

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Análisis biomecánico durante el uso de estaciones de trabajo
dinámico con caminadora**

**César Andrés León Proaño
Francisco Xavier Vélez Saá Jaramillo
Mauricio Eduardo Vélez Pérez**

Ingeniería Industrial

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito
para la obtención del título de
Ingeniero Industrial

Quito, 24 de abril de 2020

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

HOJA DE CALIFICACIÓN DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA

**Análisis biomecánico durante el uso de estaciones de trabajo dinámico con
caminadora**

**César Andrés León Proaño
Francisco Xavier Vélez Saá Jaramillo
Mauricio Eduardo Vélez Pérez**

María Gabriela García Rodríguez, Dr.Sc.

Quito, 24 de abril de 2020

DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Nombres y apellidos: Mauricio Eduardo Vélez Pérez, César Andrés León Proaño,
Francisco Xavier Vélez Saá Jaramillo

Códigos: 00125439, 00130362, 00132027

Cédulas de identidad: 1715787758, 1721394177, 1721481842

Lugar y fecha: Quito, 24 de abril de 2020

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following capstone project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>

RESUMEN

Varios estudios han mostrado que el trabajo de oficina está relacionado a diversos problemas de la salud como por ejemplo dolores de espalda y problemas cardiovasculares debido a la prolongada postura sentada. Intervenciones ergonómicas han sido propuestas para mitigar el riesgo del sedentarismo en trabajos de oficina. Entre estas intervenciones están las estaciones de trabajo dinámico, que permiten usar una caminadora o bicicleta en el puesto de trabajo. Previa literatura ha presentado beneficios en ciertos indicadores fisiológicos al usar estaciones de trabajo dinámico, sin embargo, aún no es claro si la utilización de estaciones de trabajo dinámico puede ocasionar otro tipo de problemas no conocidos a largo plazo. El objetivo de este estudio es medir los ángulos de las articulaciones y la actividad muscular de cuello, tronco, y extremidades inferiores en 9 participantes (hombres y mujeres entre 18 y 65 años de edad) durante el uso de la estación de trabajo con caminadora con y sin trabajo en una computadora, y compararlo con caminar sobre una superficie plana. De esta manera poder evaluar la postura y los patrones de movimiento y determinar posibles afectaciones del uso de estaciones de trabajo con caminadora. Estas mediciones permitirán entender mejor la influencia en el desempeño biomecánico al usar estaciones de trabajo dinámico bajo distintas condiciones, y determinar si existen diferencias significativas en los patrones de movimiento que puedan convertirse en factores de riesgo asociados con incomodidad, dolencias, y posibles lesiones en los usuarios.

Palabras clave: Sedentarismo, Estaciones de Trabajo Dinámico, Caminadora, Biomecánica, Electromiografía (EMG), Sistema de captura de Movimiento, Activación Muscular y Patrones de Movimiento.

ABSTRACT

Several studies have shown that office work is related to various health problems such as back pain and cardiovascular problems due to prolonged sitting posture. Ergonomic interventions have been proposed to mitigate the risk of sedentary lifestyle in office work. These interventions include dynamic workstations, which allow the use of a treadmill or bicycle at the workplace. Previous literature has shown benefits in certain physiological indicators when using dynamic workstations, however, it is not yet clear if the use of dynamic workstations can cause other types of unknown problems in the long term. The objective of this study is to measure the angles of the joints and the muscular activity of the neck, trunk, and lower extremities in 9 participants (men and women between 18 and 65 years of age) while using a treadmill workstation with and without computer work, and compare it to walking on a flat surface. This will allow us to assess posture and movement patterns and determine possible effects of the use of treadmill workstations. These measurements will help us to better understand the influence on biomechanical performance when using dynamic workstations under different conditions, and to determine if there are significant differences in movement patterns that can become risk factors associated with discomfort, ailments, and possible injuries in the users.

Key words: Sedentary lifestyle, Dynamic Work Stations, Treadmill, Biomechanics, Electromyography (EMG), Motion capture system, Muscle Activation and Movement Patterns.

TABLA DE CONTENIDO

DERECHOS DE AUTOR	3
ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN	4
UNPUBLISHED DOCUMENT	4
RESUMEN	5
ABSTRACT	6
TABLA DE CONTENIDO	7
INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN LITERARIA	8
Sedentarismo	8
Estaciones de trabajo dinámico	8
Biomecánica	9
Activación muscular - electromiografía (EMG)	10
Normalización	11
Patrones de movimiento	12
Sistema de captura de movimientos (Vicon)	13
Carga cognitiva	14
LIMITACIONES Y PROBLEMA A RESOLVER	14
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
MÉTODO	15
Metodología	15
Selección de músculos a medir	16
Protocolo	17
Ejercicios de normalización	21
Selección de posicionamiento de marcadores para Vicon	22
Análisis de datos	22
Diseño experimental	24
RESULTADOS	25
Activación muscular para condiciones estáticas: Flat Standing (FS) y Treadmill Standing (TS)	25
Activación muscular para condiciones con caminata: Flat Walking (FW), Treadmill Walking (TW) y Treadmill Walking Cognitive (TWC)	26
Ángulos y patrones de movimiento para condiciones con caminata: Flat Walking (FW), Treadmill Walking (TW) y Treadmill Walking Cognitive (TWC)	30
Desempeño en test cognitivo de mecanografía (TS y TWC)	33
DISCUSIÓN	35
CONCLUSIONES	37
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39
ANEXOS	45

INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN LITERARIA

Sedentarismo

En la actualidad, se ha determinado que hay una tendencia creciente en las personas a llevar un estilo de vida sedentario (OMS). El sedentarismo está definido por la Real Academia de la Lengua Española como un modo de vida que involucra poca agitación o movimiento (2020). En términos técnicos está definido como actividades que están asociadas a un gasto energético menor a 1.5 METs (MET = equivalente metabólico basal; 1 MET = $\sim 3,5$ mlO₂ /kg/min). Dentro de dichas actividades se encuentran: conducir, ver televisión, estar sentado, etc (Leiva et al. 2017). En el campo laboral, el trabajo sedentario se caracteriza por largos períodos de estar sentado ininterrumpidamente, lo cual conlleva a muertes prematuras, en general con enfermedades como diabetes tipo II, obesidad, hipertensión arterial, enfermedades cardiovasculares, entre otras (López, 2017). De forma general, se considera que de las actividades que se llevan a cabo a diario, entre 55% y 70% de las mismas, son de tipo sedentarias (sin tomar en cuenta el tiempo destinado a dormir). Esto implica que existe una exposición elevada a un factor de riesgo que puede generar un efecto negativo en la salud de las personas. (Marín, 2015).

Estaciones de trabajo dinámico

Debido a los problemas antes descritos y las consecuencias negativas que tiene el sedentarismo en las personas, han surgido nuevas y diversas soluciones que buscan mitigar este problema. Una de las soluciones más innovadora y reciente, orientada al campo laboral es el uso de estaciones de trabajo dinámico. Las estaciones de trabajo dinámico son estaciones de trabajo donde las tareas (de la computadora) se combinan con actividad física como caminar, andar en bicicleta o movimientos elípticos de las piernas mientras se está sentado (Keith y Newstrom, 1991). Dada la relación dosis-respuesta que existe entre el tiempo sedentario y los riesgos para la salud, y considerando las altas horas en que los trabajadores pasan detrás de una

computadora todos los días, los beneficios potenciales para la salud que combinan la actividad física con la computadora parecen ser excelentes (Heinrich, Wasserkampf, Ellegast y Kleinert, 2018). Un estudio realizado en la Universidad Nacional Autónoma de México, comprobó que los sujetos no se sentían más, ni menos, enfocados mientras trabajaban usando estaciones de trabajo dinámicos (Commissaris, 2012). Aunque los sujetos si experimentaron una disminución en el rendimiento laboral y en la comodidad, también ven los beneficios de trabajar en estaciones de trabajo dinámico, ya que por lo general al 70-80% de los trabajadores les gustaría usar estas estaciones como una adición a su rutina de ejercicio normal (Commissaris, 2012). Otro estudio basado en los efectos de las estaciones de trabajo con caminadoras en el rendimiento biomecánico, manifestó que, durante períodos cortos, las estaciones de trabajo dinámico no afectan negativamente la marcha en adultos jóvenes sanos (Grindle et al., 2018). El US Department of Health and Human Services presentó un nuevo estudio en donde comprobaron que el 41% de los empleados que participaron en estaciones de trabajo dinámico fueron más productivos, generando un aumento de ganancias del 4,29% en 1988 (García, 2016).

Biomecánica

Al hablar de estaciones dinámicas de trabajo, debemos analizar y hablar obligatoriamente de la biomecánica. La biomecánica del movimiento humano se la puede definir en forma metodológica como una interdisciplina científica (Winter, 1990) la cual mide, analiza, valora, describe y proyecta el movimiento humano al realizar distintas actividades (Acero, 2002). Como argumenta Zatsiorsky (1994), la biomecánica en otras palabras, es una ciencia que estudia todo movimiento mecánico de los sistemas vivos, particularmente el movimiento del sistema locomotor en el cuerpo humano. El estudio de la biomecánica engloba no solo lo dicho anteriormente, si no que va más allá de un análisis mecánico, donde se necesita unir saberes de la anatomía, funcionalidad músculo esquelética, mecánica clásica o cuántica,

técnicas de ejecución motora, procesos de lesión y entrenamiento deportivo para lograr avanzar hacia un entendimiento del movimiento humano (Acero, 2013). De esta manera se debe tener la habilidad de integrar multi-disciplinariamente estos conocimientos para poder proveer un entendimiento del movimiento humano para determinar correcta y profundamente un análisis de todo el ambiente dinámico del movimiento (Acero, 2013). Existen varios métodos utilizados en la biomecánica para estudiar las diferentes formas de movimiento, entre ellas las más utilizadas en el último tiempo son la cinemática, dinámica, la antropometría, la electromiografía y la captura de movimiento en tiempo real (Soares, 2012).

Activación muscular - electromiografía (EMG)

La activación muscular se define como la contracción voluntaria de un músculo por parte de una persona para realizar una actividad o movimiento específico (Hérmendez, 2018). Estas contracciones voluntarias se generan por impulsos nerviosos enviados desde el cerebro, los cuales activan y controlan una cadena de reacciones químicas que se dan dentro del tejido muscular (Córdova, Nuin, Fernández-Lázaro, Latasa y Rodríguez-Falces, 2017). Estas reacciones químicas bastante complejas generan impulsos eléctricos y la liberación de la energía necesaria para que las fibras musculares realicen el movimiento deseado (Hérmendez, 2018).

La activación muscular es importante porque de ella se puede extraer información como para realizar un análisis de marcha, análisis de un gesto o actividad, evaluaciones de fatiga, evaluaciones de rendimiento, valoraciones de trastornos neuromusculares, entre otros (Massó et al., 2010). Una de las herramientas que permiten analizar, medir y cuantificar la activación muscular de manera objetiva es la electromiografía o EMG (Massó et al., 2010). Para este estudio se empleó un sistema de EMG superficial. Los sistemas de EMG superficial son los más recomendados para estudios de movimiento y consiste de un sistema no invasivo formado

por sensores colocados sobre la piel que cubre al músculo mediante cinta adhesiva (De Luca, 1993).

La electromiografía se la puede definir como el estudio de la actividad eléctrica de los músculos (Ruiz, 1999). Mediante sensores se captan las señales eléctricas producidas por la contracción y la relajación de los tejidos musculares (Ruiz, 1999). Estas señales son enviadas por radio para un proceso de amplificación y filtrado de la señal captada. Posteriormente, pasa por un proceso de digitalización para poder visualizar y analizar la señal a través del software EMGworks® (De Luca, 1993). La señal es de carácter bipolar con amplitudes positivas y negativas distribuidas de manera simétrica y que representan la corriente generada por el flujo iónico a través de las fibras musculares y que se propaga hasta estar en contacto con los electrodos de los sensores (De Luca, 2006). Un ejemplo de la señal bruta que se obtiene de los sensores de EMG se puede observar en el anexo 1.

Normalización

De manera general, la normalización de datos es el proceso de organizar los datos de manera que los resultados al utilizar estos datos, sean siempre inequívocos y den el resultado que se pretende (Díaz, 2017). Los valores absolutos obtenidos de amplitud EMG no son muy confiables por varios factores que influyen constantemente en ellos tales como: la grasa subcutánea, la impedancia de la piel, la colocación de los electrodos, entre otros, son varias de las razones por las que se crean fuentes de variabilidad entre las mediciones que se realizan a cada músculo y para cada individuo en cualquier estudio (K.F, Kippers, Parnianpour y Richardson, 2002). La normalización de las señales en EMG es el proceso por donde los valores de las señales eléctricas para cada actividad son expresados como un porcentaje para cada músculo en particular durante cada ejercicio o prueba de contracción calibrada, para lograr eliminar cualquier tipo de variabilidad entre las mediciones realizadas a cada individuo y cada músculo en un estudio (Sousa y Tavares, 2015). Generalmente, para la normalización en estos

casos, se usa la máxima contracción voluntaria isométrica de los participantes al realizar ejercicios establecidos (Weiss, Silver y Wiess, 2004). Sin embargo, en el presente estudio se ha decidido realizar en base a un submáximo. Esto implica que se va a realizar la normalización en comparación a una contracción voluntaria de referencia (Bao, Mathiassen y Winkel, 1995). Se eligió usar este método de normalización ya que tiene varios beneficios en comparación al método de contracción voluntaria máxima (Bao et al., 1995). Primero el realizar contracciones voluntarias máximas son más riesgosas y pueden provocar lesiones, aparte de que el desgaste físico es mayor y si no se deja suficiente tiempo de recuperación, la fatiga muscular puede afectar la repetitividad de la contracción (Gómez, Bolaños, Minaya y Hochmuller, 2010). Adicionalmente, al usar un submáximo es más fácil que el sujeto de estudio mantenga constante la fuerza que ejerce y también la postura del ejercicio sin generar picos en la señal de electromiografía; lo cual es importante para una normalización de calidad (Gómez et al., 2010).

Patrones de movimiento

Los patrones de movimiento primitivos frecuentemente no se consideran una parte importante de la mejora de la forma física y del rendimiento. Sin embargo, la influencia que tienen estos patrones en el movimiento no puede pasarse por alto. Los patrones de movimiento primitivos se usan para describir los movimientos que la mayoría de los humanos exploran durante el crecimiento y el desarrollo (Zalai, 2015). Existen siete movimientos básicos que el cuerpo humano puede realizar y todos los demás ejercicios son simplemente variaciones de estos siete: tirar, empujar, ponerse en cuclillas, embestir, articular, girar y andar. Al realizar todos estos movimientos, podrá estimular todos los principales grupos musculares de su cuerpo (Danchack, 2018). El movimiento funcional lleva sus articulaciones a través de su rango completo de movimiento y compromete los músculos estabilizadores. Esto es importante para prevenir lesiones y traer un movimiento eficiente y saludable al cuerpo (Danchack, 2018). El desarrollo del movimiento fundamental es la base que conduce a un movimiento funcional

efectivo. Esta base a menudo se descuida en los enfoques que adoptamos para mejorar la función y el rendimiento (o los dos) a través de la programación de ejercicios (Zalai, 2015). Por ende, es de suma importancia examinar la calidad de los patrones funcionales de movimiento ya que sirven para determinar e identificar la calidad del movimiento y los mayores factores de riesgo de lesiones (Zalai, 2015).

Sistema de captura de movimientos (Vicon)

Vicon es el desarrollador líder de servicios y productos de captura de movimiento para las industrias de entretenimiento, ingeniería, realidad virtual y ciencias de la vida (Vicon Motion Systems, 2020). Dentro de sus aplicaciones se encuentran la verificación de procesos de rehabilitación y análisis ortopédicos para medicina, aplicaciones en la producción de juegos y películas para animación 3D, estudios para la optimización en el rendimiento deportivo, entre otras (Vicon Motion Systems, 2020). La captura de movimiento (Mocap) es el proceso de registrar el movimiento ya sea de personas u objetos, durante el cual se capturan datos espacio temporales como parámetros de coordenadas angulares y movimientos lineales, aceleraciones y velocidades para articulaciones y extremidades, que se representan de manera digital (Vicon Motion Systems, 2020). Los sistemas ópticos estacionarios y portátiles pertenecen a los procedimientos estandarizados para capturar el movimiento del cuerpo de manera detallada, y consisten en un conjunto de cámaras, normalmente infrarrojas, marcadores (algunos sistemas no necesitan marcadores), sensores y cámaras de video calibradas entre sí en un laboratorio o espacio confinado, que transforman la información real en datos digitales con la finalidad de tratarlos en entornos virtuales (Gimeno et al., 2013). Con respecto a las limitaciones de los sistemas de captura de movimiento, cabe destacar que puede haber oclusiones de marcadores al hacer ciertas actividades o movimientos (Gimeno et al., 2013).

Carga cognitiva

Al trabajar con estaciones de trabajo dinámico, se consideró de gran importancia el incluir la carga cognitiva como parte del estudio. Las estaciones de trabajo dinámico buscan mantener el mismo desempeño cognitivo del trabajador en comparación al uso de una estación de trabajo estática de escritorio (Barrera y Vega, 2019).

LIMITACIONES Y PROBLEMA A RESOLVER

Existen ciertas limitaciones en cuanto a estudios previamente realizados, ya que al ser investigaciones los cuales los experimentos se realizan en laboratorios similares a oficinas, pero son sin perturbaciones ya que se estandarizan las tareas y condiciones. Es por esta razón que gran parte de las limitaciones se debe a que “las medidas estandarizadas de tareas utilizadas para calcular el rendimiento del uso de la computadora y la función cognitiva pueden no haber sido representaciones adecuadas del rendimiento diario del trabajo de oficina” (Commissaris et al., 2014). Segundo, gran parte de los estudios realizados, las duraciones de las tareas son significativamente más cortas que en la vida real, lo que limita la transferibilidad a las tareas de computadoras e informática en las oficinas (Commissaris et al., 2014). Corroborando con estudios anteriores, se puede observar las cortas duraciones de las tareas: 5 minutos para evaluar la calidad del habla mientras camina (Cox et al., 2011), una prueba de escritura de 4 minutos mientras camina (Funk et al., 2012), 3 minutos de escritura y 4x20 clics del mouse y 2 minutos de uso combinado del teclado y el mouse al caminar o andar en bicicleta (Straker et al., 2009). Por otro lado, muy pocos estudios se enfocan en evaluar la biomecánica cuando se trabaja con estaciones de trabajo dinámico. A pesar de que algunos estudios sí evalúan las diferencias biomecánicas que existen entre caminar sobre el piso y en la caminadora, los resultados son controversiales, dado que algunos si han visto diferencias significativas entre estas dos (Hollman et al., 2016) y (Ochao, Sternad y Hogan, 2017) mientras que otros no encuentran diferencias notorias en estas condiciones (Riley et al., 2007) y (Lee y Hidler, 2007).

Este estudio se enfocó únicamente en evaluar el uso de estaciones de trabajo dinámico en la caminadora, como alternativa para mitigar los efectos negativos del sedentarismo en oficinas. Es por esto que se profundizó y se enfocó la revisión literaria en artículos estrechamente relacionados a este tema. Los resultados y hallazgos más relevantes serán presentados a continuación

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Medir los ángulos de las articulaciones de 30 participantes, durante el uso de estaciones de trabajo dinámico en diferentes condiciones. Con el fin de evaluar patrones de movimiento utilizando el sistema de captura de movimiento Vicon.
2. Mediar la actividad muscular de los músculos del cuello, tronco y extremidades inferiores de 30 participantes, durante el uso de estaciones de trabajo dinámico en diferentes condiciones. Con el fin de evaluar demanda y exigencias musculares utilizando sensores de electromiografía.

MÉTODO

Metodología

Para el presente estudio se utilizó el método científico como metodología de trabajo. Se eligió esta metodología debido a su popularidad en la comunidad científica y porque ya ha sido utilizada anteriormente en diversas investigaciones relacionadas, obteniendo resultados que han aportado de manera significativa a la comunidad. Adicionalmente, se ajusta a la necesidad del estudio de analizar las hipótesis que han sido planteadas por el equipo de investigación y que serán presentadas a continuación. La metodología cuenta con 6 etapas que se detallan en el anexo 12. Las hipótesis planteadas para esta investigación son las siguientes:

$H_{0,1}$: Los ángulos de movimiento de las articulaciones en los participantes son los mismos durante el uso de la estación de trabajo con caminadora, caminando sobre una superficie plana; con y sin trabajo cognitivo.

$H_{0,2}$:La activación muscular de cuello, tronco y extremidades inferiores en los participantes es la misma durante el uso de la estación de trabajo con caminadora, caminando sobre una superficie plana; con y sin trabajo cognitivo.

Selección de músculos a medir

Para el estudio únicamente se contó con un set de seis sensores de electromiografía. Debido a esta limitación se realizó una revisión bibliográfica para determinar dónde se colocarían los sensores y qué músculos son los que presentan mayores cambios en la activación muscular y cuáles se recomiendan analizar. Se examinaron artículos científicos que hayan usado EMG para evaluar actividades relacionadas con caminata plana, uso de caminadora, estaciones de trabajo con escritorio, trabajo de computadora, entre otras. En el anexo 2 se puede observar la tabla resumen con el conteo de los músculos más estudiados y con mayor activación.

En base a esto se determinó que la mejor configuración para la colocación de los sensores. Para medir la activación de las extremidades inferiores durante la caminata se colocó un sensor en el Sóleo Derecho y uno en el Vasto Lateral Derecho. Para la activación del tronco se colocaron sensores en la Fascia Toracolumbar de ambos lados, ya que durante trabajos de oficina es el músculo con mayor activación y a que es la principal zona donde se generan desórdenes musculoesqueléticos (Moom, Singb y Moom, 2015). Finalmente, se colocaron sensores en el Trapecio Medio Derecho y el Trapecio Bajo Derecho para medir la actividad muscular en la zona del cuello. Se eligió estos músculos ya que se activan de manera significativa durante trabajo de escritorio con computadora y además tiene un alto riesgo de presentar desórdenes musculoesqueléticos (Moom, et al., 2015). En el anexo 3 y 4 se puede observar de manera clara donde se colocaron los sensores para cada paciente.

Protocolo

Luego de realizar varias pruebas piloto, se ha redactado un protocolo específico y estricto con pasos a seguir para poder estandarizar todo el proceso, sus medidas, actividades y toma de datos para todos los pacientes. Al realizar nuestro estudio y medidas con sujetos, se vio la importancia de realizar un protocolo a seguir de tal manera que no existan valores atípicos ni aleatorios entre los diferentes sujetos. Es por esta razón que el presente protocolo ha sido seguido al pie de la letra con todos los pacientes para este estudio, y así evitar cualquier tipo de variación que se pueda presentar por no estandarizar el estudio y medidas. A continuación, presentamos el protocolo detallado usado para este estudio:

- 1. Explicar el experimento al participante y obtener la firma en el consentimiento informado:** Al momento de que un participante llega al laboratorio lo primero que se le entrega es el consentimiento informado aceptado por el comité de ética de la Universidad San Francisco de Quito. En este está resumido el objetivo del presente estudio junto a los derechos que tiene el participante. Este, al estar de acuerdo firmará el documento y se le enviará vía e-mail en caso de que lo requiera.
- 2. Proveer de ropa necesaria al participante:** Cuando se contacta con el participante, se le menciona los requerimientos de vestimenta que deberá traer. En caso que no los tenga, se ha comprado varia ropa deportiva para proveer en estos casos. Para los hombres, se requiere de un short (de lo posible de corredor/corto), medias cortas, sin camiseta y zapatos deportivos no reflectivos. Para las mujeres, se requiere de un short tipo licra, medias cortas, zapatos deportivos no reflectivos y un sport bra, de lo posible descubierta la espalda.
- 3. Toma de medidas antropométricas y datos demográficos:** Una vez que el participante esté con la ropa adecuada, se procede a tomar varias medidas antropométricas necesarias para el software Vicon, de captura de movimiento. Entre

estos están medidas como el ancho de las rodillas, ancho de los tobillos, ancho de los codos, ancho de las manos, entre otros. Se toman datos demográficos como el sexo y la edad de igual manera.

- 4. Limpiar las zonas de la parte baja del cuerpo donde se colocarán los sensores de electromiografía (EMG):** Para la parte baja del cuerpo, se colocarán dos sensores, uno en el Vastus Lateralis y otro en el Soleus, como se explicó anteriormente. De esta manera, se limpian estas dos zonas de cada participante con un paño húmedo y luego con alcohol. En el caso de la mayoría de hombres, se depilan estas zonas ya que el sensor no se logra adherir cuando hay mucho pelo.
- 5. Poner gel conductivo en los 2 sensores EMG y colocarlos en los músculos correspondientes:** Al tener limpia las dos zonas de los músculos en las piernas, se pone gel conductivo a los sensores EMG y se procede a colocar de manera delicada y precisa estos, tanto en el Vastus Lateralis como en el Soleus como se observa en el anexo 3. Además, se adhiere una cinta especial para asegurar que los sensores no se despeguen del cuerpo.
- 6. Comprobar que los sensores se hayan colocado de manera correcta:** Para comprobar que los sensores estén correctamente midiendo la activación muscular, se pide a los participantes que realicen pequeñas contracciones para los dos músculos. Para el Soleus, el participante se para de puntillas reiteradas veces, y para el Vastus Lateralis, el participante hace fuerza en el muslo. Al mismo tiempo, se ve en el software de EMG que para cada músculo ocurran activaciones musculares al contraer cada uno de ellos. En caso de que no se active un músculo, se procede a sacarlo y volver a ponerlo de manera precisa.
- 7. Realizar ejercicios de normalización:** Como se explicó anteriormente, nos vemos obligados a realizar ejercicios de normalización para cada uno de los ejercicios y cada

uno de los sujetos. De esta manera empezamos con los ejercicios de normalización para el Vastus Lateralis y el Soleus. Esto se lo realiza alternando cada ejercicio para que el participante tenga tiempo de descansar cada musculo, es decir, primero se realiza una vez el ejercicio para el Soleus, luego para el Vastus Lateralis, y luego se repite el mismo orden por segunda vez.

8. Limpiar las zonas de la parte superior al cuerpo y colocar los sensores EMG:

Ahora se procede a trabajar con la parte superior del cuerpo, el cual cuenta con 4 sensores. De igual manera que en la parte inferior del cuerpo, se procede a limpiar las zonas respectivas para los músculos en la zona lumbar, trapecio bajo y trapecio medio como se ve en el anexo 4. Posterior a la limpieza, se pone el gel conductivo en los 4 sensores, y se procede a colocarlos en los músculos respectivos (dos en la zona lumbar, uno en el trapecio bajo y uno en el trapecio medio). De la misma manera se pone una cinta a cada uno de los sensores para evitar que estos se despeguen del cuerpo.

9. Comprobar que los sensores se hayan colocado de manera correcta: Se revisa la activación muscular en el software para comprobar que los sensores se colocaron de manera correcta. Para los sensores de la zona lumbar y el trapecio bajo el participante realiza pequeñas repeticiones del ejercicio de peso muerto (deadlift) con una pesa de 10kg para hombres y 7.5kg para mujeres. Por el otro lado, para observar la activación muscular en el trapecio medio, con la misma pesa sostenida, se solicita a los participantes que reiteradamente alcen sus hombros de manera leve.

10. Realizar ejercicios de normalización: Se procede a realizar los ejercicios de normalización como se detalló anteriormente para la zona lumbar y los trapecios. Se empieza con el ejercicio de peso muerto para el lumbar y trapecio bajo, y luego se procede al ejercicio de levantamiento de hombros para el trapecio medio. Se repite estos ejercicios por segunda vez en el mismo orden.

11. Colocar los marcadores de Vicon en el cuerpo: Para este punto hemos acabado con lo que respecta a los sensores y software de EMG. Ahora, sin mover los 6 sensores EMG colocados, procedemos a poner 39 marcadores en el cuerpo de cada participante. Cabe recalcar que estos marcadores se los coloca exactamente en los mismos lugares del cuerpo para todos los participantes, sin exclusión. De esta manera, el software de Vicon puede leer y formar rápidamente la figura del cuerpo humano completo en el programa.

12. Tapar cualquier material reflectivo dentro de la zona a trabajar en el laboratorio: Para poder calibrar las cámaras de captura de movimiento, es necesario observar en el programa si hay materiales reflectivos. Estos se deberán quitar, y en caso de no ser posible, se podrá hacer una función de “tapar” en el programa para tapar pequeños puntos reflectivos que no se los pueda quitar.

13. Calibrar el sistema Vicon y sus 10 cámaras: Para calibrar las cámaras, el participante debe salir del laboratorio ya que no pueden haber marcadores al momento de la calibración. Se procede a revisar cada una de las 10 cámaras para determinar si están calibradas, tanto el ajuste y zoom, para poder empezar con las grabaciones de manera correcta.

14. Realizar, de manera aleatoria, los 5 escenarios de trabajo para cada participante: Corremos en excel una aleatorización de los escenarios para cada uno de los participantes para establecer el orden de las medidas. Se procede a tomar datos para cada paciente, para cada escenario, y con 3 repeticiones de cada uno.

Por último, es importante mencionar de igual manera como se ha realizado los escenarios con las pruebas cognitivas. Específicamente, en dos escenarios los participantes trabajaron con carga cognitiva, de pie en caminadora y caminando en la caminadora. Para el escenario de pie en caminadora con carga cognitiva, el participante realizaba otras tareas en la

computadora antes de la prueba de Mavis Beacon para que se familiarice con el ambiente de trabajo. Estas tareas se las realizaba hasta que el paciente se sienta cómodo con su puesto de trabajo (de pie), y esté listo para realizar una prueba de tipeo y velocidad. Por el otro lado, el segundo escenario era más complejo debido a que ahora el participante estaba caminando mientras trabajaba. Por esta razón, primero ellos debían estar por 3 minutos únicamente caminando sin hacer más para familiarizarse con la velocidad de la caminadora. Posterior a esto, se introducía otros 2 a 3 minutos agregando tareas cognitivas (mismas que en el escenario anterior), para que de igual manera se acostumbren a trabajar bajo estas condiciones. Luego de unos 5 a 7 minutos, los participantes se sentían cómodos en este nuevo ambiente de trabajo y estaban listos para realizar el examen de Mavis Beacon. Este tiempo de familiarización se realizó a todos los participantes sin exclusión para estandarizar los resultados, pero también asegurar su seguridad y controlar cualquier tipo de riesgo.

Ejercicios de normalización

En cuanto a los ejercicios de normalización para cada músculo, se ha escogido y tomado, en base a investigación y referencias, los más recomendados para la correcta activación de estos. En cuanto a la parte inferior del cuerpo, empezamos con el Sóleo. Para este, se ha optado el ejercicio conocido como “isométrico en elevación de talones”. Este ejercicio se basa en juntar los pies, y levantar los talones apoyados en puntillas tal y como se observa en el anexo 5. Para estandarizar la altura que se levanta los talones, se ha decidido usar un mismo soporte para todos los participantes. De esta manera al retirar el soporte del talón se deberán mantener a esta misma altura por 5 segundos. En cuanto al Vasto Lateral, tal y como se observa en el anexo 6, este ejercicio se lo realiza boca arriba, la pierna izquierda doblada (a diferencia de la foto), y la pierna derecha los participantes debían mantenerla a 45 grados (Iborra, 2014) por 5 segundos. Para estandarizar este ejercicio, se usó un goniómetro el cual se tomó de referencia la cadera del participante y se la elevó a 45 grados. Además, se colocó pesas

en los pies, de 10kg a los hombres y 7.5kg a mujeres, de tal manera que estas generen resistencia al momento de ejecutar el ejercicio. Para los músculos de la parte superior del cuerpo se trabajaron dos ejercicios, el primero activaba tanto los lumbares como el trapecio bajo, y el segundo ejercicio era únicamente para el trapecio medio. El primer ejercicio es “peso muerto”, el cual los participantes debían abrir sus piernas a la altura de sus hombros, sostener peso (10kg hombres y 7.5kg mujeres), y bajar y mantenerse con la espalda recta a 20 grados con referencia a la cadera (Jackson et al., 2017). Tal y como se demuestra en el anexo 7, el participante debe sostener la pesa y bajar a 20 grados, medidos con un goniómetro, se deberá mantener por 5 segundos. Finalmente, el último ejercicio se refiere a la activación del trapecio medio y se ha optado por “encogimiento de hombros”, una manera sencilla para hacer trabajar al trapecio medio es encogiendo los hombros (BBC Mundo, 2016). Se puede ver en el anexo 8 manera en la que se ejecuta este ejercicio. Cabe mencionar que se tomó de referencia la altura del hombro del participante en posición relajada y se solicitó a este que levante o encoja los hombros a 7cm de altura, esto fue tanto para mujeres como hombres, pero con sus pesas respectivas.

Selección de posicionamiento de marcadores para Vicon

Para el estudio, se utilizó un modelo de cuerpo completo preestablecido por Vicon, con el propósito de poder registrar y capturar el movimiento de todo el cuerpo detalladamente de los sujetos de estudio a la hora de realizar los 5 escenarios del experimento. Dicho modelo, cuenta con un total de treinta y nueve marcadores los cuales son ubicados alrededor de todo el cuerpo (Vicon Motion Systems, 2020). En los anexos 9, 10 y 11 se puede evidenciar notoriamente las posiciones específicas de los marcadores del modelo de cuerpo completo, con sus respectivos nombres, que durante la medición fueron captados por las diez cámaras Vicon.

Análisis de datos

El realizar un procesamiento de los datos es necesario, iniciando por las señales de EMG obtenidas. A los archivos de la señal bruta se aplicó varios procedimientos que incluyen

el sustraer la media de la señal para centrar los datos en cero y eliminar cualquier offset que se haya introducido por ruido o interferencia. Después de eso se evaluaba la calidad de la señal y se implementa un filtro para ciertas frecuencias que presentaban picos, ya que esto es señal de ruido causa por la interferencia de otros equipos electrónicos presentes que trabajen a esa misma frecuencia. Posteriormente, se aplicó la raíz cuadrática media (RMS) para cuantificar el área bajo la señal eléctrica y así poder realizar un análisis de amplitud utilizando la normalización (De Luca, 2002). Todo esto para poder comprar entre sujetos y contra sí mismos de una manera más objetiva.

En el caso de Vicon el procesamiento se hace en el mismo software de recolección. Este proceso incluye el revisar la calidad de los datos y ver si durante la grabación existen cuadros donde se haya perdido información. De ser el caso, se procedió a llenar estos cuadros usando herramientas que permiten predecir la información perdida en base a patrones, cuerpos rígidos, segmentos de marcadores o aproximaciones matemáticas. Luego, se divide a la grabación en eventos que están definidos por los pasos de la persona.

Para lograr la sincronización de los dos programas, se solicitó a los participantes que hagan un pequeño levantamiento de hombros tanto al inicio como al final de cada actividad para cada repetición. Esto con el fin de generar picos en la actividad eléctrica del trapecio y en la grabación se puede observar en qué cuadro se produce dicho movimiento. Esto nos permitió utilizar Matlab para sincronizar lo datos. Se buscó emparejar los valores de EMG con su respectivo valor en Vicon para el mismo instante de tiempo. Esto también es importante ya que los dos sistemas trabajan con frecuencias de muestreo diferentes. Por lo que a los datos después de sincronizarlos se recortan los extremos y se trabaja con el segmento central. A este segmento se le divide en una misma cantidad de puntos y así igualamos y emparejamos los datos de EMG con los de Vicon para poder proceder al análisis estadístico.

Diseño experimental

Para el análisis de los resultados se utilizó un análisis estadístico por modelos mixtos. Modelo mixto se refiere al modelo de un experimento que tiene en su estructura de tratamientos tanto factores aleatorios como fijos (Baayen, 2012). Si un efecto principal es un efecto aleatorio, entonces cualquier interacción que involucre tal efecto principal es también un efecto aleatorio. Se recomienda el modelado de efectos mixtos para datos con medidas repetidas, como se encuentra a menudo en experimentos diseñados, así como en estudios basados en corpus. El modelo de efectos mixtos proporciona un instrumento flexible para estudiar conjuntos de datos con factores de efectos fijos y factores de efectos aleatorios, así como variables numéricas, que permite que las conclusiones se generalizan a las poblaciones muestreadas por los factores de efectos aleatorios. Los modelos de efectos mixtos pueden incorporar de manera directa dos o más factores de efectos aleatorios (Baayen, 2012). Al proporcionar estimaciones de contracción para los efectos asociados con las unidades muestreadas con un factor de efecto aleatorio dado, el modelo mixto proporciona una precisión de predicción mejorada. Los modelos de efectos mixtos también ponen a disposición instrumentos mejorados con la finalidad de modelar interacciones de predictores de efectos fijos y aleatorios. Como los modelos de efectos mixtos no dependen de la agregación previa, también ofrecen al investigador la posibilidad de incorporar efectos longitudinales al modelo estadístico (Harrison, et al., 2018).

Concretamente para este estudio se utilizó el software de SAS Studio para el análisis estadístico de los datos obtenidos. Este software ya incluye librerías con funciones de análisis de modelos mixtos, lo cual hace el proceso más ágil y generalizable. El código específico que se implementó se lo puede encontrar el anexo 13 que es un ejemplo del código base al cual únicamente se le modificaron los parámetros para poder analizar los diferentes músculos y condiciones, con sus respectivas variables de respuesta.

RESULTADOS

Activación muscular para condiciones estáticas: Flat Standing (FS) y Treadmill Standing (TS)

Al tratarse de condiciones relativamente estáticas y con activaciones musculares más estables (sin picos), la variable de respuesta o variable a predecir es el porcentaje promedio de activación muscular normalizada durante toda la prueba, para cada sujeto. Como factores o variables independientes se utilizó la condición que estaban realizando y el género del sujeto. También se tomó en cuenta la interacción entre estos dos factores para el modelo. Cabe mencionar que se hizo un análisis por separado para cada músculo y los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Trapezio Medio Derecho: A continuación, se presenta el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la activación muscular de los picos para dicha condición, como se observa en los anexos 14 y 15.

Como se puede visualizar en el anexo 14 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por consiguiente, se puede concluir con una confianza del 95% que género, la condición y su interacción no tienen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el porcentaje promedio de activación muscular en los picos o máximos locales del Trapecio Medio Derecho.

En el anexo 15, se puede observar que la activación muscular del Trapecio Medio Derecho en las mujeres tiende a ser menor que en los hombres en TS y mayor en FS. Esto es algo que puede estar ligado a la normalización y la carga usada en los ejercicios para cada género.

Fascia Toracolumbar Derecha: A continuación, se presenta el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la activación muscular de los picos para dicha condición, como se observa en el anexo 16 y 17.

Como se puede observar en el anexo 16 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Debido a eso, se puede concluir con una confianza del 95% que género, la condición y su interacción no tienen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el porcentaje promedio de activación muscular en los picos o máximos locales del Trapecio Medio Derecho.

En el anexo 17, se puede observar que la activación muscular del Trapecio Medio Derecho en las mujeres tiende a ser mayor que en los hombres en TS y mayor en FS. Esto es algo que puede estar ligado a la normalización y la carga usada en los ejercicios para cada género.

Vasto Lateral Derecho: A continuación, se presenta el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la activación muscular de los picos para dicha condición, como se observa en los anexos 18 y 19.

Como se puede visualizar en el anexo 18 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por consiguiente, se puede concluir con una confianza del 95% que género, la condición y su interacción no tienen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el porcentaje promedio de activación muscular en los picos o máximos locales del Vasto Lateral Derecho.

En el anexo 19, se puede observar que la activación muscular del Vasto Lateral Derecho en las mujeres tiende a ser mayor que en los hombres tanto para FS como para TS. Esto es algo que puede estar ligado a la normalización y la carga usada en los ejercicios para cada género.

Activación muscular para condiciones con caminata: Flat Walking (FW), Treadmill Walking (TW) y Treadmill Walking Cognitive (TWC)

Al tratarse de condiciones donde el sujeto debe caminar, este movimiento genera cambios muy notorios en la activación muscular durante la prueba. Se consideró que un promedio de la activación como en el caso anterior no sería representativo, debido a que las

señales generadas no son muy estables y existen varios picos marcados. Estos picos aparecen debido a que en cada ciclo o paso existen momentos de relajación y contracción en los músculos. Dicho esto, se decidió usar tres variables de respuesta diferentes para la Fascia Toracolumbar y el Vasto Lateral. La primera es el porcentaje promedio de la activación muscular normalizada en cada pico o máximos locales. La segunda es el ancho promedio de cada pico o la duración en segundos de las contracciones que generan los máximos locales en la activación muscular y la última variable dependiente es el promedio del tiempo en segundos entre cada pico o máximo local. Para el caso del Trapecio Medio no se evidenció dichos picos en la señal bruta de EMG, por lo que para este músculo solo se utilizó como variable de respuesta el porcentaje promedio de activación muscular normalizada durante toda la prueba, misma que se usó en las condiciones estáticas. En cuanto a los factores se mantuvo el uso del género y la condición, al igual que su interacción de segundo nivel. Los resultados para cada músculo fueron los siguientes:

Trapecio Medio Derecho: A continuación, se presenta el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la activación muscular de los picos para dicha condición, como se observa en los anexos 20 y 21.

Como se puede visualizar en el anexo 20 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por consiguiente, se puede concluir con una confianza del 95% que género, la condición y su interacción no tienen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el porcentaje promedio de activación muscular en los picos o máximos locales del Trapecio Medio Derecho.

Con respecto al anexo 21, se puede ver que la activación muscular del Trapecio Medio Derecho en las mujeres tiende a ser menor que en los hombres. Esto puede estar ligado a la normalización y la carga usada en los ejercicios para cada género o a la velocidad de cada participante.

Fascia Toracolumbar Derecha: A continuación, se presenta el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la activación muscular de los picos para dicha condición, como se observa en los anexos 22 y 23.

Como se observa en el anexo 22 el valor-p para cada uno de los efectos, y la interacción entre los efectos género y condición, son mayores al alpha de 0.05. Por lo tanto, se puede concluir con una confianza del 95% que tanto el género, la condición y su interacción, no producen un efecto o cambio significativo para el músculo Fascia Toracolumbar Derecho en el porcentaje promedio de la activación muscular en los máximos locales.

Con respecto al anexo 23, se observa que la activación muscular del Fascia Toracolumbar es únicamente mayor en las mujeres cuando están en la condición FW. Con respecto a las otras dos condiciones, TW y TWC, la activación muscular es ligeramente mayor en los hombres. Esto puede darse debido a la velocidad que usaba cada participante en la caminadora, la cual era generalmente mayor en hombres ya que dependía de la altura de cada uno.

Por el otro lado, se presenta el resultado del análisis estadístico referido al promedio del ancho o duración de las activaciones musculares que producen los picos en los anexos 24 y 25.

Se puede ver en el anexo 24 que el valor-p para los dos efectos, género y condición, así como para su interacción entre ambos, es mayor a nuestro valor alpha de 0.05. De modo que se puede afirmar con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no tienen un efecto estadísticamente significativo en la duración de las activaciones musculares que producen los picos o máximos locales del Fascia Toracolumbar.

Observando el anexo 25 se puede ver que existe una mayor media predicha en las mujeres para la condición TWC pero una reducción en las condiciones FW y TW en comparación a los hombres.

El resultado para el análisis estadístico referido al promedio del tiempo en segundos entre cada pico se observa en los anexos 26 y 27.

Se observa en el anexo 26 que el valor-p para cada uno de los efectos usados, así también para la interacción entre estos, es mayor al $\alpha = 0.05$. De modo que se puede concluir con una confianza del 95% que tanto el género, la condición y su interacción no producen un efecto estadísticamente significativo sobre el tiempo entre los picos o máximos locales del Fascia Toracolumbar.

En referencia al anexo 27, se puede observar que existe una pequeña diferencia entre el género para las 3 condiciones. Se puede ver que el tiempo entre los picos es mayor para los hombres comparado a las mujeres. Esto puede ocurrir debido a que el tiempo entre cada pico es mayor en los hombres ya que sus pasos son generalmente más largos que los de una mujer.

Vasto Lateral Derecho: El resultado del análisis estadístico en cuanto al promedio de la activación muscular en los picos se resume en los anexos 28 y 29.

Como se puede ver en el anexo 28 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende, se puede decir con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no producen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el porcentaje promedio de activación muscular en los picos o máximos locales del Vasto Lateral Derecho.

En cuanto al anexo 29, se puede ver que la activación muscular del Vasto Lateral en las mujeres tiene la tendencia a ser mayor que en los hombres, esto es algo que puede estar ligado a la normalización y la carga usada en los ejercicios para cada género y la diferencia entre condiciones es mínima.

El resultado del análisis estadístico en cuanto al promedio del ancho o duración de las activaciones musculares que producen los picos o máximos locales se resume en los anexos 30 y 31.

Como se puede ver en el anexo 30 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende se puede decir con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no producen un efecto o cambio estadísticamente significativo en la duración de las activaciones musculares que producen los picos o máximos locales del Vasto Lateral.

En cuanto al anexo 31, se puede ver que la duración de las activaciones es similar entre hombres y mujeres y no existe una clara evidencia que muestre alguna diferencia entre las tres condiciones.

El resultado del análisis estadístico en cuanto al promedio del tiempo en segundos entre cada pico o máximo local se resume en los anexos 32 y 33.

Como se puede ver en el anexo 32 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende, se puede decir con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no producen un efecto o cambio estadísticamente significativo en el tiempo entre picos o máximos locales del Vasto Lateral.

En cuanto al anexo 33, se puede ver que no existe una diferencia mínima entre géneros y también en cuanto a condiciones. En el caso de los géneros una causa puede ser que los hombres tienden a ser más altos que las mujeres y por ende sus pasos son más largos y para la diferencia entre condiciones una causa puede ser la velocidad a la que camina el individuo en cada una de ellas.

Ángulos y patrones de movimiento para condiciones con caminata: Flat Walking (FW), Treadmill Walking (TW) y Treadmill Walking Cognitive (TWC)

Para determinar si existen cambios en los patrones de movimiento se analizaron los ángulos de dos articulaciones. Se analizó la cadera y la rodilla. Para el modelo y análisis estadístico se eligió como variables independientes el género y la condición. Las variables de

respuesta usadas fueron el promedio de los máximos ángulos de flexión y el promedio de los rangos de flexión-extensión entre repeticiones. Se eligieron estas variables dependientes en base a los datos que recolectamos y que obtuvimos con el sistema de cámaras Vicon, además de que son métricas comúnmente utilizadas en estudios similares como los de (Strutzenberger et al., 2017; Van den Berg, Barr, McLoughlin, & Crotty, 2017).

Cadera: A continuación se muestra el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la máxima flexión de la cadera, como se observa en los anexos 34, 35 y 36.

Se puede ver en el anexo 34 que el valor-p para el efecto del factor condición es menor a $\alpha = 0.05$. Por el otro lado, los efectos de los factores género e interacción tienen un valor-p mayor a $\alpha = 0.05$. Por lo tanto, se puede decir con un 95% de confianza que la condición es el único factor que tiene un efecto estadísticamente significativo en el promedio de la máxima flexión en la cadera.

Al realizar una comparación múltiple se observa en el anexo 35, se puede determinar que la diferencia se da en 4 efectos. Tres de los cuatro factores son diferentes cuando la condición es entre TW y TWC. Y respecto al cuarto se da con las mujeres en la condición FW y TW.

Con respecto al anexo 36 se puede observar que en general, las mujeres tienen una media predicha mayor que los hombres para las tres condiciones sobre la máxima flexión en la cadera.

Por el otro lado, observamos el análisis estadístico en cuanto al rango promedio obtenido en la cadera como se resume en los anexos 37, 38 y 39.

Se observa en el anexo 37 que el valor-p para el efecto del factor condición es menor a $\alpha = 0.05$. Por el otro lado, los efectos de los factores género e interacción tienen un valor-p mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende, se puede decir con un 95% de confianza que la condición es

el único factor que tiene un efecto estadísticamente significativo en el promedio del rango de la cadera.

Al realizar las comparaciones como se muestra en el anexo 38, se puede observar que en la mayoría de casos existe una diferencia entre condiciones y géneros. Sin embargo, los pocos que no son diferentes ocurren cuando se compara las condiciones FW y TW.

Con respecto a anexo 39 se observa que las medias predichas son mayores en los hombres en las condiciones FW y TW pero menores en la condición TWC a comparación de las mujeres. Además, la condición TWC para ambos géneros presenta una media de rango de flexión-extensión menor en comparaciones las otras dos condiciones.

Rodilla: A continuación, se muestra el resultado del análisis estadístico obtenido al promedio de la máxima flexión de la rodilla, como se observa en los anexos 40 y 41.

Se puede ver en el anexo 40 que el valor-p para los dos efectos, género y condición, así como para su interacción entre ambos, es mayor a nuestro valor alpha de 0.05. De modo que se puede afirmar con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no tienen un efecto estadísticamente significativo en el promedio de la máxima flexión de la rodilla.

Con respecto al anexo 41, se puede observar que existe una pequeña reducción de la media predicha en las mujeres para la condición TWC en comparación a los hombres. Para las condiciones FW y TW podemos ver que sus medias predichas son prácticamente iguales entre género.

Por el otro lado, observamos el análisis estadístico en cuanto al rango de flexión-extensión promedio obtenido en la rodilla derecha como se resume en los anexos 42, 43 y 44.

Se puede ver en el anexo 42 que el valor-p para los dos efectos, género y condición, es menor a nuestro valor alpha = 0.05. De modo que se puede afirmar con una confianza del 95%

que el género y la condición tienen un efecto estadísticamente significativo en el promedio del rango en la rodilla.

Al observar los resultados obtenidos con las comparaciones múltiples en el anexo 43 se puede concluir que son varias las combinaciones que muestran diferencias en la media. La mayoría de las comparaciones que muestran un cambio en el factor género o condición presenta un valor-p menor a $\alpha = 0.005$. Tanto para el caso de hombres y mujeres, dentro del mismo género, la condición TWC presenta diferencia en cuanto a la predicción de la media del rango de flexión-extensión de la rodilla.

Con respecto al anexo 44, se observa que la media predicha es siempre mayor en las mujeres para todas las condiciones. Adicionalmente, se ve una diferencia bastante marcada entre la condición TWC y las demás condiciones de caminata. La media predicha para el rango de flexión-extensión para la condición TWC tiene la tendencia a ser menor.

Desempeño en test cognitivo de mecanografía (TS y TWC)

Para medir el desempeño cognitivo ya se explicó previamente que se utilizó el test de mecanografía Mavis Beacon. Este test da como resultado varias métricas. En este caso se utilizó la precisión del tipeo y la velocidad ajustada de tipeo (número de caracteres correctos por minuto) como variables dependientes. Los factores independientes o efectos a analizar nuevamente son el del género y la condición. Cabe mencionar que la comparación es entre la condición de pie sobre caminadora con carga cognitiva y la de caminata sobre caminadora con carga cognitiva.

El resultado del análisis estadístico en cuanto a la precisión de tipeo se resume en los anexos 45 y 46.

Como se puede ver en el anexo 45 el valor-p para cada uno de los efectos, así como para la interacción entre ambos efectos principales, es mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende, se puede

decir con una confianza del 95% que el género, la condición y su interacción no producen un efecto o cambio estadísticamente significativo en la precisión del tpeo.

En cuanto al anexo 46, se puede ver que en general no hay cambios muy notorios causados por el género o la condición y que en ambos casos se tiene un promedio mayor al 90%, lo cual es una precisión bastante alta.

El resultado del análisis estadístico en cuanto a la velocidad ajustada de tpeo se resume en los anexos 47, 48 y 49.

Como se puede ver en el anexo 47 el valor-p para el efecto del factor condición es menor a $\alpha = 0.05$ y los efectos del factor género y la interacción de ambos tienen un valor-p mayor a $\alpha = 0.05$. Por ende, se puede decir con un 95% de confianza que la condición es el único factor que tiene un efecto estadísticamente significativo en la velocidad ajustada de tpeo.

Al tener tener un factor que produce una media estadísticamente diferente se realizó una comparación múltiple con el ajuste de Tukey y como se ve en el anexo 48 se determinó que la diferencia se da al comparar ambas condiciones para los hombres ya que tiene un valor-p menor a $\alpha = 0.05$. Si bien la comparación de las condiciones para las mujeres no da significativo se ve que el valor-p en este caso es muy cercano a α y en general se ve que definitivamente la diferencia en la velocidad ajustada de tpeo se da por la condición y afecta de manera más clara a los hombres.

En cuanto al anexo 49, se puede ver una clara diferencia en la predicción promedio de la velocidad ajustada de tpeo entre las dos condiciones. Vemos que se tiene una mayor velocidad de tpeo cuando la persona realiza el trabajo cognitivo sin movimiento a diferencia de cuando se prende la estación de trabajo dinámico.

DISCUSIÓN

Mediante este estudio se pudo evaluar si el usar estaciones de trabajo dinámico produce un cambio significativo en la activación muscular y los patrones de movimiento de las personas. Estadísticamente se pudo comprobar que no hay una diferencia en la activación muscular producida por los diferentes escenarios analizados ni por el género de la persona. Se debe mencionar que en los gráficos presentados se pueden ver algunas tendencias en cuanto a diferencias de medias, pero al realizar el análisis estadístico resultaron no ser significativas. Esto se le atribuye a la alta variabilidad obtenida en los datos. A su vez se consideró que esta variabilidad fue provocada por el limitado tamaño de muestra de 9 sujetos con los que se trabajó. Adicionalmente, otro factor que incrementó la variabilidad se piensa que pudo ser el diseño de las tareas de normalización. Podemos ver que para mujeres en las condiciones de caminata para el Vasto Lateral se tiene una media predicha para los máximos locales de alrededor de 400% en relación a su ejercicio de normalización, pero para los hombres se tiene una media de alrededor del 100%. Esto sugiere que la tarea de normalización generó menor activación muscular en las mujeres que en los hombres y esto genera que hay tanta diferencia y variabilidad. Adicionalmente, dentro de cada género la activación muscular es muy diferente para cada sujeto. Es por esto que consideramos que se debería revisar las tareas de normalización del protocolo desarrollado, sobretodo en cuanto a la carga usada en cada ejercicio. Sugerimos incluir otros factores a parte del género para determinar la carga y generar un sistema que tome en cuenta edad, masa muscular, condición física y otros posibles factores para obtener una carga personalizada para cada sujeto y sea una normalización más estandarizada.

En cuanto a los patrones de movimiento se determinó que la condición de la caminata generó un cambio significativo en la media de la flexión máxima y en el rango de flexión-extensión de la cadera y en el rango de flexión extensión de la rodilla. El género también fue

significativo en cuanto al rango de movimiento de la rodilla. Consideramos que este cambio en los patrones de movimiento y los ángulos en los que se mueven las articulaciones se debe a que en cada condición se camina a una velocidad distinta por lo que para complementar el estudio se recomienda tener en cuenta este factor como parte del estudio y ver si es esta la razón para la diferencia encontrada en los ángulos. Adicionalmente, de las comparaciones realizadas se observa que la condición que es diferente a las demás es la de TWC, en la cual se tiene menor rango de movimiento de la rodilla y la cadera. Se considera relevante el realizar otro estudio que permita determinar si este cambio en los patrones de movimiento y el reducir el ángulo de flexión-extensión en comparación a la marcha sobre piso plano, puede presentar algún tipo de afectación en la salud y bienestar de las personas.

En relación al rendimiento de los participantes en el test cognitivo, se pudo determinar que la estación de trabajo dinámico es el único factor que afecta el desempeño. Tanto hombres como mujeres al utilizar la estación de trabajo dinámico disminuyeron su velocidad de escritura, pero no hubo un cambio en su precisión. Esto se relaciona a que las personas no tenían su concentración únicamente en la tarea, sino en mantener la mínima velocidad de caminata para no tener un accidente en la caminadora. Se agrega una dificultad más a la tarea y es un foco de distracción, también se debe considerar que aparte de haber tenido un periodo de adaptación no todas las personas tienen la misma facilidad para acoplarse a diferentes ambientes de trabajo y esto pudo afectar su desempeño.

Finalmente, se considera importante el terminar el estudio completando el tamaño de muestra y realizando el estudio completo de todos los músculos medidos con electromiografía y extender de igual manera el número de articulaciones analizadas para los patrones de movimiento. Es algo que quedó pendiente por diferentes limitaciones como tiempo, recursos tecnológicos y de logística producidos por la situación actual del país a razón de la pandemia del COVID-19. Se espera poder culminar en el futuro la totalidad del estudio ya que los

resultados obtenidos si bien nos dan ciertas ideas importantes, no son completamente válidos ni robustos debido a un análisis desincronizado entre las distintas mediciones, el tamaño de muestra limitado, la alta variabilidad en EMG. Además, no se pudo incluir factores que consideramos importantes al inicio del estudio como la segmentación por grupos de edades debido a los pocos participantes que se tuvieron.

CONCLUSIONES

Después de realizar el análisis estadístico se concluye que se rechaza la primera hipótesis nula planteada con un 95% de confianza. Los ángulos de movimiento de las articulaciones de la rodilla y cadera de los participantes no son los mismo durante el uso de una estación de trabajo dinámico con caminadora, caminando sobre una superficie plana; con y sin trabajo cognitivo.

También se concluye que se acepta la segunda hipótesis nula con una confianza del 95%. Por lo que, la activación muscular de cuello, tronco y extremidades inferiores en los participantes es la misma durante el uso de una estación de trabajo dinámico con caminadora, caminando sobre una superficie plana; con y sin trabajo cognitivo.

Por el otro lado, se concluye que el rendimiento con respecto a una tarea con carga cognitiva durante el uso de una estación de trabajo dinámico con caminado produce una afectación negativa en el rendimiento de la persona. En este caso se comprobó que hay una disminución de la velocidad en que se realiza dicha tarea en comparación a no encender la caminadora.

Con respecto al sistema de captura de movimiento Vicon, se debe tener mucho cuidado en la calibración y selección de espacio. Mientras mejor y mas minuciosamente se calibre el sistema y sus cámaras respectivas, mejor es la obtención de resultados. Esto se debe a que los marcos creados en cada grabación son más completos y minimizan la pérdida de marcadores y por ende la figura completa de cada participante. Por otro lado, al trabajar en un laboratorio de

espacio limitado, se presentaron complicaciones en la lectura de los marcadores en ciertos puntos en el área de trabajo. Al tener un lugar de trabajo más amplio, se puede colocar las cámaras de la manera más eficiente para la lectura de toda el área de trabajo.

Finalmente, a lo que se refiere la recolección de datos con el programa de EMG, se debe trabajar y normalizar los datos con herramientas específicas a cada participante. Al trabajar con humanos, existe una alta variabilidad en los datos por lo que normalizarlos es de vital importancia. Sin embargo, al ser un procedimiento repetitivo entre participantes, el uso de un protocolo establecido es crucial para el trabajo y su recolección de datos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Acero, J. (2002). *Bases Biomecánicas para la Actividad Física y Deportiva*. Faid Editores. Universidad de Pamplona - ISBN 958-97105-2-2
- Acero, J. (2013). *La biomecánica: Concepto integral y su contexto práctico*. Instituto de Investigaciones y Soluciones Biomecánicas. Recuperado el 21 marzo del año 2020 de: <https://g-se.com/jose-a-acero-jauregui-bp-j57cfb26f0f7ae>
- BBC Mundo. (2016). *Cómo ejercitar el trapecio, uno de los músculos más importantes y olvidados*. Recuperado el 20 marzo del año 2020 de: https://www.bbc.com/mundo/noticias/2016/05/160519_deportes_en_forma_musculos_trapecio_importancia_entrenamiento_jmp
- Baayen, H. (2012). *Mixed-effect models*. Universidad de Tübingen. Recuperado de: <http://www.sfs.uni-tuebingen.de/~hbaayen/publications/BaayenHandbookLabPhonLMM2012.pdf>
- Botter, J., Ellegast, R. P., Burford, E.-M., Weber, B., Könemann, R., & Commissaris, D. A. C. M. (2016). Comparison of the postural and physiological effects of two dynamic workstations to conventional sitting and standing workstations. *Ergonomics*, 59(3), 449–463.
- Carballo M., Guelmes, E. (2016). Algunas consideraciones acerca de las variables en las investigaciones que se desarrollan en educación. *Revista Universidad y Sociedad*, 8(1), 140-150. Recuperado el 22 de marzo del año 2020 de: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2218-36202016000100021&lng=es&tlng=es.
- Commissaris, D., Könemann, R., Hiemstra-van Mastrigt, S., Burford, E., Botter J., Douwes, M., & Ellegast, R. (2014). Effects of a standing and three dynamic workstations on computer task performance and cognitive function tests. *Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance, Sankt Augustin*. Recuperado 15 de marzo del año 2020 de: https://www.researchgate.net/publication/263288389_Effects_of_a_standing_and_three_dynamic_workstations_on_computer_task_performance_and_cognitive_function_tests
- Commissaris, D. (2012). *Evaluation of Dynamic Office Workstations*. Institute for Occupational Safety and Health (IFA). Recuperado el 14 de febrero del 2020 de: https://www.tno.nl/media/2096/evaluation_dynamic_office_workstations.pdf

- Creek, J. (2011). *Qué son los ejercicios isométricos?* Alto Rendimiento. Recuperado de <http://altorendimiento.com/ejercicios-isometricos/>
- Córdova, A., Nuin, I., Fernández-Lázaro, D., Latasa, I., & Rodríguez-Falces, J. (2017). Actividad electromiográfica (EMG) durante pedaleo, su utilidad en el diagnóstico de la fatiga en ciclistas. Zaragoza: *Archivos de Medicina del Deporte*.
- Cox, R.H., Guth, J., Siekemeyer, L., Kellems, B., Brehm, S.B., & Ohlinger, C.M. (2011). Metabolic cost and speech quality while using an active workstation. *J. Phys. Act. Health* 8, 332-339.
- Di Nardo, F., Strazza, A., Mengarelli, A., Ercolani, S., Morgoni, N., Burattini, L., Fioretti, S. (2018). Surface EMG patterns for quantification of thigh muscle co-contraction inschool-age children: Normative data during walking. *Gait & Posture* 61, 25-33.
- De Luca, C. (1993). *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. Boston: The International Society of Biomechanics.
- De Luca, C. (2006). Electromyography. In *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (pp. 98-109). Boston: John Wiley & Sons, Inc.
- De Luca, C. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. Delsys.
- Danchak, T. (2018). How to Master All-Important Functional Movement Patterns. Recuperado el 25 de marzo del año 2020 de: <https://www.stack.com/a/functional-movement-patterns-how-to-master-these-all-important-movements>
- Díaz, J. (2017). *Normalización de Bases de Datos*. Recuperado el 13 marzo del año 2020 de: <https://ed.team/blog/normalizacion-de-bases-de-datos>
- Funk, R.E., Taylor, M.L., Creekmur, C.C., Ohlinger, C.M., Cox, R.H., Berg, W.P. (2012). Effect of walking speed on typing performance using an active workstation. *Percept. Mot. Ski. Exerc. Sports* 115, 309-318.
- García, M.-G., Wall, R., Steinhilber, B., Läubli, T., & Martin, B. J. (2016). Long-lasting changes in muscle twitch force during simulated work while standing or walking. *Human Factors*, 58(8), 1117–1127.
- Gimeno, J., Pujana, A., Coma, I., Fernandez, M., Landaluze, J. (2013). Técnicas de captura de movimiento, infrarroja y basada en video, aplicadas al prototipado virtual de una ortesis. ARTEC, I. de Robótica de la U. de Valencia, 46980 Paterna, Valencia.
- Gómez-Campos, R.; Cossio-Bolaños, M.A.; Brousett Minaya, M. y Hochmuller-Fogaca, R.T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* vol. 10 (40) pp. 537-555. <Http://cdeporte.rediris.es/revista/revista40/artmecanismo171.htm>

- Grindle, D., Baker, L., Furr, M., Puterio, T., Knarr, B., & Higginson J. (2018) The Effects of Walking Workstations on Biomechanical Performance, National Institutes of Health and Grant. Recuperado el 17 de febrero del año 2020 de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6338343/>
- Harrison, X et al. (2018). *A brief introduction to mixed effects modelling and multi-model inference in ecology*. Recuperado 25 de marzo del año 2020 de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5970551/>
- HEINRICH, Alice & Wasserkampf, Anna & Schäfer, Alina & ELLEGAST, Rolf Kleinert, Jens. (2018). Dynamic Office Workstations: Initial Insights into User Usability Evaluations and Motivation. *Journal of UOEH*. 40. 277-286.
- Hernández, D. (2018). *Sobre la Fisiología de la Contracción*. Retrieved from Infomed: Medicina de Rehabilitación Biomecánica: sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20619
- Hollman, J., Watkins, M., Imhoff, A., Braun, C., Akervik, K., & Ness, D. (2015). A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & posture*. 43. 10.1016/j.gaitpost. 2015.09.024.
- Hull, M. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics* , 683-694.
- Iborra, A. (2014). *Ejercicios para recuperarse de una condromalacia rotuliana*. Recuperado de <https://www.foroatletismo.com/lesiones/ejercicios-condromalacia-rotuliana/>
- Jackson, J., Mathiassen, S., Callaghan, J., & Dempsey, P. (2017, 4 julio). *Journal of Electromyography and Kinesiology - Elsevier*. Recuperado el 23 marzo del año 2020 de: <https://www.journals.elsevier.com/journal-of-electromyography-and-kinesiology>
- Jensen, B., Hovgaard-Hansen, L., & Cappelén, K. (2016). Muscle Activation and Estimated Relative Joint Force During Running with Weight Support on a Lower-Body Positive-Pressure Treadmill. *Journal of Applied Biomechanics*, 335 -341.
- Joerger, J. (2016). *Muscle Activity and Power Output Between Stationary and Outdoor Cycling*. University Libraries, University of Nevada.
- K.-F, J., Kippers, V., Parnianpour, M., & Richardson, C. (2002). EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE*, vol. 34, nº 7, p. 1082–1086.
- Keith, D., Newstrom, J. (1991). *El comportamiento humano en el trabajo*. Comportamiento Organizacional, México: Mc Graw Hill

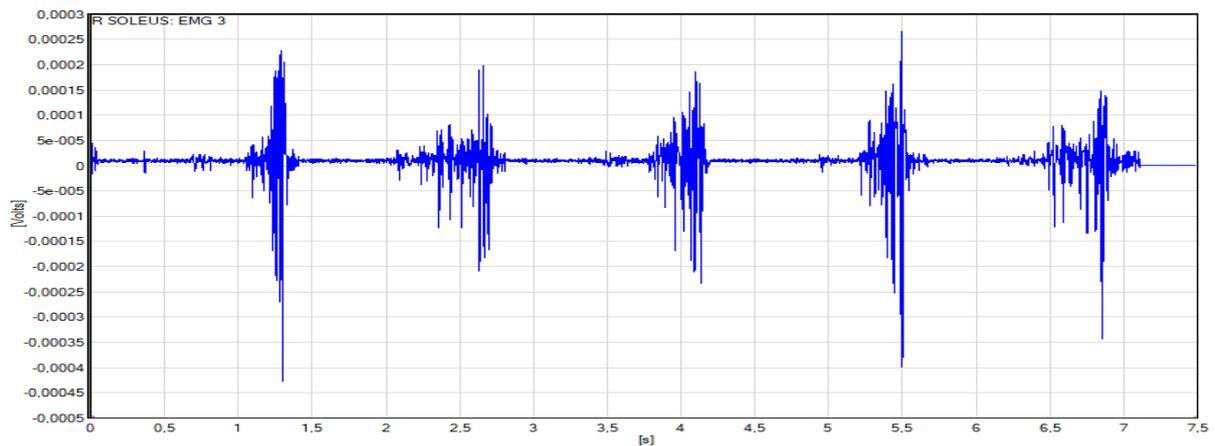
- Leiva, A., Martínez, M., Cristi, C., Salas, C., Ramírez, R., Díaz, X., Aguilar, N., & Celis, C. (2017). Sedentary lifestyle is associated with metabolic and cardiovascular risk factors independent of physical activity. *Rev Med Chile* 2017; 145: 458-467
- Lee, S., Hidler, J. (2007). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Department of Biomedical Engineering, Catholic University. J Appl Physiol* 104: 747–755, 2008.
- López, P. (2017). *El sedentarismo y su efecto en el rendimiento laboral en el área administrativa de la Compañía Nacional de Transporte CNEYTON VÁSQUEZ S.A.* Recuperado de Universidad Andina Simón Bolívar: <http://repositorio.uasb.edu.ec/bitstream/10644/6056/1/T2550-MDTH-Lopez-El%20sedentarismo.pdf>
- Marín, C. (2015). Una guía para luchar contra el sedentarismo laboral. *El Mundo*. Recuperado el 8 de febrero del año 2020 de: <https://www.elmundo.es/salud/2015/06/08/556c6406268e3e62108b4594.html>
- Martin, J., & Li, Q. (2017). Overground vs. treadmill walking on biomechanical energy harvesting: An energetics and EMG study. *Gait & Posture* 52, 124-128.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la Electromiografía de Superficie en el Deporte. *Apunts medicina de l'esport*, 127-136.
- Nishiwaki, G., Urabe, Y., & Tanaka, K. (2006). EMG Analysis of Lower Extremity Muscles in Three Different Squat Exercises. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 21-26.
- Ochoa, J., Sternad, D., Hogan, N. (2017). Treadmill vs. overground walking: different response to physical interaction. *Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts. J Neurophysiol* 118: 2089 –2102, 2017.
- Owen, N., Sparling, P., Healy, G., Dunstan, D., & Matthews, C. (2010). Sedentary Behavior: Emerging Evidence for a New Health Risk. *Mayo Clinic Proceedings*, Volume 85, Issue 12, 1138-1141
- Ruiz, R. (1999, Febrero). Aplicaciones de las Señales Electromiográficas. *Encuentros en la Biología*.
- Soares, W. (2012). *Biomecánica aplicada al deporte: contribuciones, perspectivas y desafíos*. Recuperado de EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires - Año 17 - N° 170
- Sousa, A., Tavares, J. (2015). *Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review*. Recuperado el 10 de marzo del año 2020 de:

https://www.researchgate.net/publication/286051017_Surface_electromyographic_amplitude_normalization_methods_A_review

- Souza, A., Gizzi, L., Ketabi, S., Farina, D., & Gustav, U. (2016). Modular Control of Treadmill vs Overground Running. *US National Library of Medicine National Institutes of Health*.
- Sterzing, T., Frommhold, C., & Rosenbaum, D. (2016). In-shoe plantar pressure distribution and lower extremity muscle activity patterns of backward compared to forward running on a treadmill. *Gait & Posture* 46, 135-141 .
- Straker, L., Levine, J., & Campbell, A. (2009). The effects of walking and cycling computer workstations on keyboard and mouse performance. *Hum. Factors* 52, 831-845.
- Strutzenberger, G., Alexander, N., Bamboschek, D., Claas, E., Langhof, H., & Schwameder, H. (2017). Uphill walking: Biomechanical demand on the lower extremities of obese adolescents. *Gait & Posture* 54, 20-26.
- Trinler, U., Leboeuf, F., Hollands, K., Jones, R., & Baker, R. (2018). Estimation of muscle activation during different walking speeds with two mathematical approaches compared to surface EMG. *Gait & Posture* 64, 266-273 .
- Universidad Internacional de Valencia. (2018). *Biomecánica deportiva: métodos y funciones*. Recuperado el 26 de febrero del año 2020 de: <https://www.universidadviu.com/biomecanica-deportiva-metodos-y-funciones/>
- Van den Berg, M., Barr, C., McLoughlin, J., & Crotty, M. (2017). Effect of walking on sand on gait kinematics in individuals with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders* 16, 15-21.
- Vicon Motion Systems . (2020). *Full body modeling with Plug-in Gait*. Vicon Documentation. Recuperado el 23 de marzo del año 2020 de: <https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
- Vicon Motion Systems . (2020). *Hardware*. Vicon Hardware . Recuperado el 23 de marzo del año 2020 de: <https://www.vicon.com/hardware/>
- Wall-Scheffler, C., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K., & Heiderscheit, B. (2010). EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *American Journal of Physical Anthropology*, 601-611.
- Wang, L., Hong, y., & Xian, J. (2014). Muscular Activity of Lower Extremity Muscles Running on Treadmill Compared with Different Overground Surfaces. *American Journal of Sports Science and Medicine*, 161-165.
- Weiss, L., K. Silver, J., Weiss, J. (2004). Easy EMG, ELSEVIER.

- Winter D. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley interscience
- Zalai, D., Panics, G., Bobak, P., Csáki, I., & Hamar, P. (2015). Quality of functional movement patterns and injury examination in elite-level male professional football players. Vol. 102, Issue 1, 34-42.

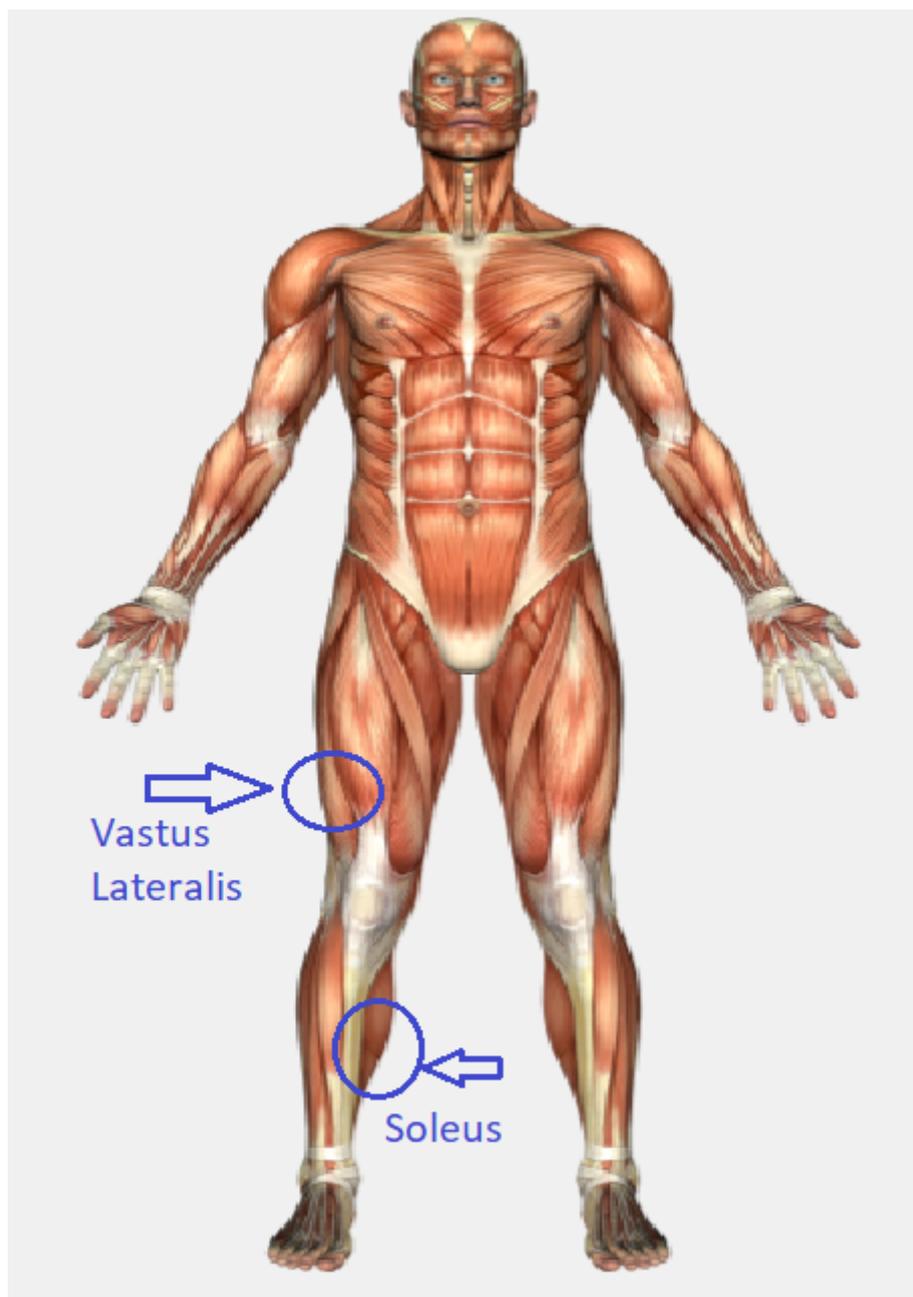
ANEXOS



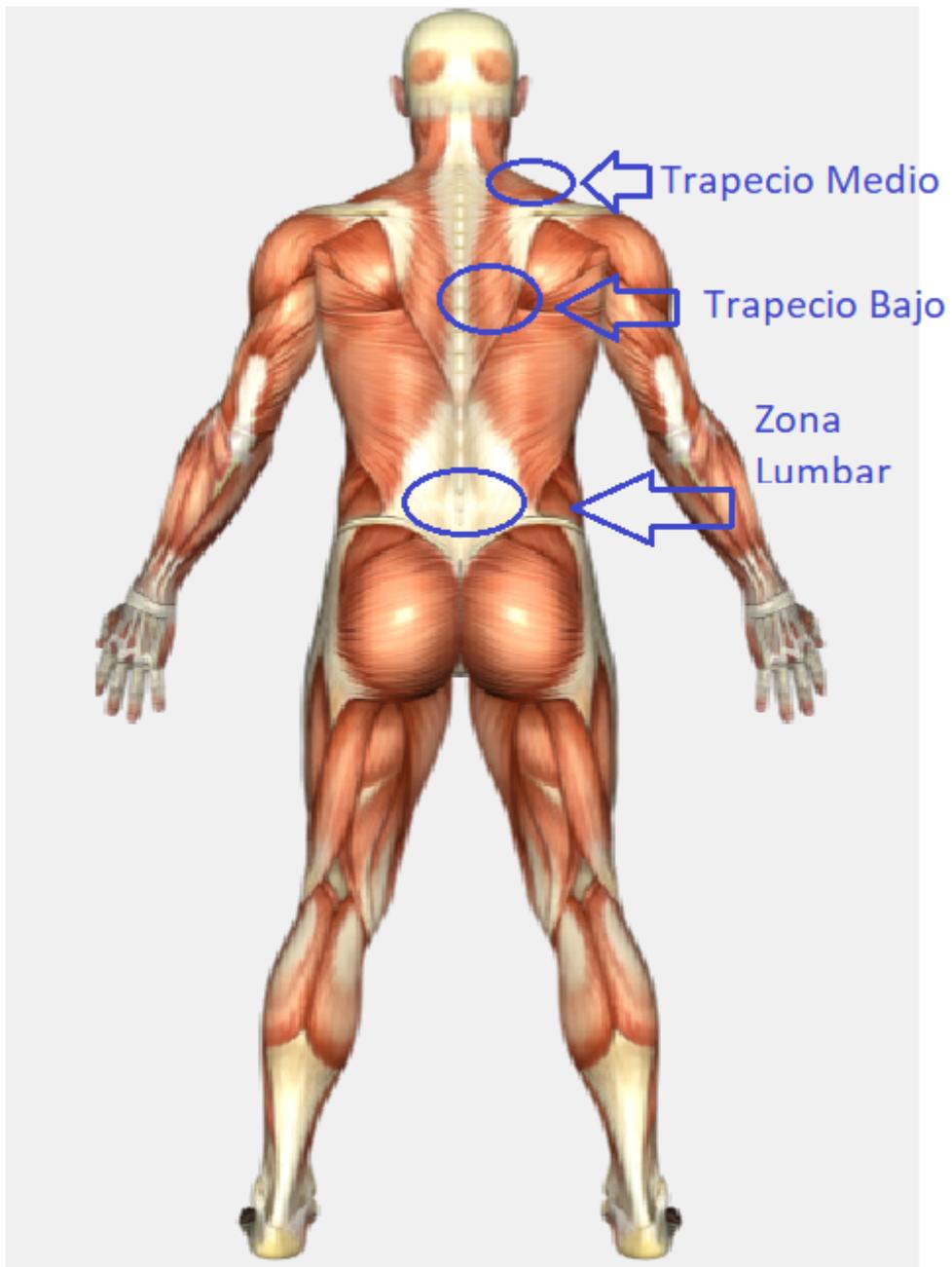
Anexo 1: Gráfico de la señal brutal de EMG del Soleus derecho (Ejemplo).

Caminata	TOTAL	Referencias
<i>Tibialis Anterior</i>	2	<p>(Trinler, Leboeuf, Hollands, Jones, & Baker, 2018) (Wall-Scheffler, Chumanov, Steudel-Numbers, & Heiderscheit, 2010) (Hull, 1986) (Jensen, Hovgaard-Hansen, & Cappelen, 2016) (Di Nardo, y otros, 2018) (Nishiwaki, Urabe, & Tanaka, 2006) (Martin & Li, 2017) (Joerger, 2016) (Souza, Gizzi, Ketabi, Farina, & Gustav, 2016) (Wang, Hong, & Xian, 2014) (Sterzing, Frommhold, & Rosenbaum, 2016)</p>
Soleus	5	
<i>Rectus Femoris</i>	5	
<i>Semitendinosus</i>	5	
<i>Gastrocnemius Lateralis</i>	4	
<i>Gastrocnemius Medialis</i>	4	
<i>Vastus Medialis</i>	5	
Vastus Lateralis	6	
<i>Hip Adductors</i>	1	
<i>Gluteus Medius</i>	1	
<i>Bicep Femoris</i>	6	
<i>Medial Hamstring</i>	2	
<i>Gluteus Maximus</i>	2	
<i>Lateral Hamstring</i>	2	
<i>Peroneus Longus</i>	1	

Anexo 2: Tabla resumen para selección de músculos de la parte inferior del cuerpo.



Anexo 3: Zonas donde se colocan los sensores EMG en la parte inferior del cuerpo



Anexo 4: Zonas donde se colocan los sensores EMG en la parte superior del cuerpo



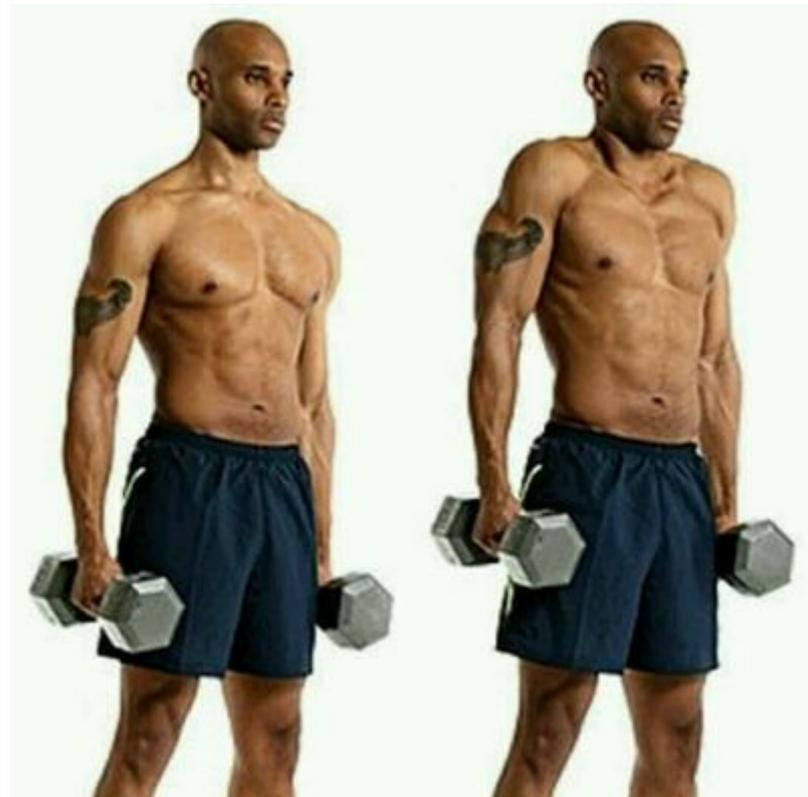
Anexo 5: Ejercicio para el Soleus “Isométrico en elevación de talones”



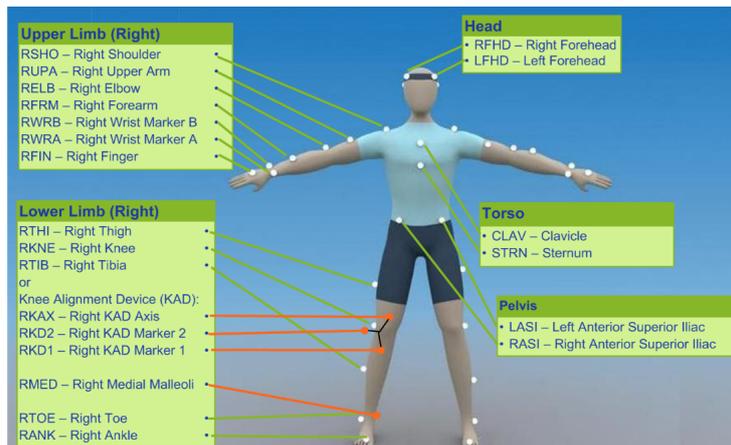
Anexo 6: Ejercicio para el Vastus Lateralis “Elevaciones de pierna con rodilla extendida a 45 grados”



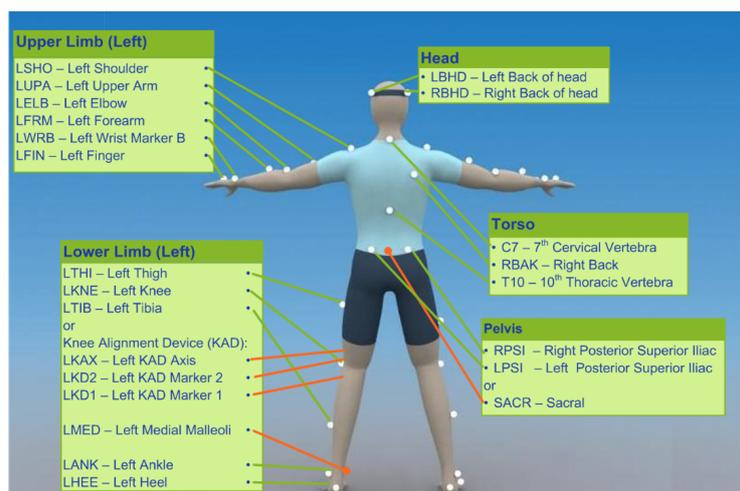
Anexo 7: Ejercicio para la zona lumbar y trapecio bajo “Peso muerto/deadlift a 20 grados”



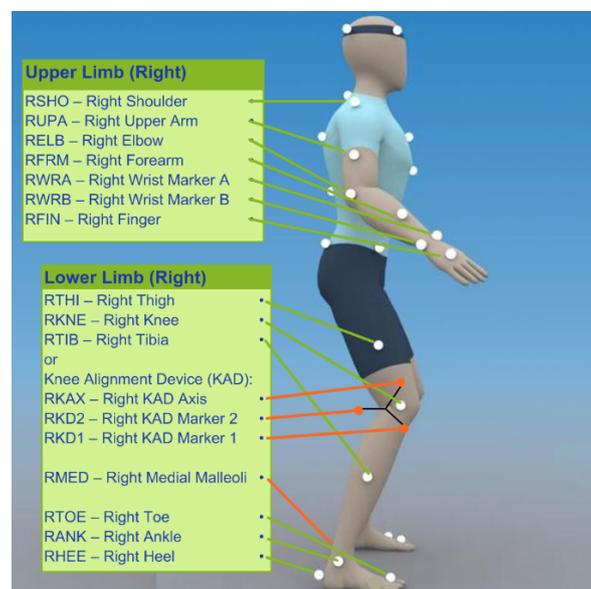
Anexo 8: Ejercicio para el trapecio medio “Encogimiento/levantamiento de hombros”



Anexo 9: Zonas donde se colocan los marcadores de VICON (vista frontal)



Anexo 10: Zonas donde se colocan los marcadores de VICON (vista posterior)



Anexo 11: Zonas donde se colocan los marcadores de VICON (vista lateral)

Etapa	Descripción
<i>1. Definición y planteamiento del problema</i>	Esta etapa se basó en la revisión literaria de artículos existentes, relacionados a la temática de este estudio en particular. Esto contribuyó a la familiarización con el tema y a la identificación de ciertos vacíos en la literatura como se mencionó anteriormente. De aquí surge la definición del problema y el haber identificado la necesidad de realizar un experimento que alalice desde una perspectiva biomecanica el uso de estaciones de trabajo dinámico, específicamente de tipo caminadora, e incluir nuevos factores demográficos que se consideraron importantes.
<i>2. Formulación de las hipótesis</i>	Esta etapa consistió en formular las diferentes hipótesis que fueron evaluadas durante el experimento, con la finalidad de hallar respuestas a la pregunta de investigación y aportar a la solución del problema definido anteriormente.
<i>3. Recolección y análisis de datos</i>	Para la recolección de datos se decidió analizar una muestra de 5 hombres y 4 mujeres. Los instrumentos utilizados fueron 10 cámaras Vicon de captura de movimiento y 6 sensores de electromiografía Delsys. Los datos se recolectaron de manera aleatoria siguiendo un diseño de experimento apropiado. Se procesó los datos y se realizó una análisis aplicando modelo mixtos en SAS Studio.
<i>4. Confrontación de datos con las hipótesis</i>	Basado en los datos recolectados y el análisis estadístico de estos se determinó si las hipótesis planteadas al inicio del estudio se aceptan o se rechazan.
<i>5. Conclusiones y generalización del resultado</i>	Los resultados del experimento y las hipótesis fueron extrapolados a la situación que se simuló y se determinó cuales son las implicaciones prácticas de los hallazgos realizados.

6. Recomendaciones y nuevas predicciones	En base a la experiencia adquirida durante el estudio se procedió a realizar recomendaciones para futuros estudios en el área. Adicionalmente, se procedió a realizar predicciones que pueden o deberían ser evaluadas en futuras investigaciones.
--	--

Anexo 12: Etapas y detalle de la metodología aplicada (Método Científico)

```

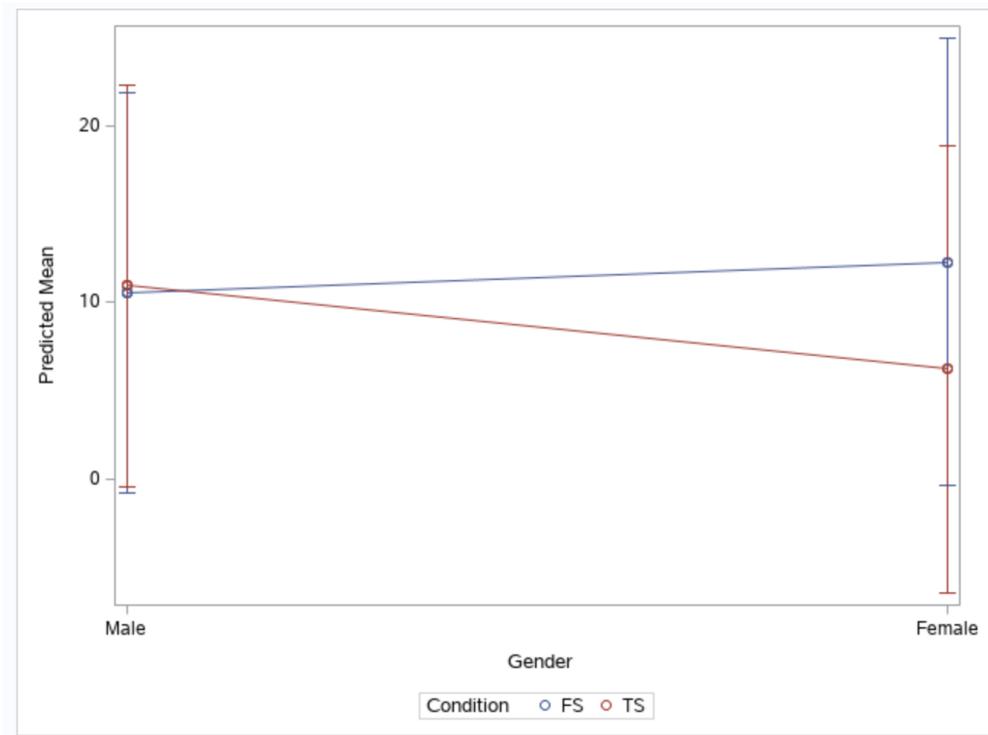
1 PROC IMPORT OUT= WORK.SLsas
2   DATAFILE= "/home/u45162727/Vicon/RHip&RKnee.xlsx"
3   DBMS=xlsx REPLACE;
4   SHEET = "Sheet1";
5   GETNAMES = YES;
6
7 RUN;
8 proc sort data = WORK.SLsas out = sj;
9 by Subject;
10 run;
11
12 /*All factors together no interactions*/
13
14 proc mixed data = sj order = data;
15 class Subject Genero Condicion;
16 model Max_Flex_Promedio = Genero Condicion Genero*Condicion / solution outpredm = predti; /*Range_Promedio*/
17 random Subject; /*Subject(Day)*/
18 lsmeans Genero*Condicion / pdiff adjust=tukey;
19 run;
20
21 proc sort data = predti;
22 by Subject;
23 run;
24
25 proc sgplot data= predti;
26 scatter y = pred x = Genero / yerrorlower = lower yerrorupper = upper group = Condicion;
27 series y = pred x = Genero / group = Condicion;
28 run;

```

Anexo 13: Código implementado para análisis de modelos mixtos en SAS Studio.

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	7	0.05	0.8276
Condition	1	7	1.08	0.3332
Gender*Condition	1	7	1.38	0.2792

Anexo 14: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Trapecio Medio Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación

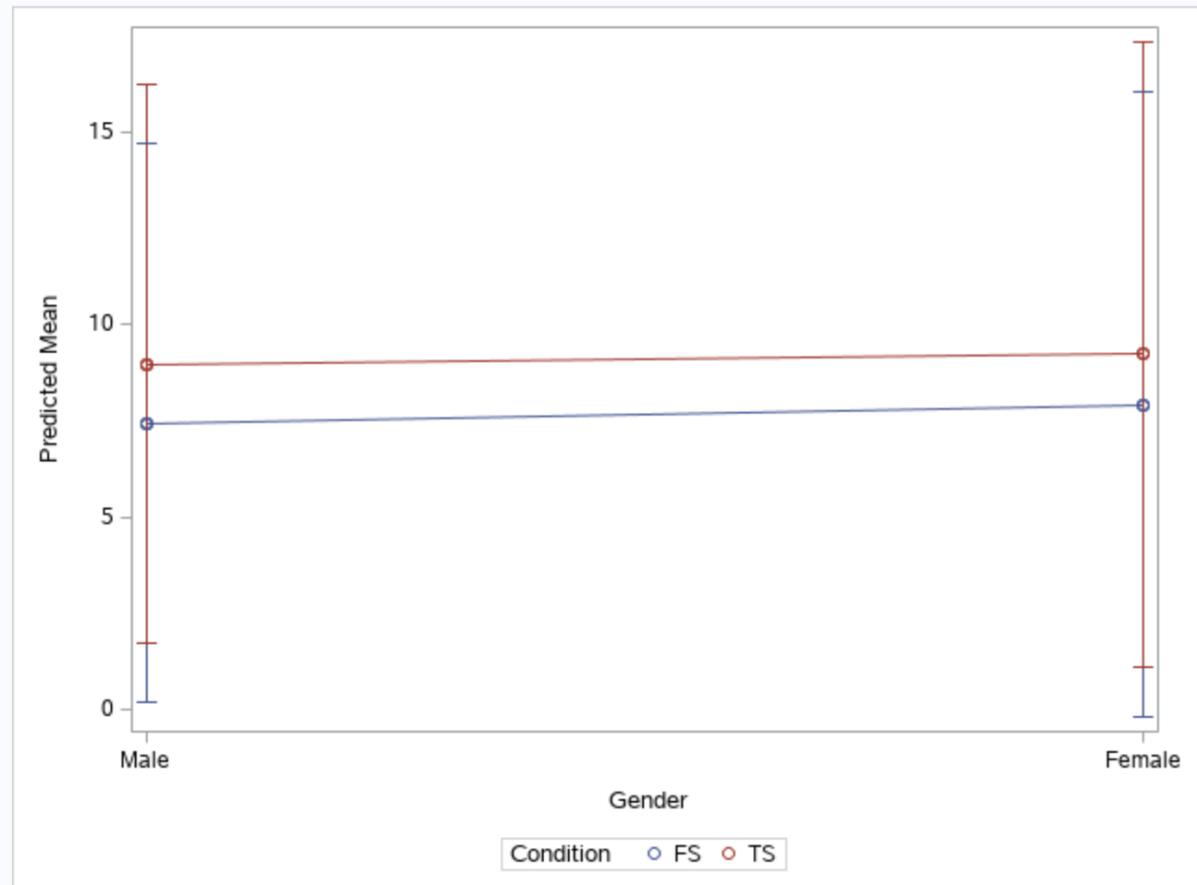


Anexo 15: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Trapecio Medio

Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	7	0.01	0.9327
Condition	1	7	0.55	0.4828
Gender*Condition	1	7	0.00	0.9529

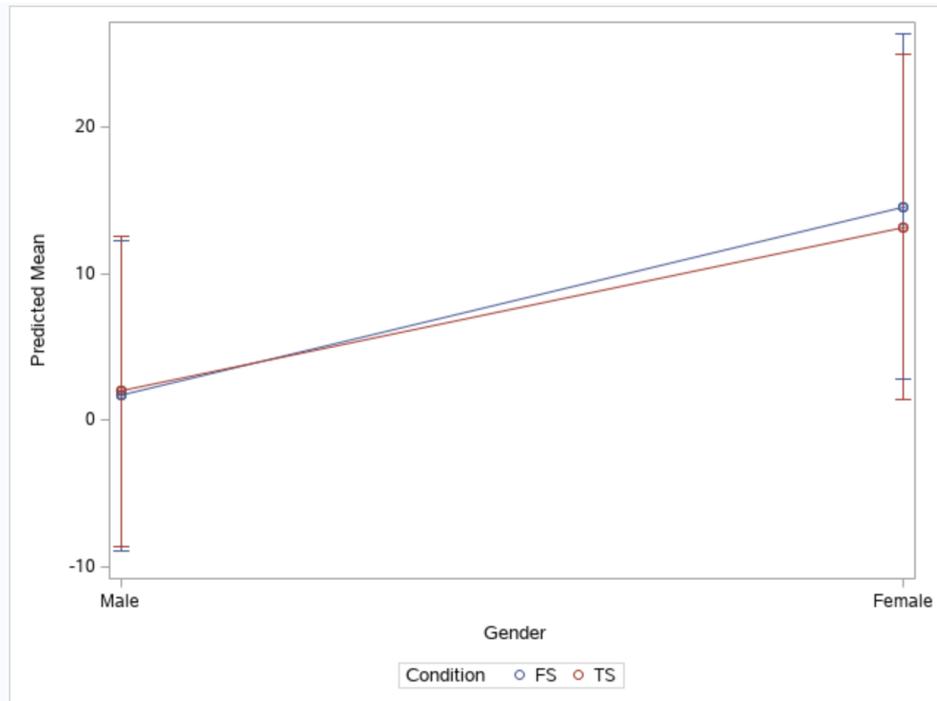
Anexo 16: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Fascia Toracolumbar Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación



Anexo 17: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Fascia Toracolumbar Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	7	3.28	0.1128
Condition	1	7	0.49	0.5064
Gender*Condition	1	7	1.13	0.3230

Anexo 18: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Vasto Lateral Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación



Anexo 19: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Vasto Lateral

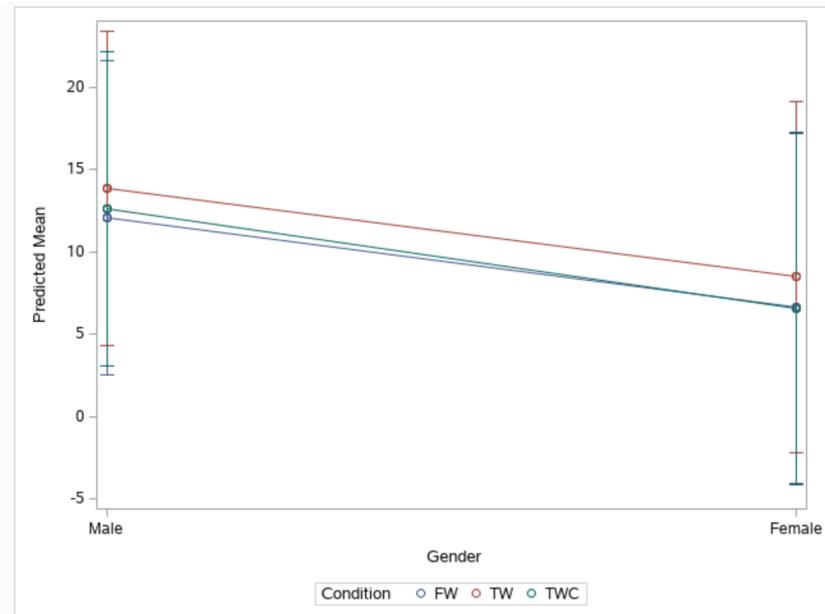
Derecho en condiciones estáticas del Promedio de Activación

Trapezio Medio Derecho:

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	14	0.84	0.3742
Condition	2	14	0.37	0.6966
Gender*Condition	2	14	0.01	0.9869

Anexo 20: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Trapecio Medio Derecho en

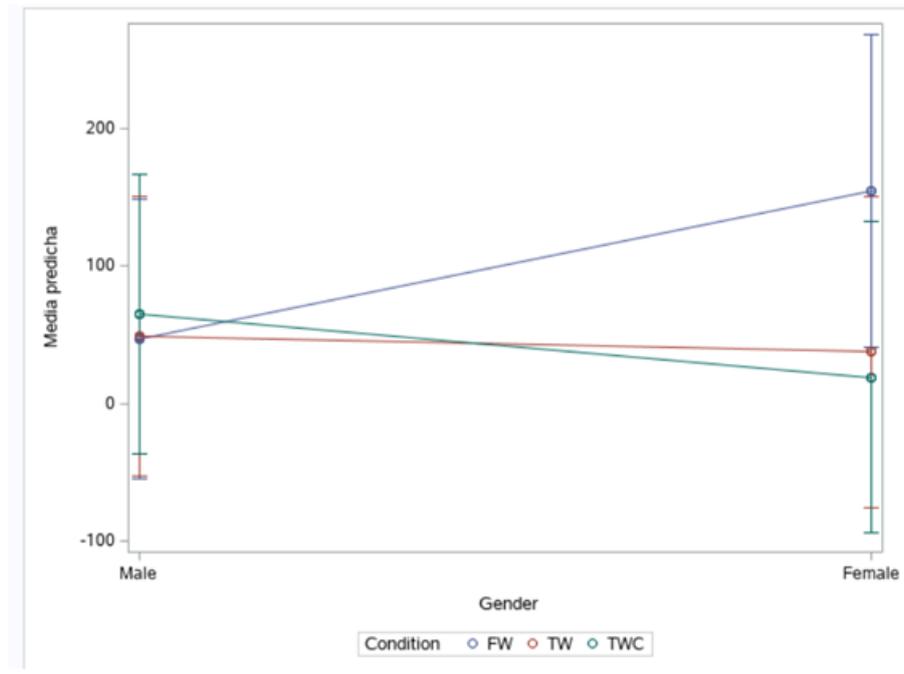
caminata del Promedio de Activación



Anexo 21: Gráfico de promedio Predicado vs. Género por Condición del Trapecio Medio Derecho en caminata del Promedio de Activación

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Gender	1	14	0.10	0.7519
Condition	2	14	1.25	0.3158
Gender*Condition	2	14	1.83	0.1975

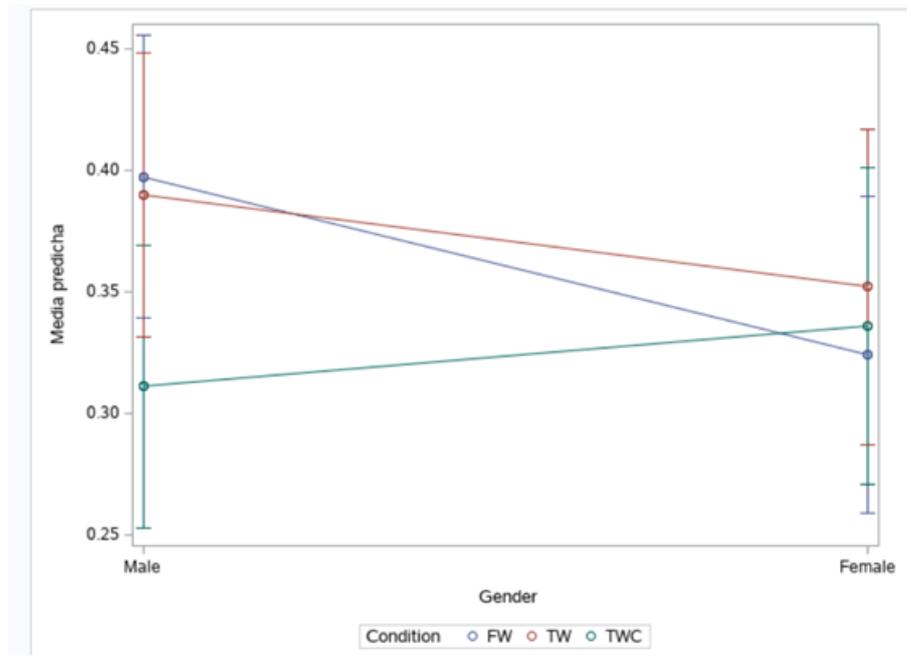
Anexo 22: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de los Picos Máximos



Anexo 23: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de los Picos Máximos

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Gender	1	14	1.49	0.2422
Condition	2	14	1.50	0.2568
Gender*Condition	2	14	1.50	0.2569

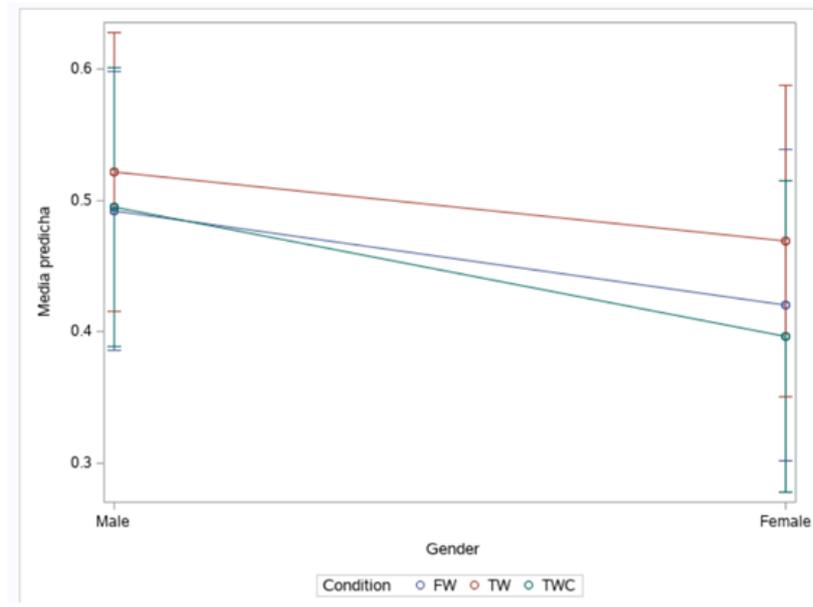
Anexo 24: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de Ancho de Picos



Anexo 25: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de Ancho de Picos

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Gender	1	14	3.00	0.1050
Condition	2	14	0.50	0.6172
Gender*Condition	2	14	0.10	0.9093

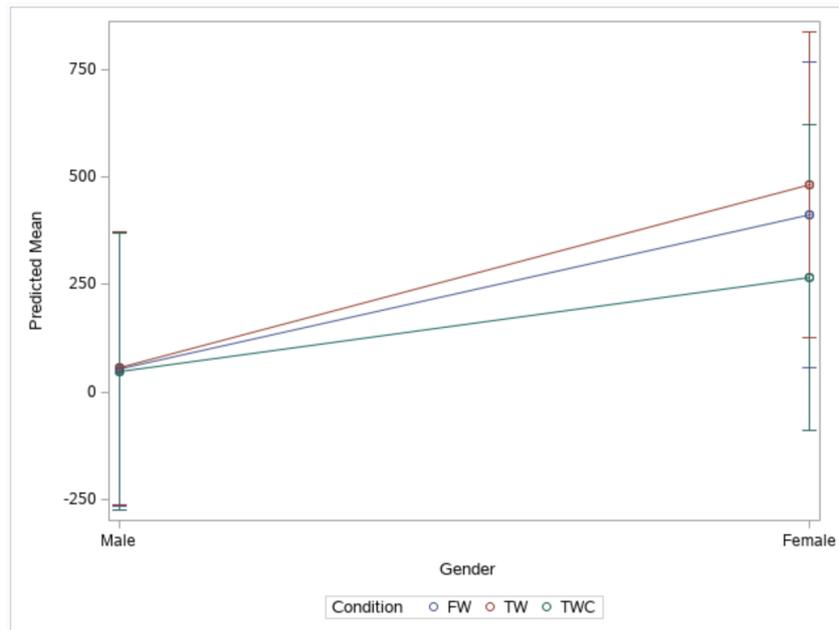
Anexo 26: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de Distancia entre Picos



Anexo 27: Gráfico de promedio Predicado vs. Género por Condición del Fascia Toracolumbar Derecho en caminata del Promedio de Distancia entre Picos

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	13	2.45	0.1415
Condition	2	13	2.69	0.1055
Gender*Condition	2	13	2.30	0.1400

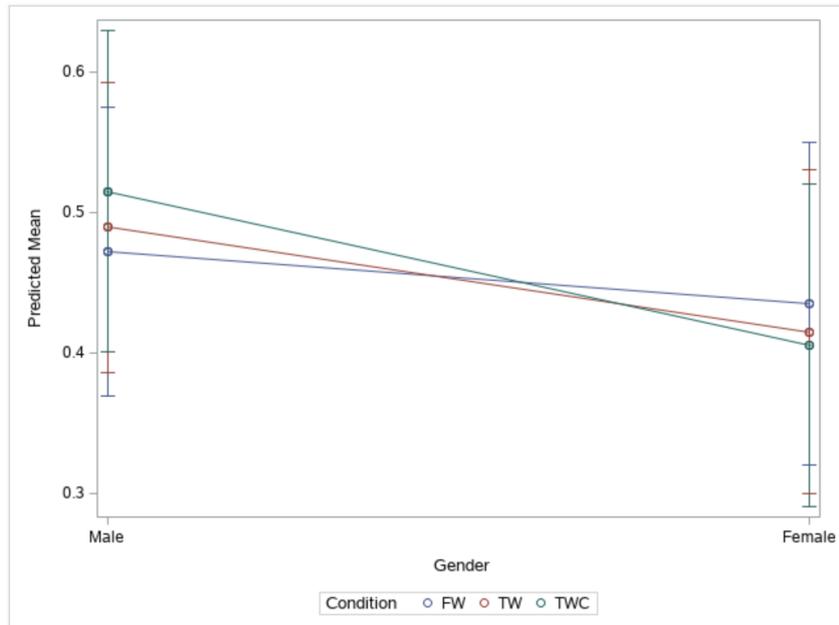
Anexo 28: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Vasto Lateral Derecho en caminata del Promedio de los Picos Máximos



Anexo 29: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Vasto Lateral Derecho en caminata del Promedio de los Picos Máximos

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	13	2.31	0.1522
Condition	2	13	0.02	0.9838
Gender*Condition	2	13	0.29	0.7523

Anexo 30: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Vasto Lateral Derecho en caminata del Promedio de Ancho de Picos



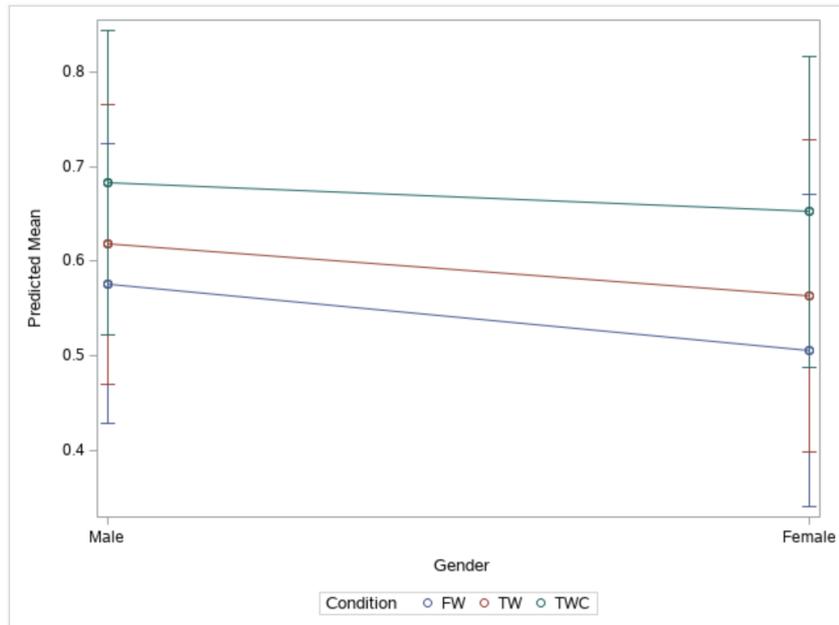
Anexo 31: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Vasto Lateral

Derecho en caminata del Promedio de Ancho de Picos

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	13	0.42	0.5279
Condition	2	13	2.49	0.1218
Gender*Condition	2	13	0.06	0.9404

Anexo 32: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo del Vasto Lateral Derecho en

caminata del Promedio de Distancia entre Picos



Anexo 33: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición del Vasto Lateral

Derecho en caminata del Promedio de Distancia entre Picos

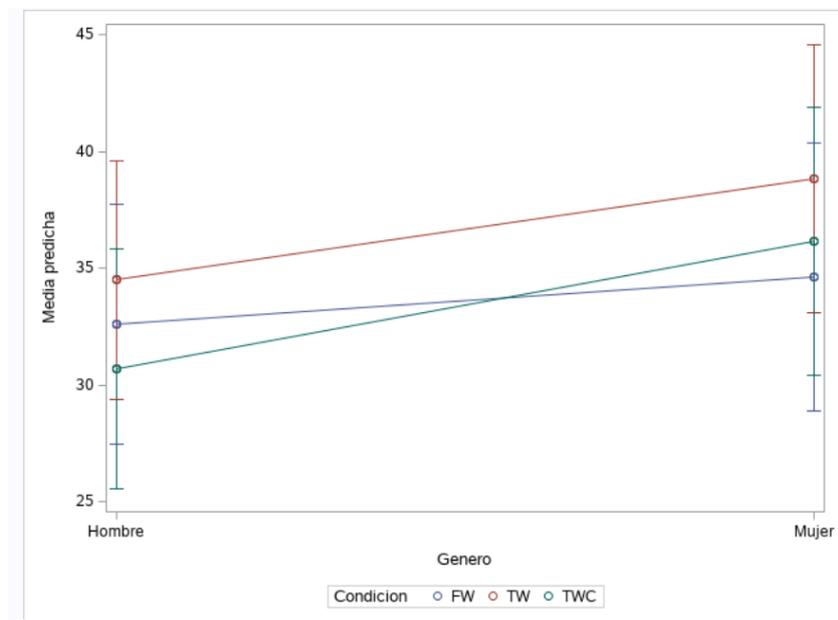
Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Genero	1	14	1.31	0.2720
Condicion	2	14	9.65	0.0023
Genero*Condicion	2	14	2.24	0.1436

Anexo 34: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de la Cadera en caminata del

Promedio de Flexión Máxima

Diferencias de medias de mínimos cuadrados											
Efecto	Genero	Condicion	Genero	Condicion	Estimación	Error estándar	DF	t valor	Pr > t	Ajuste	Adj P
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TW	-1.8966	1.1069	14	-1.71	0.1087	Tukey-Kramer	0.5452
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TWC	1.9068	1.1069	14	1.72	0.1069	Tukey-Kramer	0.5399
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	FW	-2.0267	3.5843	14	-0.57	0.5807	Tukey-Kramer	0.9918
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TW	-6.2523	3.5843	14	-1.74	0.1030	Tukey-Kramer	0.5274
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TWC	-3.5599	3.5843	14	-0.99	0.3375	Tukey-Kramer	0.9126
Genero*Condicion	Hombre	TW	Hombre	TWC	3.8034	1.1069	14	3.44	0.0040	Tukey-Kramer	0.0377
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	FW	-0.1301	3.5843	14	-0.04	0.9715	Tukey-Kramer	1.0000
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TW	-4.3557	3.5843	14	-1.22	0.2444	Tukey-Kramer	0.8226
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TWC	-1.6633	3.5843	14	-0.46	0.6497	Tukey-Kramer	0.9967
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	FW	-3.9335	3.5843	14	-1.10	0.2910	Tukey-Kramer	0.8745
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TW	-8.1591	3.5843	14	-2.28	0.0391	Tukey-Kramer	0.2656
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TWC	-5.4667	3.5843	14	-1.53	0.1495	Tukey-Kramer	0.6552
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TW	-4.2256	1.2375	14	-3.41	0.0042	Tukey-Kramer	0.0392
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TWC	-1.5332	1.2375	14	-1.24	0.2357	Tukey-Kramer	0.8112
Genero*Condicion	Mujer	TW	Mujer	TWC	2.6924	1.2375	14	2.18	0.0472	Tukey-Kramer	0.3069

Anexo 35: Tabla de comparación Múltiple de Medias con Ajuste de Tukey Para Modelos No Balanceado de la Cadera en caminata del Promedio de Flexión Máxima



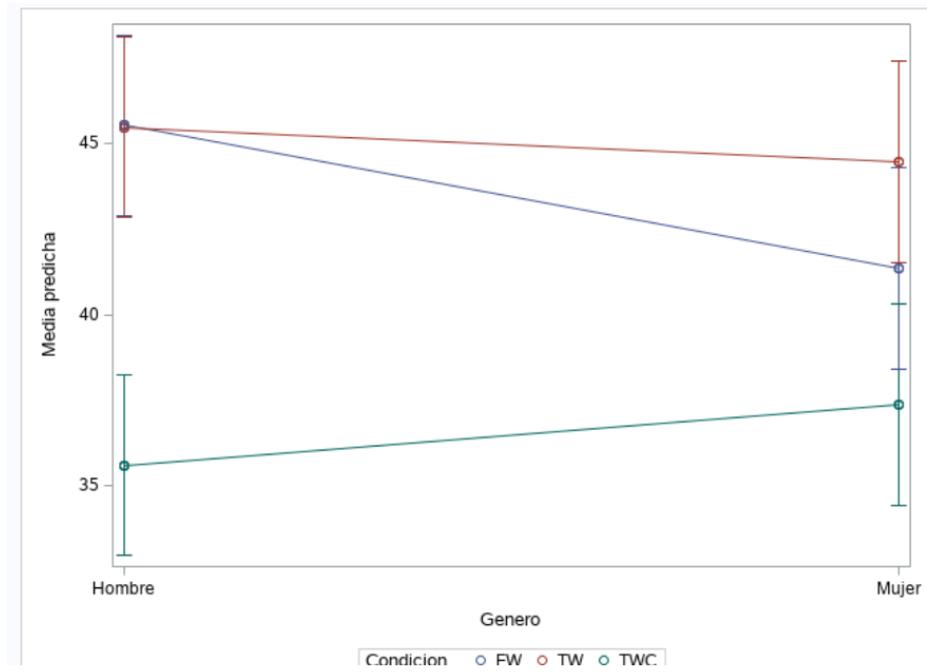
Anexo 36: Gráfico de promedio Predicho vs. Género por Condición de la Cadera en caminata del Promedio de Flexión Máxima

Test de tipo 3 de efectos fijos				
Efecto	DF Num	Den DF	Valor F	Pr > F
Genero	1	14	0.95	0.3459
Condicion	2	14	27.01	<.0001
Genero*Condicion	2	14	2.94	0.0857

Anexo 37: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de la Cadera en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión

Diferencias de medias de mínimos cuadrados											
Efecto	Genero	Condicion	Genero	Condicion	Estimación	Error estándar	DF	t valor	Pr > t	Ajuste	Adj P
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TW	0.05858	1.6417	14	0.04	0.9720	Tukey-Kramer	1.0000
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TWC	9.9471	1.6417	14	6.06	<.0001	Tukey-Kramer	0.0003
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	FW	4.1876	1.8409	14	2.27	0.0392	Tukey-Kramer	0.2663
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TW	1.0761	1.8409	14	0.58	0.5682	Tukey-Kramer	0.9905
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TWC	8.1639	1.8409	14	4.43	0.0006	Tukey-Kramer	0.0060
Genero*Condicion	Hombre	TW	Hombre	TWC	9.8885	1.6417	14	6.02	<.0001	Tukey-Kramer	0.0004
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	FW	4.1290	1.8409	14	2.24	0.0416	Tukey-Kramer	0.2789
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TW	1.0175	1.8409	14	0.55	0.5892	Tukey-Kramer	0.9926
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TWC	8.1054	1.8409	14	4.40	0.0006	Tukey-Kramer	0.0064
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	FW	-5.7596	1.8409	14	-3.13	0.0074	Tukey-Kramer	0.0655
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TW	-8.8710	1.8409	14	-4.82	0.0003	Tukey-Kramer	0.0030
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TWC	-1.7832	1.8409	14	-0.97	0.3492	Tukey-Kramer	0.9205
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TW	-3.1115	1.8355	14	-1.70	0.1122	Tukey-Kramer	0.5558
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TWC	3.9764	1.8355	14	2.17	0.0480	Tukey-Kramer	0.3109
Genero*Condicion	Mujer	TW	Mujer	TWC	7.0879	1.8355	14	3.86	0.0017	Tukey-Kramer	0.0173

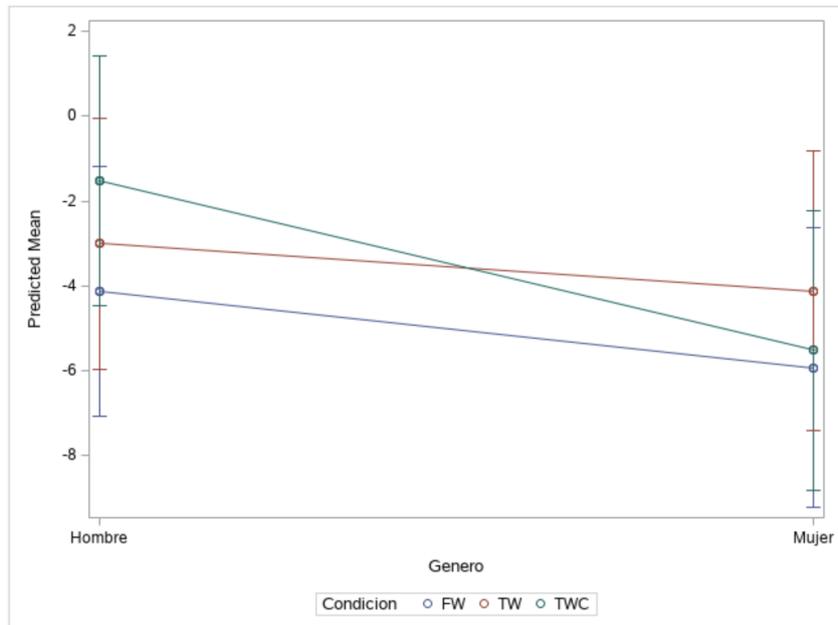
Anexo 38: Tabla de comparación Múltiple de Medias con Ajuste de Tukey Para Modelos No Balanceado de la Cadera en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión



Anexo 39: Gráfico de promedio Predicado vs. Género por Condición de la Cadera en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Genero	1	14	1.58	0.2294
Condicion	2	14	2.21	0.1465
Genero*Condicion	2	14	1.69	0.2197

Anexo 40: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de la Rodilla en caminata del Promedio de Flexión Máxima



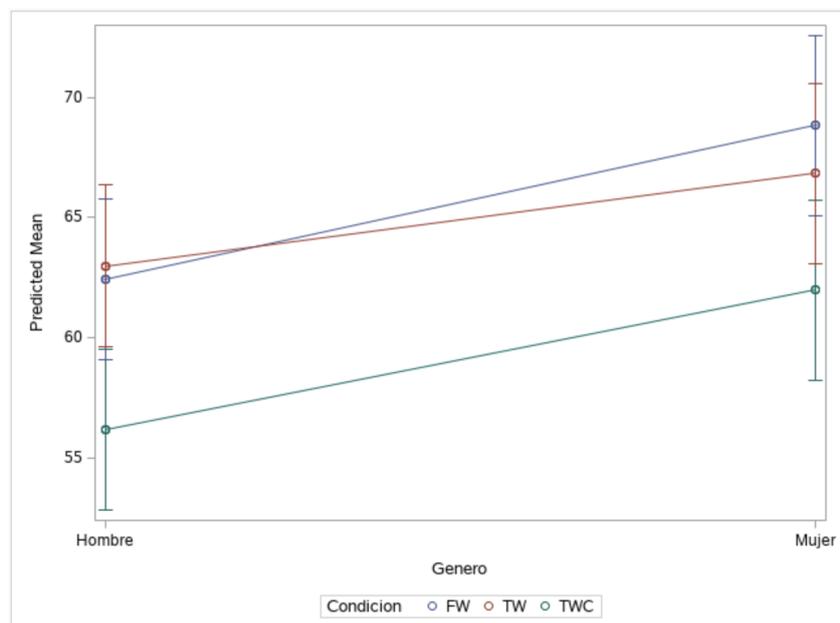
Anexo 41: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición de la Rodilla en caminata del Promedio de Flexión Máxima

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Genero	1	14	7.84	0.0142
Condicion	2	14	18.75	0.0001
Genero*Condicion	2	14	0.65	0.5350

Anexo 42: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de la Rodilla en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión

Differences of Least Squares Means											
Effect	Genero	Condicion	Genero	Condicion	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t	Adjustment	Adj P
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TW	-0.5640	1.5647	14	-0.36	0.7239	Tukey-Kramer	0.9990
Genero*Condicion	Hombre	FW	Hombre	TWC	6.2624	1.5647	14	4.00	0.0013	Tukey-Kramer	0.0133
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	FW	-6.3982	2.3431	14	-2.73	0.0163	Tukey-Kramer	0.1300
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TW	-4.4027	2.3431	14	-1.88	0.0812	Tukey-Kramer	0.4522
Genero*Condicion	Hombre	FW	Mujer	TWC	0.4419	2.3431	14	0.19	0.8531	Tukey-Kramer	1.0000
Genero*Condicion	Hombre	TW	Hombre	TWC	6.8264	1.5647	14	4.36	0.0006	Tukey-Kramer	0.0069
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	FW	-5.8342	2.3431	14	-2.49	0.0260	Tukey-Kramer	0.1920
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TW	-3.8387	2.3431	14	-1.64	0.1236	Tukey-Kramer	0.5890
Genero*Condicion	Hombre	TW	Mujer	TWC	1.0059	2.3431	14	0.43	0.6742	Tukey-Kramer	0.9977
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	FW	-12.6606	2.3431	14	-5.40	<.0001	Tukey-Kramer	0.0011
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TW	-10.6652	2.3431	14	-4.55	0.0005	Tukey-Kramer	0.0049
Genero*Condicion	Hombre	TWC	Mujer	TWC	-5.8206	2.3431	14	-2.48	0.0263	Tukey-Kramer	0.1938
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TW	1.9955	1.7494	14	1.14	0.2732	Tukey-Kramer	0.8565
Genero*Condicion	Mujer	FW	Mujer	TWC	6.8401	1.7494	14	3.91	0.0016	Tukey-Kramer	0.0158
Genero*Condicion	Mujer	TW	Mujer	TWC	4.8446	1.7494	14	2.77	0.0151	Tukey-Kramer	0.1219

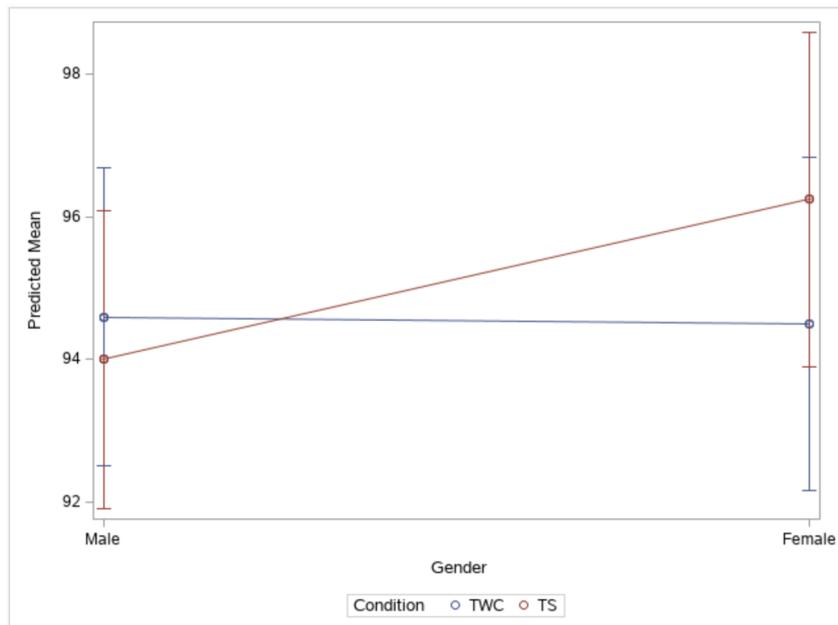
Anexo 43: Tabla de comparación Múltiple de Medias con Ajuste de Tukey Para Modelos No Balanceado de la Rodilla en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión



Anexo 44: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición de la Rodilla en caminata del Promedio Rango Flexión-Extensión

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	7	1.24	0.3021
Condition	1	7	0.40	0.5491
Gender*Condition	1	7	1.65	0.2394

Anexo 45: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de Test Cognitivo de Mecanografía (TS y TWC) para Precisión de Escritura



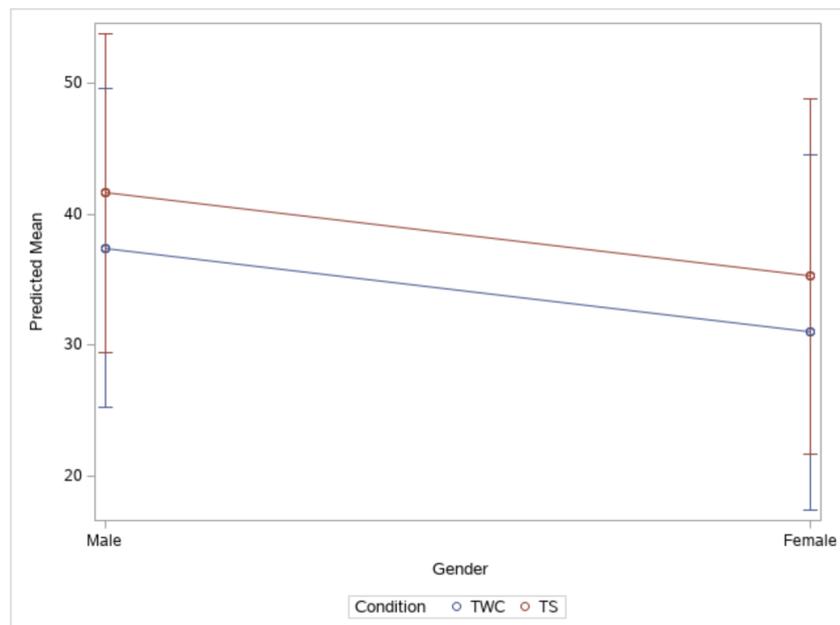
Anexo 46: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición de Test Cognitivo de Mecanografía (TS y TWC) para Precisión de Escritura

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Gender	1	7	0.71	0.4281
Condition	1	7	10.73	0.0136
Gender*Condition	1	7	0.00	0.9851

Anexo 47: Tabla Resumen de Efectos Fijos del Modelo de Test Cognitivo de Mecanografía (TS y TWC) para Velocidad Ajustada de Escritura

Differences of Least Squares Means											
Effect	Gender	Condition	Gender	Condition	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t	Adjustment	Adj P
Gender*Condition	Male	TWC	Male	TS	-4.2000	1.7200	7	-2.44	0.0446	Tukey-Kramer	0.1557
Gender*Condition	Male	TWC	Female	TWC	6.4000	7.6887	7	0.83	0.4327	Tukey-Kramer	0.8378
Gender*Condition	Male	TWC	Female	TS	2.1500	7.6887	7	0.28	0.7878	Tukey-Kramer	0.9917
Gender*Condition	Male	TS	Female	TWC	10.6000	7.6887	7	1.38	0.2104	Tukey-Kramer	0.5484
Gender*Condition	Male	TS	Female	TS	6.3500	7.6887	7	0.83	0.4361	Tukey-Kramer	0.8408
Gender*Condition	Female	TWC	Female	TS	-4.2500	1.9231	7	-2.21	0.0628	Tukey-Kramer	0.2099

Anexo 48: Tabla de comparación Múltiple de Medias con Ajuste de Tukey Para Modelos No Balanceado de Test Cognitivo de Mecanografía (TS y TWC) para Velocidad Ajustada de Escritura



Anexo 49: Gráfico de promedio Predecido vs. Género por Condición de Test Cognitivo de Mecanografía (TS y TWC) para Velocidad Ajustada de Escritura