pueblo: cifra de accidentes de tránsito en 2022 alcanza niveles registrados antes de la pandemia," Defensoria del Pueblo - Perú, 2023. <https://www.defensoria.gob.pe/defensoria-del-pueblo-cifra-de-accidentes-de-transito-en-2022-alcanza-niveles-registrados-antes-de-la-pandemia/> (accessed Sep. 01, 2023).
- [2] Andina, "¡Alerta! Reportan 303 fallecidos por accidentes de tránsito en Lima en lo que va del año," Andina.pe, Aug. 28, 2023. <https://andina.pe/agencia/noticia-alerta-reportan-303-fallecidos-accidentes-transito-lima-lo-va-del-ano-952368.aspx> (accessed Sep. 01, 2023).
- [3] MAPFRE, "Sueño y fatiga, y su influencia al volante", Feb. 09, 2021. <https://www.fundacionmapfre.org/educacion-divulgacion/seguridad-vial/movilidad-segura-salud/temas-conduccion-segura/enfermedades-neurologicas/sueno-fatiga/> (accessed Sep. 01, 2023).
- [4] Bryan Derrickson Gerard J. Tortora, Principios de Anatomía y Fisiología. Editorial MédicaPanamericana, 2018.
- [5] Muhammad, M. Mustafa, Rafiuddin Abdubrani, A. Hadi, Ahmad, and Zarith Liyana Zahari, "Electromyograph (EMG) Signal Analysis to Predict Muscle Fatigue During Driving," Lecture notes in electrical engineering, Jan. 2019, doi: <https://doi.org/10.1007/978-981-13-3708-6-35>.
- [6] H. M. Abd-Elfattah, Faten Abdelazeim, and Shorouk Elshennawy, "Physical and cognitive consequences of fatigue: A review," Journal of Advanced Research, vol. 6, no. 3, pp. 351–358, May 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jare.2015.01.011>.
- [7] "Truck driver fatigue risk assessment and management: a multinational survey," Ergonomics, 2023. <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/0014013021000056980> (accessed Sep. 01, 2023).
- [8] X. Hu and G. Lodewijks, "Exploration of the effects of task-related fatigue on eye-motion features and its value in improving driver fatigue-related technology," Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour, vol. 80, pp. 150–171, Jul. 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.trf.2021.03.014>.
- [9] S. M. Jimenez, "EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO MUSCULAR." Accessed: Nov. 26, 2023. [Online]. Available: <http://5.161.118.10:8080/bitstream/123456789/5228/3/EVALUACI>
- [10] S. Gao, J. Gong, B. Zhang, F. Luo, M. Yerabakan, Y. Pan, y B. Hu, "Use of Advanced Materials and Artificial Intelligence in Electromyography Signal Detection and Interpretation," Advanced Intelligent Systems, vol. 4, p. 2200063, 2022, doi: [10.1002/aisy.202200063](https://doi.org/10.1002/aisy.202200063).
- [11] "Electromiografía - Mayo Clinic," Mayoclinic.org, 2019. <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/emg/about/pac-20393913> (accessed Nov. 19, 2023).
- [12] M. Mahmoodi, "Driver drowsiness detection based on classification of surface electromyography features in a driving simulator - Mohammad Mahmoodi, Ali Nahvi, 2019," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2019. <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411919831313> (accessed Nov. 26, 2023).
- [13] M. Lecocq et al., "Neuromuscular fatigue profiles depends on seat feature during long duration driving on a static simulator," Applied Ergonomics, vol. 87, pp. 103118–103118, Sep. 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103118>.
- [14] Z. Gao, Z. Li, H. Hu, and F. Gao, "Experimental and Numerical Study of Cervical Muscle Contraction in Frontal Impact," Automotive Innovation, vol. 2, no. 2, pp. 93–101, May 2019, doi: <https://doi.org/10.1007/s42154-019-00060-6>.
- [15] Clínica Rozalén. "How to Use TENS at Home", [Online]. Available: clinicarozalen.com/como-usar-el-tens-en-casa. [Accessed: November 25, 2023].
- [16] J. A. Cortés Gómez, D. S. Acebes Moreno, L. M. Peñuela Calderón, y A. Velasco Vivas, "Detección de fuerza y posición para los movimientos de flexión-extensión de codo a partir de señales de EMG, revela," vol. 20, n.º 39, pp. 3924 pp. 1–20, feb. 2023.
- [17] N. T. Mahmood, M. H. Al-Muifraje, T. R. Saeed y A. H. Kaitan, "Upper Prosthetic Design based on EMG: A Systematic Review", IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng., vol. 978, p. 012025, diciembre de 2020. Accedido el 24 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1088/1757-899x/978/1/012025>
- [18] Zhang S, Kui H, Liu X, Zhang Z. Analysis of Musculoskeletal Biomechanics of Lower Limbs of Drivers in Pedal-Operation States. Sensors [Internet]. 2023 Nov 1 [cited 2023 Nov 18];23(21):8897–7. Available from: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/21/8897>
- [19] Rosalie SM, Malone JM. Women in motorsport: A case report of driving posture and performance after double mastectomy. Physical Therapy in Sport [Internet]. 2019 Mar 1 [cited 2023 Nov 18]; Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X18303250?casa-token=LFZIXzDACpAAAAAA:bFgY6XJ9Q1lauc2V8WudfMJF3BhTuhdoQsRzbAYwin7Edt3Xkbpmgmz4ON-hkNV7PmVGrg>
- [20] Mahmoodi M. Driver drowsiness detection based on classification of surface electromyography features in a driving simulator - Mohammad Mahmoodi, Ali Nahvi, 2019 [Internet]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2019 [cited 2023 Nov 18]. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0954411919831313>
- [21] Schneider L, Sogemeier D, Jaitner T, Buchner A, Stutzig N. Adaptions in back muscle activity in long-haul truck drivers during prolonged driving with and without seat-integrated stimulation. International Journal of Industrial Ergonomics [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2023 Nov 18];96:103475–5. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814123000677?casa-token=AG-RJYW-b6kAAAAA:AKp-SoJBCXPGDz-DIDCk8qZFiDy7hJgh8xPrNtw6VW2unHjV4qHUWCatDTUIJrTLQiIzLvc>