

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

Comparación de Biomecánica del Movimiento de Personas Con y Sin Amputación

**Daniel Andrés Bravo Maldonado
Jessica Paola Cortez Arroba
Nick Alexander Guerra Suárez**

Ingeniería Industrial

Trabajo de fin de carrera presentado como requisito
para la obtención del título de
INGENIERO INDUSTRIAL

Quito, 19 de mayo de 2023

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE FIN DE CARRERA**

**Comparación de Biomecánica del Movimiento de Personas Con y Sin
Amputación**

**Daniel Andrés Bravo Maldonado
Jessica Paola Cortez Arroba
Nick Alexander Guerra Suárez**

María Gabriela García Rodríguez, Dr. Sc.

Quito, 19 de mayo de 2023

© 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 participantes 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 la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombres y apellidos: Daniel Andrés Bravo Maldonado

Código: 211060

Cédula de identidad: 0706117637

Nombres y apellidos: Jessica Paola Cortez Arroba

Código: 206300

Cédula de identidad: 1722797303

Nombres y apellidos: Nick Alexander Guerra Suárez

Código: 209284

Cédula de identidad: 1721540209

Lugar y fecha: Quito, 19 de mayo de 2023

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UNPUBLISHED DOCUMENT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

En la actualidad existe una cantidad limitado de estudios que involucren la biomecánica de personas amputadas y sanas en la evaluación de actividades funcionales. El objetivo de este estudio fue evaluar la biomecánica de personas con y sin amputación de miembros inferiores durante la ejecución de actividades funcionales y contribuir con información para la mejora del diseño de prótesis y prácticas de rehabilitación. Se midieron a 30 participantes de los cuales 25 fueron personas sanas y 5 personas amputadas. Cada participante realizó actividades de caminata, sentarse, ponerse de pie, subir escaleras y bajar escaleras, en una sola sesión en un laboratorio. Los datos que se recopilaron fueron fuerza máxima de reacción vertical del suelo y rango de movimiento relacionado a los ángulos de flexión-extensión, abducción-abducción y rotación interna-externa, para rodilla, tobillo, pelvis y cadera. Se analizó la diferencia entre sanos y amputados, considerando género y simetría. Lo que se logró obtener de este estudio fue que los participantes amputados por lo general presentaban menores grados en sus ángulos de rotación interna-externa. Por otro lado, en simetría la mayoría de los resultados presentaron asimetría por el desequilibrio dinámico, que están relacionados por la falta de un miembro inferior entre participantes sanos y amputados. Por último, en la fuerza máxima de reacción vertical del suelo los participantes amputados presentaron mayor fuerza máxima de reacción.

Palabras Clave: Amputados, prótesis, biomecánica, cinemática, rango de movimiento, fuerza máxima de reacción, simetría, control de casos.

ABSTRACT

Nowadays, there is a limited number of studies involving the biomechanics of both amputated and non-amputated individuals in the assessment of functional activities. The objective of this study was to evaluate the biomechanics of individuals with and without lower limb amputations during the execution of functional activities and provide information to improve prosthetic design and rehabilitation practices. Thirty participants were measured, out of which 25 were non-amputated individuals and 5 were amputated individuals. Each participant performed walking, sitting, standing up, ascending stairs, and descending stairs activities in a single session in a laboratory setting. The collected data included maximum vertical ground reaction force and range of motion related to flexion-extension, abduction-adduction, and internal-external rotation angles for the knee, ankle, pelvis, and hip. The difference between non-amputated and amputated participants was analyzed, taking into consideration gender and symmetry. The results of this study showed that amputated participants generally had lower degrees of internal-external rotation angles. On the other hand, most of the results showed asymmetry in symmetry due to dynamic imbalance, which is related to the absence of a lower limb among non-amputated and amputated participants. Lastly, in terms of maximum vertical ground reaction force, amputated participants exhibited a higher maximum reaction force.

Key words: Amputees, prosthetics, biomechanics, kinematics, range of motion, maximum force of reaction, symmetry, case control.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción	11
Preguntas de investigación	15
Método	15
Participantes	15
Diseño experimental.....	17
Instrumentación	18
Variables.....	19
Protocolo	19
Procesamiento de Datos	21
Análisis Estadístico	21
Resultados.....	22
Rango de movimiento	23
Simetría	28
Fuerza de reacción vertical del suelo	33
Resultados del modelo por cada lado.....	35
Discusión	45
Conclusiones	48
Recomendaciones	49
Referencias Bibliográficas.....	51
Anexos.....	57
Anexo A: Ubicación de marcadores.....	57
Anexo B: Modelo estático Vicon y Matlab.....	57
Anexo C: Normalidad en la Condición	58
Anexo D: Resultados del rango de movimiento y simetría.....	62
Anexo E: Resultados del rango de movimiento y simetría.	62
Anexo F: Resultados del rango de movimiento y simetría.	62
Anexo G: Resultados del rango de movimiento y simetría.....	63
Anexo H: Resultados del rango de movimiento y simetría.....	63

Anexo I: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.....	63
Anexo J: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.....	63
Anexo K: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.	64
Anexo L: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.	64
Anexo M: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.	64
Anexo N: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.....	64
Anexo O: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.	65
Anexo P: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.	65
Anexo Q: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.	65
Anexo R: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.....	65

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Actividad caminata rango de movimiento y simetría.	62
Tabla 2. Actividad sentarse rango de movimiento y simetría.....	62
Tabla 3. Actividad ponerse de pie rango de movimiento y simetría.	62
Tabla 4. Actividad subir escaleras rango de movimiento y simetría.	63
Tabla 5. Actividad bajar escaleras rango de movimiento y simetría.	63
Tabla 6. Actividad caminata rango de movimiento del lado derecho.....	63
Tabla 7. Actividad caminata rango de movimiento del lado izquierdo.	63
Tabla 8. Actividad sentarse rango de movimiento del lado derecho.	64
Tabla 9. Actividad sentarse rango de movimiento del lado izquierdo.....	64
Tabla 10. Actividad ponerse de pie rango de movimiento del lado derecho.	64
Tabla 11. Actividad ponerse de pie rango de movimiento del lado izquierdo.	64
Tabla 12. Actividad subir escaleras rango de movimiento del lado derecho.....	65
Tabla 13. Actividad subir escaleras rango de movimiento del lado izquierdo.	65
Tabla 14. Actividad bajar escaleras rango de movimiento del lado derecho.....	65
Tabla 15. Actividad bajar escaleras rango de movimiento del lado izquierdo.	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ubicación de marcadores.	57
Figura 2. Modelo estático Vicon y Matlab.	57
Figura 3. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de amputado.	58
Figura 4. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de amputado.	58
Figura 5. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de sano.....	58
Figura 6. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de sano.....	59
Figura 7. Flexión-extensión del tobillo en el género femenino.	59
Figura 8. Flexión-extensión del tobillo en el género femenino.	59
Figura 9. Flexión-extensión del tobillo en el género masculino.	60
Figura 10. Flexión-extensión del tobillo en el género masculino.	60
Figura 11. Flexión-extensión de la pelvis del lado izquierdo.	60
Figura 12. Flexión-extensión de la pelvis del lado izquierdo.	61
Figura 13. Flexión-extensión de la pelvis del lado derecho.....	61
Figura 14. Flexión-extensión de la pelvis del lado derecho.....	61

INTRODUCCIÓN

La Clasificación Internacional de Discapacidades Funcionales (ICF) ha dicho que las condiciones estándares que forman parte de discapacidades deterioras son la infección asintomática, distrofias musculares, poliomielitis, parálisis cerebral, lesión de la médula espinal, cáncer y amputaciones (Krahn et al., 2015). Actualmente, en Ecuador existe un 45,66% de personas con discapacidad física (CONADIS, 2022) del total de discapacitados en el país a las cuales pertenecen las personas con algún tipo de amputación. Según un estudio en el Laboratorio de Ortopedia Técnica de Pichincha, durante el año 2011 se hallaron 700 casos de personas con úlceras en sus extremidades inferiores, para los cuales se realizó amputaciones en 500 (Padilla et al., 2017), reflejando un alto porcentaje del total de los pacientes ingresados. Por otro lado, es importante evaluar aspectos centrados en la anatomía y fisiología en estas personas, para ello existen 2 ciencias útiles para ello. La primera es la biomecánica, la cual se centra en el análisis del movimiento y de las fuerzas internas como externas que actúan en el ser humano al momento de realizar actividades funcionales (Madeleine et al., 2011). La segunda que es la ergonomía se encarga del estudio de las interacciones que se dan dentro de un sistema entre las personas y los elementos físicos que las rodean.

Se puede entender como amputación al procedimiento con intervención quirúrgica que consiste en la remoción de una parte, o la totalidad de una extremidad por medio de una o varias estructuras óseas (Espinoza, M. J., & García, D. 2014), esta intervención cambia dependiendo del tipo de daño que tenga el paciente y la zona en donde esto haya ocurrido, siempre se procura conservar la mayor parte del miembro inferior lastimado. La amputación de las extremidades inferiores está planificada para tratar el tejido no viable de las extremidades inferiores como isquemia, infección, trauma o malignidad (El Hage et al, 2022). Entre los principales y más comunes tipos de amputación en miembros inferiores está la amputación transfemoral,

amputación transtibial y desarticulación de cadera. Se considera una amputación transfemoral (AKA) cuando el área de corte para realizar la remoción del miembro está por encima de la articulación de la rodilla (Benavidez & Molina, 2020), lo cual genera que se pierda la funcionalidad y movilidad en esta zona y sus derivadas. La amputación transtibial (BKA) es identificada cuando el área de corte para realizar la remoción del miembro está por debajo de la rodilla, este tipo de amputación es la más común entre las personas. Las amputaciones transtibiales a menudo son necesarias cuando los pacientes experimentan daños irreversibles en los tejidos de las extremidades inferiores (Moon, 2019). Una amputación por debajo de la rodilla consiste en extirpar el pie, la articulación del tobillo, la tibia distal y el peroné con las estructuras de tejido blando relacionadas (Roon et al., 1977) brindando una mayor conservación de huesos, músculos y articulaciones en el área de la rodilla.

Para una persona con un algún tipo de amputación en sus miembros inferiores la herramienta más requerida es la prótesis; sin embargo, existen varias consecuencias que se derivan de esto. Por lo general, estas personas se equilibran biomecánicamente con su prótesis sea por encima o por debajo de la rodilla, pero esto requiere más trabajo para otras partes del cuerpo como el muñón donde se compensa la mayor parte (Mohamed et al., 2019). Es importante entender que las personas con amputación caminan más despacio y durante una postura estática presentan mayores desplazamientos con relación a su centro de gravedad, algo que no sucede mucho en personas sin amputación (Sarroca, 2020). Esto es porque se tiene una reducción en las fuerzas ejercidas sobre las articulaciones (Gailey et. al, 2008). Una prótesis en personas con amputación de tipo transfemoral afecta a la biomecánica de su cuerpo (Broche et. al, 2016), puesto que es muy complejo obtener una movilidad similar a la de una rodilla, esta prótesis limita drásticamente los movimientos que se pueden realizar en la pierna como flexión, extensión y rotación la cual es la más compleja de lograr con materiales industriales. La presencia de osteoartritis de rodilla y de cadera de la extremidad intacta es potencialmente

mayor que en las personas sin amputación y, es más frecuente en aquellos con amputación transfemoral en comparación a la amputación transtibial (Struyf et al., 2009; Norvell et al., 2005). La osteoartritis se caracteriza por la degradación y síntesis del cartílago articular por lo que con el tiempo se produce un desgaste y destrucción del cartílago (Fernandez, 2014). Hay evidencia que el cambio inusual de las fuerzas de reacción del suelo es tributo a la osteoartritis (Struyf et al., 2009) de las extremidades inferiores. La carga articular en amputaciones transtibiales a menudo es dolorosa ya que hay dificultad con la protetización que debe adaptarse a un confortable encaje que permita amortiguar las fuerzas dinámicas y el peso corporal durante las actividades diarias (Salinas, 2009). En general, se prefiere una BKA a una amputación por encima de la rodilla (AKA), ya que la primera tiene mejores resultados funcionales y de rehabilitación (Pedersen, 1968). En base a todas las consecuencias que acarrea una amputación de miembro inferior y su posterior protetización, se comprende que las personas que se someten a esto no solo sufren afecciones centradas en la extremidad perdida. Por esta razón, es importante analizar el comportamiento en actividades que se realizan diariamente, lo cual puede mejorar el diseño de prótesis y prácticas de rehabilitación.

Dentro de la rutina diaria de las personas, las principales actividades se basan en movimientos que han sido repetidos a lo largo de toda su vida, con ello estos movimientos han sido automatizados para poder reproducirlos diariamente (Benavidez & Molina, 2020); sin embargo, la facilidad de realización de estas actividades rutinarias puede verse comprometida en ciertos escenarios, uno de estos escenarios es haberse sometido a una amputación de miembro inferiores. Por esta razón, el medir actividades funcionales en personas con la ayuda de la biomecánica permite analizar la anatomía, fisiología muscular y articular inclusive con personas que sufren patologías con disfunciones. Este tipo de estudios pueden dar información a los médicos sobre la fuerza y de los momentos interssegmentarios del sistema

musculoesquelético (Alfonsi, 2014). Además, de poder identificar alteraciones biomecánicas y el poder mejorar la calidad de vida para sus pacientes.

La influencia de género o sexo ha sido examinada en miles de estudios, quedando una gran constancia de las diferencias de patrones entre sexos, se han desarrollado base de datos biomecánicos separados en el que se ha identificado diferencias en parámetros temporales-espaciales y cinemáticos de la pelvis, tobillo, rodilla, cadera y centro de gravedad (Bruening et. al, 2015). Estas diferencias biomecánicas entre hombres y mujeres pueden estar relacionadas con factores anatómicos, biomecánicos, hormonales, neuromusculares y sociales (Gómez & de Subijana, 2016). Específicamente los parámetros biomecánicos y cinemáticos de la pelvis y rodilla de hombres y mujeres podrían aportar en una nueva percepción cuando realizan actividades físicas.

La simetría permite evaluar la comparación de ángulos en miembros inferiores de personas con y sin amputación permite evaluar distintas fases de la marcha (Sarroca, 2020) en conjunto de la transferencia de energía que se da en los pacientes, lo que permite observar la estabilidad y funcionalidad de las mismas (Fábrica et. al, 2018). De igual forma, permite brindar información sobre cómo mejorar el rendimiento físico de las personas durante actividades funcionales, prever lesiones y sobre todo de fomentar una mejor calidad de vida. Es decir, un mayor rendimiento más eficiente del cuerpo. No existe un estudio de este tipo en el Ecuador, y es por esto que su realización tiene relevancia y puede motivar a que se siga tomando este tipo de enfoque para futuras investigaciones, es importante tomar en cuenta al segmento de personas con amputación. de miembros inferiores los cuales son un grupo amplio dentro de la población de ecuatorianos con discapacidad. Por estas razones, el propósito de este estudio es obtener datos durante el desarrollo de actividades funcionales por parte de participantes con y sin amputación de miembros inferiores, esto para evaluar la biomecánica del movimiento de estas personas y contribuir con información para la mejora del diseño de

prótesis y prácticas de rehabilitación. Adicionalmente, es importante recopilar información acerca de la biomecánica en personas sanas y amputadas, esto para poder comparar datos con un escenario más funcional y realista.

PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

- ¿Existen cambios en el rango de movimiento entre las personas con y sin amputación?
- ¿Existe simetría en el rango de movimiento de personas con y sin amputación?
- ¿Existen diferencias en la fuerza de reacción vertical del suelo entre personas con y sin amputación?
- ¿Existe alguna diferencia de estas mediciones entre hombres y mujeres?

De igual forma, las preguntas fueron planteadas en hipótesis:

- Ho: No existen cambios en el rango de movimiento entre las personas con y sin amputación en sus ángulos de flexión-extensión (FE), abducción-abducción (AbAd) e rotación interna-externa (IER).
- Ho: No existe asimetría en personas con y sin amputación cuando se realizan actividades funcionales.
- Ho: No existen diferencias en la fuerza de reacción vertical del suelo entre personas con y sin amputación.
- Ho: No existen diferencias en las mediciones entre hombres y mujeres.

MÉTODO

Participantes

El tipo de muestreo seleccionado para los participantes con amputación es por conveniencia. Este método, es un muestreo no probabilístico donde los participantes son

seleccionados de acuerdo con la accesibilidad y proximidad, el cual permite tomar datos de manera más fácil. Además, que es uno de los tipos de muestro más utilizados en estudios ergonómicos en la biomecánica (Westermeyer et. al, 2016). En el caso de las personas sanas se tomó de un estudio asociado previo como referencia el tamaño de muestra ya que se trataba de un estudio de biomecánica donde se evaluó el movimiento de personas sanas durante la ejecución de actividades funcionales realizado en el laboratorio de ingeniería industrial de la Universidad San Francisco de Quito (Verdesoto y Klaic, 2021). Los participantes con amputación transtibial y femoral se obtuvieron de una base de datos proporcionada por la fundación Cien Pies y de la fundación Hermano Miguel los cuales fueron convocados vía correo electrónico informando de cada uno de los procedimientos que se van a realizar. En total se contactó a 37 personas con amputación transfemoral y 38 personas con amputación transtibial, de las cuales 5 personas desearon participar. Para este estudio se midió un total de 30 participantes (25 personas sanas y 5 personas con amputación). Además, se evaluó en el G*Power los datos tomados el poder estadístico de la muestra para medir el que tan bueno es nuestros datos. Primero se realizó una valoración entre sanos y amputados, dando como resultado un 35% de poder estadístico de muestra, segundo se valoró solo los participantes sanos (12 mujeres y 13 hombres) dando un resultado del 75%. Según, Fernández & Díaz un buen poder estadístico de la muestra debe ser debe estar entre un 80% y 90% (2003). A pesar de tener porcentajes inferiores al adecuado se puede incidir en que los resultados obtenidos son los adecuados. Se trató de tener un equilibrio de género durante el estudio, pero al no tener el control de cuantas personas iban asistir, es decir de las personas con amputación se procuró tener un equilibrio de género en las personas sanas (12 mujeres y 13 hombres).

El rango de edad de las personas que asistieron para el aporte de la investigación fue entre 18 a 60 años. Los factores de inclusión y exclusión para este estudio fueron: Para el criterio de inclusión en el caso de las personas con amputación debían ser mayores de edad,

tener una amputación de miembro inferior (amputación tibial o transfemoral) y para las personas sanas, ser mayor de edad es decir 18 años. Por otro lado, para el criterio de exclusión era para toda aquella persona que no entraba dentro del rango de edad o que tenía otro tipo de amputación. Este estudio fue aprobado por el comité de Ética de la Universidad San Francisco de Quito. Así mismo, cada uno de los participantes firmaron una hoja de consentimiento para la toma de datos.

Diseño experimental

La utilización del método científico ayuda a garantizar que los hallazgos del estudio desarrollado sean confiables y útiles para otros investigadores que trabajan en el campo de la biomecánica humana y para profesionales de la salud. Según Castán el uso del método científico parte desde la identificación y planteamiento del problema el cual para este estudio es la necesidad de datos sobre la biomecánica y fuerza de reacción vertical del suelo (máxima) en sanos y amputados, ambas en actividades funcionales. En la segunda etapa del método científico se tiene la formulación de hipótesis, mencionadas anteriormente. Para la tercera etapa se debe proceder a la toma y análisis de datos la cual se encuentra detallada posteriormente, después de esto se considera la cuarta etapa que es la evaluación de resultados obtenido con respecto a las hipótesis planteadas (Castán, 2017), finalmente se tiene la generación de conclusiones relacionadas a la etapa anterior.

El tipo de estudio que se llevó a cabo fue un estudio de control de casos con medidas repetidas de una sola sesión, esta es una técnica investigativa empleada para identificar los elementos de peligro relacionados con una enfermedad o trastorno específico (Soto & Cvetkovich, 2020). Este tipo de estudio abarca 2 grupos de participantes que serán medidos, un grupo consta de los participantes que padecen una enfermedad o algún trastorno en específico denominado el “grupo de caso” y los que no lo tienen que son denominados el

“grupo de control” (González et al., 2018), en este caso dentro del grupo de caso están las personas con algún tipo de amputación y el grupo de control son las personas sanas.

Instrumentación

Para la toma de datos antropométricos se utilizó un estadímetro, el cual se encuentra sujeto a una pared del laboratorio en donde se realizó el estudio, para obtener la altura de los participantes. En el caso del peso, se usó una balanza digital de marca YUNMAI, la cual tenía sus unidades en kilogramos [kg]. Para el registro de datos demográficos de cada participante se utilizó un formato estándar en una hoja de cálculo en Microsoft Excel. Por medio de un sistema de 10 cámaras ópticas infrarrojas Vicon, Oxford, RU (frecuencia de grabación: 100Hz), las cuales capturó el movimiento en todos los participantes para así obtener los datos dinámicos en vivo durante la ejecución de distintas actividades funcionales, simultáneamente con los programas de Noraxon System de Vicon y el software NEXUS 2. Así mismo, se hicieron uso de 60 marcadores, los cuales 10 son colocados en el tórax y pelvis, 4 en la cabeza. Para la espalda se colocaron en las vértebras T2, T6 y T10. Posteriormente, se colocaron marcadores en cada brazo distribuidos 4 en la parte superior del brazo y 4 en la parte inferior. Así mismo, se colocan 9 marcadores en cada pierna, 5 se colocan en el fémur y 4 en la tibia, adicionalmente se colocan 2 marcadores individuales en la parte interna y externa de cada rodilla, teniendo un total de 4 marcadores. Por último, se colocan 4 marcadores en cada pie con la finalidad de capturar el movimiento de los participantes, (Ver Anexo A) la colocación de marcadores. En el caso de la toma de fuerzas se utilizaron dos platos marca Kistler Force LT- 9260AA (frecuencia de grabación: 200Hz) para medir durante la realización de 5 actividades caminata (ponerse de pie, sentarse, subir las escaleras y bajar las escaleras) en conjunto con el programa MR3, durante la medición de fuerzas y por medio de una cámara NINOX (resolución de vídeo: 1920 x 1080) se iba registrando cada actividad realizada, esto en conjunto con la dirección de

las fuerzas ejercidas por los participantes en ambos platos, esto se guardaban en el mismo programa MR3-NORAXON SYSTEM.

Variables

Dentro de este estudio se planteó una variable aleatoria, esta variable estuvo compuesta por cada participante que se involucró voluntariamente para la recopilación de datos. Entre todas las variables utilizadas durante el estudio, se contaba con variables, dependientes e independientes. Como variable dependiente del rango de movimiento (RDM): flexión-extensión (FE), abducción-abducción (AbAd), rotación interna-externa (RIE) y Fuerza máxima (MAX). Durante el estudio se evaluó ángulos en grados de los participantes que se formaban al hacer los movimientos en cada miembro inferior. Es decir, cadera, pelvis, rodilla y tobillo. Para la variable de fuerza, se analizó únicamente la “fuerza de reacción” vertical del suelo (Eje Z), para evaluar el contacto inicial o el impacto del participante, además que es la fuerza que presenta mayor magnitud (Roldán, 2017). El objetivo es evaluar el movimiento durante las actividades.

En el caso de las variables independientes se tiene como factores a lado derecho (D) y lado izquierdo (I), género masculino (M) y femenino (F) al igual que condición participante sano (S) y amputado (A). En el caso de los factores de las variables independientes en “Condición”, la cual se divide en sano y amputado. La variable “Lado” es utilizada para analizar la simetría entre los participantes sanos y amputados durante las actividades funcionales. Es decir, el lado derecho e izquierdo de los participantes respectivamente.

Protocolo

Con anterioridad, el Comité de Ética de la Universidad San Francisco de Quito, aprobó el protocolo de estudio. En primer lugar, se hacía el contacto con la persona que se requería su participación, esta era de forma verbal o escrita, una vez confirmada la participación de la

persona, se procedía a enviarle el consentimiento informado para su primera revisión, también se le indicaba la fecha, duración, vestimenta necesaria y lugar donde se desarrollaría el estudio. Una vez que la persona ya se encontraba en el laboratorio, se procedía a comunicar los puntos más importantes del consentimiento informado como los riesgos, beneficios y privacidad de la información acogiéndose a los principios de la Declaración de Helsinki, posteriormente se tomaba los datos demográficos por medio de una serie de preguntas, los datos antropométricos con una balanza digital y un estadímetro, luego se pedía al participante que se prepare con la ropa adecuada y se procedía a ubicar los 60 marcadores en las diferentes partes del cuerpo mientras se calibraba todo el sistema de cámaras. Una vez que el participante estaba listo y todo el set armado, se explicaba actividad por actividad de forma oral y visual para que el participante comprendiera, las actividades que se realizaban fueron las siguientes:

Actividades

1. Caminar: La caminata debía ser lo más natural posible, el participante tenía que partir desde una distancia prudente para que cada pie pueda pisar los platos de fuerza, de manera natural. Cada participante realizó cinco repeticiones de esta actividad.
2. Pararse estando sentado en una silla: Esta actividad consiste en que el participante comience sentado en un banco y realice la acción de pararse hasta llegar a una posición erguida y de pie. En este caso, cada participante realizó tres repeticiones de esta actividad.
3. Sentarse en una silla: Esta actividad consiste en que el participante comience parado y realice la acción de sentarse hasta llegar a una postura recta ya estando sentado en el banco. En este caso, cada participante realizó tres repeticiones de esta actividad.
4. Subir gradas: En esta actividad se utilizó gradas de madera, la cual tenía dos escalones, para esto el participante debía dar un paso hacia los platos de fuerza y comenzar en una posición natural del cuerpo, para las tres primeras repeticiones debía comenzar con la

pierna derecha y para las otras tres repeticiones debía empezar con la pierna izquierda hasta terminar arriba de las gradas.

5. Bajar gradas: En esta actividad se utilizó gradas de madera, la cual tenía dos escalones, para esto el participante comienza en la parte de arriba de las gradas y procede a bajar con la pierna derecha, haciendo tres repeticiones. Así mismo, con la pierna izquierda hasta llegar a los platos de fuerza.

Procesamiento de Datos

Una vez realizada la toma de datos en el laboratorio, se realizó un primer procesamiento en el programa de Nexus- Vicon, donde se hizo el *fitting* de datos. Es decir, para cada actividad (caminata, sentarse, pararse, sentarse, subir y bajar gradas) se recuperó los marcadores que no eran reconocidos, llenando espacios con la ayuda del programa de Nexus, el sistema de Vicon es muy preciso ya que sigue un patrón de referencia para lograr llenar espacios que se pierden durante la trayectoria de la actividad Así mismo del uso del sistema de coordenadas para poder calcular los ángulos de rotación de las articulaciones de la cadera (pelvis y fémur), rodilla (fémur y tibia) y por último tobillo (entre pie y tobillo) de cada participante (Arauz et. al, 2021). El segundo procesamiento se realizó en la plataforma de programación de “MATLAB” (MathWorks, Inc., Natick, MA) para analizar la cinemática en las coordenadas de X, Y y Z de cada marcador en concordancia con el sistema de referencia (modelo estático), este modelo se puede visualizar (Ver Anexo B) y de las mediciones cinemáticas de las actividades de cada lado (derecha e izquierda) para cada condición de cada participante.

Análisis Estadístico

El análisis fue determinar si hay una diferencia significativa en el movimiento de la pelvis, la cadera, la rodilla y el tobillo durante las actividades funcionales comparando los movimientos angulares y simetría. La normalidad de la distribución de datos se estimó con la

prueba de Shapiro-Wilk (Desseauve et al., 2019). Todos los datos fueron normales, ya que se comprobó normalidad de la condición, el género y el lado (Ver Anexo C). De esta manera, se puede asumir que los demás datos son normales, debido a que las demás articulaciones trabajan de la misma manera (Biewener, 2016). Para el análisis estadístico se lo realizó a través de SAS Studio (SAS Institute Inc.). El nivel de significación se fijó en $p = 0,05$. Una prueba de modelos mixtos con estructura de covarianza de componentes de varianza y estimación de máxima verosimilitud residual en la que se ve los efectos fijos y aleatorios en las variables dependientes. Todos los modelos consideraron a los participantes como efectos aleatorios, mientras que la condición, género y lado fueron efectos fijos. Las interacciones que permite ver el modelo son: genero-condición, Género*Lado, Condición*Lado y Género*Condición*Lado. Las diferencias de medias de mínimos cuadrados se calcularon para comparaciones múltiples utilizando el ajuste de Tukey-Kramer de los valores de p debido al diseño desequilibrado. Para simplificar las comparaciones de medias (M) y errores estándares (SE), se realizó varias tablas resúmenes con los valores p para identificar los valores significativos en las estructuras de interés como son la rodilla, el tobillo, la pelvis y la cadera. Para realizar el análisis considerando cada uno de los lados independientemente, se debía quitar el lado del modelo con el propósito de profundizar los resultados obtenidos solamente con dos factores: Condición y Género, y su respectiva interacción Condición*Género. También se analizó la variable dependiente de la fuerza de reacción vertical del suelo para ver efecto alguno en las variables fijas y aleatorias por lo que se tomaron datos simultáneos con los ángulos.

RESULTADOS

Para obtener los resultados del estudio se utilizaron 2 diferentes sets de datos, el primer set de datos fue creado utilizando los valores tanto del lado izquierdo como del derecho y unificando dichos valores en un solo campo dependiendo del tipo de variable incluyendo un

campo llamado Lado, este estaba relacionado al lado correspondiente para cada valor, en cambio el segundo set de datos cuenta con todos los datos, estos de lado izquierdo y derecho de forma independiente sin contar con un campo llamado Lado, ambos sets se analizaron con el software SAS, específicamente con el modelo estadístico de modelos mixtos, el primer set de datos contaba con la variable lado, esto con el fin de evaluar simetría, en el caso del segundo set de datos, este no contenía la variable lado y se utilizaba para analizar cada lado de las diferentes variables rango de movimiento para flexión-extensión (FE), abducción-aducción (AbAd) y rotación interna-externa (RIE) de manera independiente.

Rango de movimiento

Rodilla en caminata

Los resultados hallados para los ángulos de flexión-extensión en la rodilla se pueden visualizar en la (Ver Tabla 1 Anexo D), se encontró que el factor Condición ($p=0.03$) es significativo y que en la condición sano ($S=66.34^\circ$, $SE=1.21^\circ$) se presentan mayores grados en los ángulos de FE que en la condición amputados ($A=59.34^\circ$, $SE=2.75^\circ$) para el RDM. Para los ángulos de AbAd y RIE en rodilla no se encontraron valores significativos para RDM.

Rodilla en sentarse

Los resultados obtenidos de rodilla en FE, AbAd y RIE se puede (Ver Tabla 2 Anexo E), no se encontró valores significativos para RDM.

Rodilla en ponerse de pie

Los resultados obtenidos de rodilla en flexión-extensión, abducción-abducción y rotación interna y externa se puede (Ver Tabla Anexo F), no se encontró valores significativos para RDM.

Rodilla en subir escaleras

En rodilla se obtiene que no existen valores significativos en AbAd y RIE (Ver Tabla 4 Anexo G), pero en FE se tiene un valor significativo en el efecto de Género ($p= 0.0411$) se

encontró que el género masculino ($M=79.93^\circ$, $SE=2.06^\circ$) donde presentaron menores grados en sus ángulos que el género femenino ($F=86.37^\circ$, $SE=2.14^\circ$).

Rodilla en bajar escaleras

Evaluando FE en rodilla, se encontró significancia en el factor Género ($p<.0001$) el cual se puede observar en la (Ver Tabla 5 Anexo H), en este caso los participantes de género masculino ($M=78.36^\circ$, $SE=1.32^\circ$) presentaron menores grados de FE que las participantes de género femenino ($F=87.37^\circ$, $SE=1.37^\circ$). Para AbAd y RIE no se encontró valores significativos para la rodilla.

Tobillo en caminata

En el caso del tobillo, se hallaron valores significativos en el factor Género ($p=0.048$) en FE. Para el factor género en tobillo FE se encontró que el género masculino ($M=20.99^\circ$, $SE=1.60^\circ$) y que el género femenino ($F=26.19^\circ$, $SE=1.91^\circ$), mostrando esto que las participantes mujeres para RDM presentan mayores ángulos que los participantes hombres. Por otro lado, para tobillo AbAd se halló significancia en los valores del factor Condición ($p=0.03$) para el cual se tiene que los participantes sanos ($S=10.97^\circ$, $SE=0.57^\circ$) y amputados ($A=6.34^\circ$, $SE=1.29^\circ$), obteniendo mayores ángulos de AbAd en sanos. En RIE del tobillo se encontró un valor significativo en el factor Condición ($p=0.0078$) que puede (Ver Tabla 1 Anexo D) el cual se obtiene para los sanos ($S=11.28^\circ$, $SE=0.81^\circ$) y para amputados ($A=5.48^\circ$, $SE=1.84$).

Tobillo en sentarse

Los resultados obtenidos de tobillo en flexión- extensión (FE) se puede (Ver Tabla 2 Anexo E) se encontró valores significativos en el factor de condición ($p=0.0002$) en participantes sanos un ángulo de ($S= 25.72^\circ$, $SE=1.12^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A= 13.46^\circ$, $SE=2.55^\circ$), lo que refleja mayor ángulo en FE para los participantes sanos en RDM. En el factor Condición se halló valores significativos ($p=0.0064$) en rotación interna y externa, reflejando que afecta a la condición en participantes sanos un ángulo de ($S=$

7.63°, SE=0.79°) y para participantes amputados un ángulo de (A= 5.73°, SE=1.03°) lo que refleja mayor ángulo en RIE para los participantes sanos en RDM. Para abducción- abducción de tobillo no existe valores significativos en RDM.

Tobillo en ponerse de pie

Los resultados obtenidos de tobillo en flexión-extensión (FE) se puede (Ver Tabla 3 Anexo F) se encontró valores significativos en el factor de condición (p=0.0006). En forma específica se tiene que los participantes sanos un ángulo de (S= 20.11°, SE=1.13°) y para participantes amputados un ángulo de (A= 9.04°, SE=2.58°), lo que refleja mayor ángulo en FE para los participantes sanos en RDM. Por otro lado, para AbAd y RIE no se encontraron valores significativos.

Tobillo en subir escaleras

Analizando los resultados se puede (Ver Tabla 4 Anexo G) que no existe valores significativos en FE y AbAd en RDM.

Tobillo en bajar escaleras

Analizando el tobillo, para FE y AbAd no se encontraron valores significativos; sin embargo, en los ángulos de RIE si se encontró significancia en el efecto de Género (p=0.06), el cual se puede (Ver Tabla 5 Anexo H), para este caso las participantes de género femenino (F=17.43°, SE=2.22°) presentan menores grados de RIE en su tobillo comparado con los participantes masculinos (M=23.36°, SE=2.13°).

Pelvis en caminata

Analizando la pelvis específicamente FE, se puede (Ver Tabla 1 Anexo D) que se presentan valores significativos para la interacción Género*Condición (p=0.005) para la cual se encontró que entre hombres y mujeres con amputación de miembros inferiores existen diferencias en el RDM. Para AbAd en pelvis existe significancia en la interacción

Género*Condición ($p=0.05$) relacionado a la diferencia entre el género de participantes con amputación, aunque para RIE no se encontraron valores significativos.

Pelvis en sentarse

Los resultados obtenidos de pelvis en abducción-abducción (AbAd) se puede (Ver Tabla 2 Anexo E) se encontró valores significativos en el factor de género ($p=0.0379$) en el género femenino con un ángulo de ($F= 8.93^\circ$, $SE=0.72^\circ$) y para el género masculino un ángulo de ($M= 11^\circ$, $SE=0.60^\circ$), lo que refleja mayor ángulo en AbAd para el género masculino en RDM. Por otro lado, en el efecto de condición se tiene un valor significativo de ($p= <.0001$) en abducción-abducción (AbAd) en participantes sanos un ángulo de ($S= 6.07^\circ$, $SE=0.38^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A= 13.85^\circ$, $SE=0.86^\circ$), esto refleja menor ángulo en AbAd para los participantes sanos en RDM. Para flexión- extensión y rotación interna y externa no existe valores significativos en RDM.

Pelvis en ponerse de pie

Los resultados obtenidos de pelvis en flexión-extensión (FE) se puede (Ver Tabla 3 Anexo F) se encontró valores significativos de ($<.0003$) en participantes sanos un ángulo de ($S=29.58^\circ$, $SE=1.03^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A=40.28^\circ$, $SE=2.36^\circ$), esto refleja menor ángulo en FE para los participantes sanos. También en el factor de género ($p=0.012$) en el género femenino con un ángulo de ($F=31.46^\circ$, $SE=1.97^\circ$) y para el género masculino un ángulo de ($M=34.93^\circ$, $SE=1.65^\circ$), lo que refleja mayor ángulo en FE para el género masculino en RDM. En pelvis abducción-abducción (AbAd) se encontró valores significativos de ($<.0001$) siendo la condición afectada en participantes sanos un ángulo de ($S=3.31^\circ$, $SE=0.42^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A=9.65^\circ$, $SE=0.96^\circ$), esto refleja menor ángulo en AbAd para los participantes sanos. Por último, en pelvis RIE, el factor de género es significativo ($p=0.0015$) en el género femenino con un ángulo de ($F= 4.53^\circ$, $SE=0.75^\circ$) y para el género masculino un ángulo de ($M= 8^\circ$, $SE=0.63^\circ$), lo que refleja mayor

ángulo en RIE para el género masculino en RDM. Y en el factor de la condición ($<.0001$) en participantes sanos un ángulo de ($S=3.09^\circ$, $SE=0.39^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A=9.43^\circ$, $SE=0.89^\circ$), esto refleja menor ángulo en RIE para los participantes sanos.

Pelvis en subir las escaleras

Analizando los resultados se puede (Ver Tabla 3 Anexo G), se puede ver que no existen valores significativos en FE, AbAd y RIE en RDM.

Pelvis en bajar escaleras

En el caso de FE, nuevamente no se encuentran valores significativos, pero no sucede lo mismo sucede para los ángulos de AbAd en el cual si se encontraron valores significativos en el efecto de Género ($p=0.01$) que pueden (Ver Tabla 5 Anexo H), en donde los participantes sanos de género masculino ($M=9.04^\circ$, $SE=0.51^\circ$) presentaron mayores grados de AbAd que las participantes femeninas sin amputación de miembros inferiores ($F=6.98^\circ$, $SE=0.53^\circ$); sin embargo, no se halló significancia para los ángulos de RIE.

Cadera en caminata

En el caso de la cadera, se encontró en los ángulos de FE valores significativos en el factor Género ($p=0.02$), para los participantes del género femenino ($F=41.26^\circ$, $SE=1.62^\circ$) y del género masculino ($M=35.80^\circ$, $SE=1.36^\circ$) lo que refleja mayor grado de FE para el RDM. Para AbAd de cadera, el efecto Condición ($p=0.0007$) presenta significancia, para el cual los participantes sanos ($S=15.07^\circ$) presentan mayores grados que los participantes amputados ($A=9.58^\circ$), a pesar de que para RIE de cadera no se hallaron valores significativos para RDM (Ver Tabla 1 Anexo D).

Cadera en sentarse

Los resultados obtenidos de cadera en flexión- extensión (FE) se puede (Ver Tabla 2 Anexo E), se encontró valores significativos en el factor de condición (<0.0001) en participantes sanos un ángulo de ($S=79.13^\circ$, $SE=2.06^\circ$) y para participantes amputados un

ángulo de ($A=51.11^\circ$, $SE=4.70^\circ$), lo que refleja mayor ángulo en FE para los participantes sanos en RDM. Para abducción- abducción y rotación interna y externa no existe valores significativos en RDM.

Cadera en ponerse de pie

No hay efecto en la cadera RIE; sin embargo, en FE es significativo la condición ($<.0001$), en participantes sanos un ángulo de ($S=72.56^\circ$, $SE=2.10^\circ$) y para participantes amputados un ángulo de ($A= 48.25^\circ$, $SE=4.79^\circ$), lo que refleja mayor ángulo en FE para los participantes sanos en RDM. y su interacción de género*condición ($p=0.029$), en la que su condición de amputado hace que difiera el ángulo por género. En cadera AbAd se encontró significancia en el factor Género ($p=0.0088$) para este caso las participantes de género femenino ($F=7.99^\circ$, $SE=1.71^\circ$) presentan menores grados de AbAd en la cadera comparado con los participantes masculinos ($M=14.30^\circ$, $SE=1.43^\circ$) (Ver Tabla 3 Anexo F).

Cadera en subir escaleras

Los resultados se pueden (Ver Tabla 4 Anexo G), no existe valores significativos en FE y RIE en RDM.

Cadera en bajar escaleras

Para el caso de cadera FE, se puede observar en (Ver Tabla 5 Anexo H) que si existe significancia para el factor Género ($p=0.03$), en el cual las participantes de género femenino ($F=28.79^\circ$, $SE= 1.06^\circ$) mostraron mayores grados de FE que los participantes masculinos sin amputación ($M=25.40^\circ$, $SE=1.02^\circ$).

Simetría

Rodilla en caminata

Para los ángulos de FE y AbAd de rodilla no se hallaron valores significativos; sin embargo, en los ángulos de RIE se encontró significancia en la interacción Condición*Lado

($p=0.023$), en base a la comparación de las medias, se encontró que existe asimetría entre los participantes sanos y amputados, esto se encuentra evidenciado en (Ver Tabla 1 Anexo D)

Rodilla en sentarse

Analizando la rodilla, no se encontró ningún valor significativo en FE, AbAd y RIE, estos valores se pueden visualizar en (Ver Tabla 2 Anexo E), por lo que si existe simetría en todos los ángulos de rodilla entre los participantes.

Rodilla en ponerse de pie

Para los ángulos de AbAd y RIE no se hallaron valores significativos; sin embargo, en los ángulos de FE se encontró significancia en la interacción Género*Lado ($p=0.007$) que se puede (Ver Tabla 3 Anexo F) lo que refleja asimetría entre participantes de género masculino y femenino, además el lado derecho e izquierdo. Siendo el género masculino y el lado derecho de mayores grados.

Rodilla en subir escaleras

Para rodilla en FE, se halló un valor significativo en el factor lado ($<.0001$) donde se puede (Ver Tabla 4 Anexo G) se encontró valores significativos, para los participantes sanos en el lado izquierdo ($I=78.85^\circ$, $SE=1.57^\circ$) presentan menor grado en flexión-extensión y del lado derecho obtienen un ángulo de ($D=87.46^\circ$, $SE=1.57^\circ$). En el caso los participantes sanos de género femenino ($F=86.37^\circ$, $SE=4.37^\circ$) presentan mayores grados en FE en su rodilla comparado con los participantes masculinos ($M=79.93^\circ$, $SE=3.63^\circ$) presentando una simetría entre ellos.

Rodilla en bajar escaleras

Se puede observar en (Ver Tabla 5 Anexo D) que no existen valores significativos para el factor Lado, por ello se conoce que, si existe simetría entre los participantes, su condición y su género.

Tobillo en caminata

En el caso del tobillo en FE, se hallaron valores significativos en la interacción Condición*Lado ($p=0.003$), lo cual muestra que no hay simetría entre los participantes amputados, al igual que no existe simetría entre los participantes sanos y amputados. De igual forma se hallaron valores significativos en AbAd para la interacción Condición*Lado ($p=0.0007$) que se puede (Ver Tabla 1 Anexo D) lo que refleja asimetría entre participantes sanos y amputados, pero también hay asimetría entre los participantes amputados. El factor Lado presenta valores significativos ($p=0.002$) para tobillo RIE, en donde el lado izquierdo ($I=10.44^\circ$, $SE=1.26^\circ$) y el derecho ($D=6.32^\circ$, $SE=1.25^\circ$) lo que muestra una clara asimetría en los participantes.

Tobillo en sentarse

Para el tobillo en AbAd, se halló un valor significativo en la interacción Género*Condición*Lado ($p=0.0081$) afecta al género masculino en la condición entre sano y amputado, teniendo una asimetría entre ellos, se puede (Ver Tabla 2 Anexo E). Por otro lado, en el tobillo FE y RIE existe simetría en todos los ángulos de tobillo entre los participantes.

Tobillo en ponerse de pie

En el caso del tobillo, el factor Lado presenta valores significativos ($p=0.0039$) para tobillo FE que se puede (Ver Tabla 3 Anexo F), en donde el lado izquierdo ($I=15.93^\circ$, $SE=1.54^\circ$) y el derecho ($D=13.22^\circ$, $SE=1.54^\circ$) lo que muestra una clara asimetría en los participantes. Además, hubo valor significativo en la interacción Género*Condición*Lado ($p=0.0012$) que afecta al género masculino en la condición entre sano y amputado, teniendo una asimetría entre ellos. También se ve la interacción de Género*Lado ($p=0.0039$), donde afecta al género masculino. De la misma forma en tobillo AbAd es significativo el Lado ($p=0.0284$), donde el lado izquierdo ($L=5.62^\circ$, $SE=0.49^\circ$) y el derecho ($D=4.09^\circ$, $SE=0.49^\circ$). Además, hubo valores significativos en la interacción Género*Condición*Lado ($p=0.0002$) y

Genero*Lado ($p=0.0002$) por lo que hay asimetría. Por otro lado, en el tobillo RIE existe simetría en todos los ángulos de tobillo.

Tobillo en subir escaleras

Para tobillo en RIE, se halló un valor significativo en el factor lado ($p=0.00387$) donde se puede (Ver Tabla 4 Anexo G) se encontró valores significativos, para los participantes sanos en el lado izquierdo ($I=14.58^\circ$, $SE=1.06^\circ$) presentan mayor grado en rotación interna y externa y del lado derecho obtienen un ángulo de ($D=12.23^\circ$, $SE=1.06^\circ$), es decir existe asimetría entre el lado derecho e izquierdo de los participantes.

Tobillo en bajar escaleras

No se encontraron valores significativos relacionados al efecto de Lado, esto significa que, si existe simetría entre los participantes sanos de género masculina y los participantes sanos de género femenino en RDM para FE, AbAd y RIE (Ver Tabla 5 Anexo H).

Pelvis en caminata

Analizando pelvis, no se encontró ningún valor significativo en FE, AbAd y RIE, por lo que si existe simetría en todos los ángulos de pelvis entre los participantes (Ver Tabla 1 Anexo D).

Pelvis en sentarse

Analizando pelvis, no se encontró ningún valor significativo esto se puede (Ver Tabla 2 Anexo E) en FE, AbAd y RIE, por lo que si existe simetría en todos los ángulos de pelvis entre los participantes.

Pelvis en ponerse de pie

En la pelvis, el factor Lado presenta valores significativos ($p=0.023$) para tobillo AbAd que se puede (Ver Tabla 3 Anexo F), en donde el lado izquierdo ($I=6.5^\circ$, $SE=0.52^\circ$) y el derecho ($D=6.47^\circ$, $SE=0.52^\circ$) lo que muestra pequeña asimetría en los participantes. Además, hubo

valor significativo en la pelvis RIE, en la interacción Género*Lado ($p=0.003$), en este caso solo existe asimetría entre los participantes de género masculino y femenino.

Pelvis en subir escaleras

Los resultados obtenidos en pelvis, se puede (Ver Tabla 4 Anexo G) se concluye que no hay valores significativos en FE, AbAd y RIE en RDM en la actividad de subir escaleras. Por lo tanto, existe simetría entre participantes.

Pelvis en bajar escaleras

No se hallaron valores significativos (Ver Tabla 5 Anexo H), por esta razón si existe simetría entre los participantes para la pelvis en sus ángulos de FE, AbAd y RIE en la actividad de bajar escaleras.

Cadera en caminata

En el caso de la cadera FE en la interacción Condición*Lado ($p=0.006$) se encontró significancia, esto refleja que no existe simetría entre los participantes amputados y entre las condiciones de los participantes amputados y sanos. De igual forma, para AbAd de cadera la interacción Condición*Lado ($p=0.04$) presenta un valor significativo, pero en este caso solo existe asimetría entre los participantes amputados y sanos. Para RIE se puede ver que existe significancia (Ver Tabla 1 Anexo D) para la interacción Condición*Lado ($p=0.002$) en donde nuevamente existe asimetría entre los participantes amputados y sanos, al igual que entre los participantes amputados por su género.

Cadera en sentarse

Para la cadera en FE, se halló un valor significativo en la interacción Género*Condición*Lado ($p=0.016$) donde se puede (Ver Tabla 2 Anexo E) se encontró significancia, esto afecta al género masculino. Además, que no existe simetría entre los participantes amputados y entre las condiciones de los participantes amputados y sanos.

Cadera en ponerse de pie

En cadera RIE no se encontraron valores significativos, se puede observar (Ver Tabla 3 Anexo F). En cadera FE es significativo la interacción género*condición*lado ($p=0.006$), y todas sus interacciones género*lado ($p=0.041$), y condición*lado ($p=0.013$) esto quiero decir que hay una asimetría entre su condición, género y lado.

Cadera en subir escaleras

Para cadera en AbAd, se halló un valor significativo en el factor lado ($p=0.0097$) donde se puede (Ver Tabla 4 Anexo G) se encontró valores significativos, para los participantes sanos en el lado izquierdo ($I=13.81^\circ$, $SE=0.59^\circ$) presentan menor grado en abducción-abducción y del lado derecho obtienen un ángulo de ($D=15.83^\circ$, $SE=0.59^\circ$), es decir existe asimetría entre el lado derecho e izquierdo de los participantes.

Cadera en bajar escaleras

No se encontraron valores significativos (Ver Tabla 5 Anexo H) para los ángulos de FE, AbAd y RIE para la cadera durante la actividad de bajar escaleras, es por esto que si existe simetría.

Fuerza de reacción vertical del suelo

Fuerza máxima en caminata

Evaluando la fuerza máxima de reacción vertical del suelo (GRF) para la actividad de caminata, no se encontraron valores significativos. A pesar de que no existan 2 apoyos sólidos (piernas sanas) en los participantes amputados, las prótesis que se utilizan permiten que el vector GRF mantenga su cambio de dirección en las diferentes etapas de la marcha.

Fuerza máxima en sentarse

En la actividad de sentarse se obtuvo valores significativos en el efecto de Condición ($p=0.010$). Para los participantes con amputación presentan una fuerza mayor ($F= 582$ [N], $SE=56.38$ [N]) y participantes sanos ($F=414$ [N], $SE=24.72$ [N]), se tomó la fuerza mayor del participante durante la actividad evaluar los resultados.

Fuerza máxima en ponerse de pie

En la actividad de ponerse de pie se obtuvo valores significativos en la condición ($p < 0.0001$) los participantes con amputación presentan una fuerza mayor ($F=481.91$ [N], $SE=24.22$ [N]) y participantes sanos ($F=322.47$ [N], $SE=9.74$ [N]), se tomó la fuerza mayor del participante durante la actividad evaluar los resultados. La interacción de *genero*lado*condición* es significativa ($p=0.0031$) esto difiere principalmente por su condición de amputado. En cuanto a la interacción de *Género*Lado* es significativo ($p=0.008$) se da por la diferencia de género, específicamente en género masculino en el lado derecho e izquierdo son asimétricos.

Fuerza máxima en subir escaleras

En la actividad de subir las escaleras se obtuvo valores significativos en el efecto de lado ($p=0.0121$). Para los participantes sanos presentan una fuerza menor en el lado izquierdo ($F=480$ [N], $SE=22.95$ [N]) y en el lado derecho ($F=553$ [N], $SE=22.95$ [N]), la fuerza durante esta actividad tiene concordancia con los resultados ya que la mayoría de las personas sanas eran diestras por lo tanto al momento de ingresar a los platos de fuerza, el lado derecho era el que hacía más fuerza y el que tomaban impulso para realizar la actividad.

Fuerza máxima en bajar escaleras

Para GRF durante la actividad de bajar escaleras, se encontró que si existen valores significativos en el efecto de Género ($p=0.03$), para el cual las mujeres ($F=316$ [N], $SE=19.42$ [N]) presentan una mayor GRF que los hombres ($M=401$ [N], $SE=18.66$ [N]) el cual está relacionado al peso promedio que tienen los participantes de género masculino sanos mayor al de las mujeres sanas, pero si existe simetría en la fuerza de reacción vertical del suelo entre hombres y mujeres al momento de bajar escaleras.

Resultados del modelo por cada lado

Rango de movimiento

Rodilla derecha en caminata

En el caso de los ángulos en FE de rodilla derecha, se puede (Ver Tabla 6 Anexo I) que hay significancia para el factor Condición ($p=0.049$), para ello se observa que los participantes con amputación ($A=58.23^\circ$, $SE=3.87^\circ$) presentan ángulos de FE menores comparados a los participantes sanos ($S=66.87^\circ$, $SE=1.67^\circ$). En cambio, para AbAd y RIE, no se encontraron valores significativos para los factores de Condición y Género.

Rodilla derecha en sentarse

Analizando la rodilla del lado derecho, no se encontró ningún valor significativo en FE, AbAd y RIE, como se puede (Ver Tabla 8 Anexo K) por lo que el efecto de condición, género y la interacción Género*Condición no tiene afectación en el lado derecho al momento de realizar la actividad.

Rodilla derecha en ponerse de pie

No se encontraron valores significativos, en la rodilla derecha, relacionados RDM para FE, AbAd y RIE (Ver Tabla 10 Anexo M).

Rodilla derecha en subir escaleras

Los resultados obtenidos en la rodilla derecha se pueden visualizar en (Ver Tabla 12 Anexo O) analizando los datos se encontró que el efecto de condición en FE, AbAd y RIE tiene un valor significativo ($<.0001$), ($p=0.005$) y ($<.0001$) respectivamente. Para los participantes sanos ($S=82.25^\circ$, $SE=2.31^\circ$) y participantes amputados ($A=27.40^\circ$, $SE=6.17^\circ$) en FE, en AbAd ángulos ($S=16.91^\circ$, $SE=1.48^\circ$) y ($A=5.30^\circ$, $SE=3.50^\circ$). Por último, en RIE ángulos de ($S=18.67^\circ$, $SE=0.97$) y ($A=6.19^\circ$, $SE=2.42^\circ$) donde en cada uno se obtiene que los participantes sanos tienen mayor ángulo de movimiento durante esta actividad.

Rodilla derecha en bajar escaleras

Se puede observar en (Ver Tabla 14 Anexo Q) en la actividad de bajar escaleras que hay significancia en la rodilla para FE en el efecto de Condición ($<.0001$) y Género ($p=0.012$). En el efecto Condición, mediante la comparación de medias, los participantes con amputación ($A=29.69^\circ$, $SE=5.44^\circ$) presentan ángulos de FE bastante menores que los participantes sanos ($S=82.73^\circ$, $SE=2.04^\circ$), en cambio el efecto Género muestra que las participantes de género femenino ($F=64.11^\circ$, $SE=4.46^\circ$) presentaron mayores ángulos que los de género masculino ($M=48.33^\circ$, $SE=3.72^\circ$), pero no se encontró significancia para los ángulos de RIE.

Tobillo derecho en caminata

Analizando FE para el tobillo, se encontraron valores significativos en el efecto Condición ($<.0001$) para el cual se obtiene que sanos ($S=26.18^\circ$) tienen mayores grados en los ángulos de FE para el tobillo que los amputados ($A=11.21^\circ$). Evaluando AbAd del tobillo se puede (Ver Tabla 6 Anexo I) que existe significancia para el factor Condición ($<.0001$), para el cual nuevamente los participantes sanos ($S=11.14^\circ$) presenta mayores grados en AbAd del tobillo que los amputados ($A=2.90^\circ$); sin embargo, no se halló nada significativo en RIE, lo que nos dice que no afecta el género ni la condición para estos ángulos entre los participantes.

Tobillo derecho en sentarse

En el tobillo del lado derecho se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición ($p=0.0003$), como se puede observar en (Ver Tabla 8 Anexo K). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=24.45^\circ$, $SE=1.19^\circ$) y en participantes amputados ($A=9.16^\circ$, $SE=3.11^\circ$), lo mismo sucede en el efecto de condición AbAd presenta un valor significativo ($p=0.044$) dando como resultado ángulos mayores en participantes sanos ($S=8.01^\circ$, $SE=0.43^\circ$) y participantes amputados ($A= 4.65^\circ$, $SE=1.06^\circ$). Así mismo, en la interacción de Género*Condición en RIE presenta un valor significativo de ($p=0.0036$) donde se ve afectado la condición entre participantes sanos vs participantes amputados en el género masculino.

Tobillo derecho en ponerse de pie

En el tobillo del lado derecho se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición ($p < .0001$), como se puede observar en (Ver Tabla 10 Anexo M). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=19.86^\circ$, $SE=1.16^\circ$) y en participantes amputados ($A=6.59^\circ$, $SE=2.65^\circ$). Así mismo en AbAd, en el género es significativo ($p=0.0442$) masculino presentan un menor ángulo ($M=3.05^\circ$, $SE=0.64^\circ$) que el género femenino ($F= 5.14$, $SE=0.76^\circ$), y en la interacción de Género*Condición en AbAd presenta un valor significativo de ($p=0.0157$) donde el género y la condición hacen la diferencia.

Tobillo derecho en subir escaleras

Analizando los resultados de tobillo derecho se encontró valores significativos en FE, AbAd y RIE que se puede (Ver Tabla 12 Anexo O) En FE existe un valor significativo ($p < .0001$) en el efecto de condición formando ángulos mayores es los participantes sanos ($S=30.57^\circ$, $SE=1.27^\circ$) y participantes amputados ($A=8.27^\circ$, $SE=3.54^\circ$). De igual forma, en AbAd existe un valor significativo ($p=0.0008$) en el efecto de condición formando ángulos mayores es los participantes sanos ($S=8.13^\circ$, $SE=0.43^\circ$) y participantes amputados ($A=3.76^\circ$, $SE=1.06^\circ$) y en RIE se obtiene un valor significativo ($p=0.0005$) en el efecto de condición formando ángulos mayores es los participantes sanos ($S=12.32^\circ$, $SE=0.83^\circ$) y participantes amputados ($A= 3.79^\circ$, $SE=1.97^\circ$) en RDM.

Tobillo derecho en bajar escaleras

En el caso de FE para el tobillo, se encontraron valores significativos en el efecto Condición ($<.0001$) y Género (0.031). Se halló que los participantes hombres ($M=31.19^\circ$, $SE=3.53^\circ$) presentaron ángulos de FE menores a los de las mujeres ($F=43.76^\circ$, $SE=4.22^\circ$) y los sanos ($S=61.38^\circ$, $SE=2.02^\circ$) ángulos mucho mayores que los de amputados ($A=13.58^\circ$, $SE=5.13^\circ$). En los ángulos de AbAd no se encontraron valores significativos, aunque en RIE si hay significancia en el efecto Condición ($p=0.0015$) el cual se puede observar en (Ver Tabla

14 Anexo Q) y se tiene que los amputados ($A=4.70^\circ$, $SE=3.84^\circ$) presentaron menores ángulos de RIE en el tobillo que los sanos ($S=19.50^\circ$, $SE=1.62^\circ$).

Pelvis en caminata

Para pelvis en sus ángulos de FE, se puede (Ver Tabla 6 Anexo I) que la interacción Género*Condición presenta un valor significativo ($p=0.005$), para el cual se encontró por medio de la comparación de medias que los participantes amputados y sanos presentan diferencias en sus ángulos de FE, también que las mujeres amputadas presentan diferencias en FE comparadas a las mujeres sanas, a pesar de que, para los participantes sanos, no existe diferencia entre el género. Por otro lado, analizando pelvis en AbAd se encontró significancia nuevamente para la interacción Género*Condición ($p=0.043$), dentro de la comparación de medias se pudo encontrar que únicamente hay diferencias entre el género masculino y femenino de los participantes sanos en AbAd de pelvis, por último, no se hallaron valores significativos en IER de la pelvis.

Pelvis en sentarse

En pelvis FE y RIE no se encontraron valores significativos, se puede observar en (Ver Tabla 8 Anexo K). Sin embargo, en el efecto de condición y género de AbAd se encontraron valores significativos ($p=0.0001$) y ($p=0.004$) respectivamente, dando como resultado en la condición un menor ángulo al momento de realizar la actividad en participantes sanos ($S=6.07^\circ$, $SE=0.38^\circ$) en comparación participantes amputados ($A=13.85^\circ$, $SE=0.86^\circ$). Por otro lado, en el género masculino presentan un mayor ángulo ($M=11^\circ$, $SE=0.60^\circ$) que el género femenino ($F=8.93^\circ$, $SE=0.72^\circ$).

Pelvis en ponerse de pie

Para pelvis FE se puede observar en (Ver Tabla 10 Anexo M), se encontraron valores significativos en la condición ($p=0.0002$) con un menor ángulo al momento de realizar la actividad en participantes sanos ($S=29.59^\circ$, $SE=1.03^\circ$) en comparación participantes

amputados ($A=40.29^\circ$, $SE=2.36^\circ$). El género es significativo ($p=0.0112$) masculino presentan un mayor ángulo ($M=38.41^\circ$, $SE=1.65^\circ$) que el género femenino ($F=31.46^\circ$, $SE=1.97^\circ$). En pelvis AbAd, es significativo la condición ($<.0001$) con un menor ángulo al momento de realizar la actividad en participantes sanos ($S=3.31^\circ$, $SE=0.42^\circ$) en comparación participantes amputados ($A=9.65^\circ$, $SE=0.96^\circ$). Mientras que en pelvis RIE es significativo en condición ($<.0001$), con un menor ángulo al momento de realizar la actividad en participantes sanos ($S=3.09^\circ$, $SE=0.39^\circ$) en comparación participantes amputados ($A=9.43^\circ$, $SE=0.89^\circ$). Además, El género es significativo ($p=0.001$) masculino presentan un mayor ángulo ($M=7.99^\circ$, $SE=0.63^\circ$) que el género femenino ($F=4.53^\circ$, $SE=0.75^\circ$). Y la interacción de condición*género es significativa ($p=0.003$) por lo que genera una diferencia por la condición.

Pelvis en subir escaleras

En pelvis no se encontraron valores significativos en AbAd y en RIE se puede (Ver Tabla 12 Anexo O) pero en FE se tiene un valor significativo ($<.0001$) en el efecto de condición. En participantes sanos ($S=8.43^\circ$, $SE=0.47^\circ$) se formó ángulos menores a comparación de los participantes amputados ($A=15.68^\circ$, $SE=1.13^\circ$) en RDM.

Pelvis en bajar escaleras

Analizando la pelvis y sus ángulos de FE, se encontró que hay significancia en la interacción Género*Condición ($p=0.002$) para el cual se identificó que las mujeres sanas tienen ángulos FE en sus pelvis diferentes que las mujeres amputadas, aunque no se encontraron valores significativos en AbAd, pero para IER de la pelvis, la interacción Género*Condición ($p=0.005$) presentó un valor significativo que puede (Ver Tabla 12 Anexo Q), en este caso se encontró que la condición de los participantes de género masculino si influye en sus ángulos de IER para la pelvis, al igual que el género entre amputados.

Cadera lado derecho en caminata

En el caso del lado derecho de cadera en FE, no se encontró nada significativo; sin embargo, en AbAd se puede observar en (Ver Tabla 6 Anexo I) que si existe significancia en el efecto Condición ($p=0.015$), en este efecto se encontró que los participantes sanos ($S=14.39^\circ$, $SE=0.57^\circ$) presentan mayores grados en los ángulos de AbAd que los amputados ($A=10.70^\circ$, $SE=1.31^\circ$), lo mismo ocurre para IER en donde hay significancia para el efecto Condición ($p=0.038$) para el cual hay mayores ángulos por parte de las personas sanas ($S=17.54^\circ$, $SE=1.15^\circ$) que en las personas amputadas ($A=11.32^\circ$, $SE=2.62^\circ$).

Cadera lado derecho en sentarse

En cadera AbAd y RIE no se encontraron valores significativos, se puede observar en (Ver Tabla 8 Anexo K). Sin embargo, en FE se encontró un valor significativo ($p=0.0001$) en el efecto de condición un mayor ángulo al momento de realizar la actividad en participantes sanos ($S=79.31^\circ$, $SE=2.11^\circ$) en comparación participantes amputados ($A=49.85^\circ$, $SE=4.82^\circ$).

Cadera lado derecho en ponerse de pie

En la cadera derecha FE se puede observar en (Ver Tabla 10 Anexo M), la condición es significativa (0.0004) por lo que se encontró que los participantes sanos ($S=72.16^\circ$, $SE=2.23^\circ$) presentan mayores grados en los ángulos de FE que los amputados ($A=50.12^\circ$, $SE=5.08^\circ$).

Cadera lado derecho en subir escaleras

En cadera derecha no se encontraron valores significativos en AbAd se puede (Ver Tabla 12 Anexo O) En cambio, en FE se obtuvo un valor significativo en FE ($<.0001$) en el efecto de Condición. Los participantes sanos ($S=57.10^\circ$, $SE=1.76^\circ$) se formó ángulos mayores a comparación de los participantes amputados ($A=24.55^\circ$, $SE=4.24^\circ$) y en el efecto de Género, el género masculino ($M=35.34^\circ$, $SE=2.94^\circ$) se formó ángulos menores a comparación del género femenino ($F=46.31^\circ$, $SE=3.52^\circ$) en RDM.

Cadera lado derecho en bajar escaleras

Para FE del lado derecho de la cadera se tienen 2 efectos que presentan significancia y se pueden (Ver Tabla 14 Anexo Q), el primero es la Condición ($p=0.015$) para la cual los sanos ($S=29.53^\circ$, $SE=0.94^\circ$) presentan ángulos mayores que los amputados ($A=22.20^\circ$, $SE=2.65^\circ$), el segundo efecto es Género ($p=0.021$) y en este caso los participantes de género masculino ($M=22.40^\circ$, $SE=1.80^\circ$) han presentado menores ángulos que los de género femenino ($F=29.32^\circ$, $SE=2.16^\circ$). Algo similar ocurre para AbAd en donde se encuentra significancia para el efecto Género ($p=0.040$) y del cual se conoce que los hombres ($M=9.44^\circ$, $SE=1.09^\circ$) presentan menores ángulos que las mujeres ($F=13.13^\circ$, $SE=1.30^\circ$), a pesar de que no se encontró significancia para los ángulos de RIE.

Rodilla izquierda en caminata

Se puede observar (ver Tabla 7 Anexo J), que existe significancia en la interacción Género*Condición ($p=0.049$) para FE de cadera lado izquierdo; sin embargo, en la comparación de medias, no se encontraron valores significativos, en los ángulos de AbAd y RIE no se hallaron valores significativos directamente.

Rodilla izquierda en sentarse

Para la rodilla del lado izquierdo, no se encontró ningún valor significativo en FE, AbAd y RIE, como se puede observar (ver Tabla 9 Anexo L) por lo que no efecto en la condición, género y la interacción Género*Condición en RDM.

Rodilla izquierda en ponerse de pie

No se encontraron valores significativos, en la rodilla derecha, relacionados RDM para FE, AbAd y RIE (ver Tabla 11 Anexo N).

Rodilla izquierda en subir escaleras

Los datos de rodilla izquierda se pueden visualizar (ver Tabla 13 Anexo P). Analizando se encontró que el efecto de condición en FE ($p=0.002$) en los participantes sanos tienen mayor ángulo ($S=83.26^\circ$, $SE=1.96^\circ$) que en los participantes amputados ($A=63.04^\circ$, $SE=5.33^\circ$) al igual

que en el efecto de Género, los participantes del género femenino ($F=66.36^\circ$, $SE=4.37^\circ$) presentaron ángulos menores a comparación de los participantes del género masculino ($M=79.94^\circ$, $SE=3.63^\circ$) que obtuvieron un ángulo mayor en RDM. No se encontró valores significativos en AbAd y RIE.

Rodilla izquierda en bajar escaleras

En (ver Tabla 15 Anexo R) se puede observar para FE que existen valores significativos para la interacción Género*Condición ($p=0.009$), por medio de la comparación de medias se encontró que existen diferencias entre los ángulos de FE en la rodilla izquierda de las mujeres sanas con las mujeres amputadas.

Tobillo izquierdo en caminata

En el caso del tobillo izquierdo FE, (ver en Tabla 7 Anexo J) que el efecto Género cuenta con un valor significativo ($p=0.038$) para el cual las mujeres ($F=33.18^\circ$, $SE=2.87^\circ$) presentaron mayores grados en los ángulos de FE que los hombres ($M=25.07^\circ$, $SE=2.41^\circ$), a pesar de que no se encontró significancia para los ángulos de AbAd y RIE.

Tobillo izquierdo en sentarse

En el tobillo del lado izquierdo se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición ($p=0.035$), como se puede observar (ver Tabla 9 Anexo L). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=26.97^\circ$, $SE=1.66^\circ$) y en participantes amputados ($A=17.82^\circ$, $SE=3.79^\circ$), lo mismo sucede en el efecto de género AbAd presenta un valor significativo ($p=0.0137$) dando como resultado ángulos mayores en el género masculino ($M=8.74^\circ$, $SE=0.83^\circ$) y para el género femenino ($F=5.33^\circ$, $SE=0.99^\circ$). Así mismo, en el efecto Condición en RIE presenta un valor significativo de ($p=0.035$) donde se obtiene un ángulo mayor ($S=14.73^\circ$, $SE=1.20^\circ$) y en participantes amputados ($A=8.10^\circ$, $SE=2.75^\circ$).

Tobillo izquierdo ponerse de pie

En el tobillo del lado derecho se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición ($p=0.0106$), (ver Tabla 11 Anexo N). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=20.35^\circ$, $SE=1.31^\circ$) y en participantes amputados ($A=11.48^\circ$, $SE=2.98^\circ$), lo mismo sucede en el efecto de condición AbAd presenta un valor significativo ($p=0.017$) dando como resultado ángulos menor en participantes sanos ($S=4.35^\circ$, $SE=0.40^\circ$) y participantes amputados ($A=6.88^\circ$, $SE=0.92^\circ$). Así mismo en el género es significativo ($p=0.001$) masculino presentan un mayor ángulo ($M=7.45^\circ$, $SE=0.64^\circ$) que el género femenino ($F=3.78^\circ$, $SE=0.77^\circ$), y en la interacción de Género*Condición en AbAd presenta un valor significativo de ($p=0.004$) donde en género y condición hace diferencias en los ángulos.

Tobillo izquierdo en subir escaleras

En tobillo izquierdo no se encontró valores significativos en RIE, (ver Tabla 13 Anexo P); sin embargo, en FE en el efecto de condición en los participantes sanos tienen mayor ángulo ($S=30.20^\circ$, $SE=1.27^\circ$) que en los participantes amputados ($A=16.97^\circ$, $SE=3.54^\circ$). Igualmente, en AbAd en el efecto de Género se tiene un valor significativo ($p=0.012$) del género femenino ($F=7.88^\circ$, $SE=1.12^\circ$) presentaron ángulos menores a comparación de los participantes del género masculino ($M=8.63^\circ$, $SE=0.94^\circ$).

Tobillo izquierdo en bajar escaleras

En el caso del tobillo izquierdo, se encontró que existe significancia en los ángulos de FE para el efecto Condición ($<.0001$) en el cual los participantes sanos ($S=61.87^\circ$, $SE=1.83^\circ$) presentan mayores grados en sus ángulos de FE que los participantes amputados ($A=26.08^\circ$, $SE=4.97^\circ$). Para RIE (ver Tabla 15 Anexo R) en el cual existe significancia del factor Condición ($p=0.021$), con los participantes ($S=23.01^\circ$, $SE=2.02^\circ$) presentando mayores grados en sus ángulos que los participantes amputados ($A=10.26^\circ$, $SE=4.78^\circ$).

Cadera lado izquierdo en caminata

Analizando el lado izquierdo de la cadera, (ver Tabla 7 Anexo J) para FE existen valores significativos en los efectos Condición ($p=0.021$) y Género ($p=0.038$). Los participantes amputados ($A=45.51^\circ$, $SE=2.90^\circ$) en esta ocasión presentaron mayores ángulos de FE en cadera que los sanos ($S=37.76^\circ$, $SE=1.27^\circ$), lo mismo ocurrió con los participantes del género femenino ($F=45.06^\circ$, $SE=2.43^\circ$) que presentaron mayores ángulos que los participantes del género masculino ($M=38.20^\circ$, $SE=2.03^\circ$). De igual forma, para AbAd existe significancia en el efecto Condición ($p=0.0003$) para el cual una vez más los participantes sanos ($S=15.03^\circ$, $SE=0.64^\circ$) presentan mayores ángulos que los participantes amputados ($A=8.48^\circ$, $SE=1.47^\circ$), aunque para los ángulos de IER no sucede lo mismo, hay significancia en el factor Condición ($p=0.009$), pero los participantes amputados ($A=24.35^\circ$, $SE=3.24^\circ$) presentan mayores grados en sus ángulos de IER que los participantes sanos ($S=14.54^\circ$, $SE=1.42^\circ$).

Cadera lado izquierdo en sentarse

Analizando la cadera del lado izquierdo se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición (<0.0001), (ver Tabla 9 Anexo L). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=78.97^\circ$, $SE=2.11^\circ$) y en participantes amputados ($A=52.35^\circ$, $SE=4.81^\circ$), lo mismo sucede en el efecto de género AbAd presenta un valor significativo ($p=0.027$) dando como resultado ángulos mayores en el género masculino ($M=15.02^\circ$, $SE=1.33^\circ$) y para el género femenino ($F=11.96^\circ$, $SE=1.58^\circ$).

Cadera lado izquierdo en ponerse de pie

Analizando la cadera del lado izquierdo se encontró valores significativos en FE en el efecto de condición (<0.0001), (ver Tabla 11 Anexo N). En participantes sanos se obtuvo ángulos mayores ($S=72.96^\circ$, $SE=2.02^\circ$) y en participantes amputados ($A=46.34^\circ$, $SE=4.61^\circ$). También en la interacción de género*condición es significativo ($p=0.0068$). Lo mismo ocurrió en cadera lado izquierdo AbAd, pero género ($p=0.0012$) con los participantes del género femenino ($F=7.66^\circ$, $SE=1.72^\circ$) que presentaron menor ángulos que los participantes del género

masculino ($M=15.74^\circ$, $SE=1.45^\circ$). Otro valor significativo es la condición ($p=0.014$) dando como resultado ángulos menores en la condición sana ($S=8.78^\circ$, $SE=0.90^\circ$) y para amputado ($A=14.63^\circ$, $SE=2.06^\circ$).

Cadera lado izquierdo en subir escaleras

En cadera del lado izquierdo no se encontró valores significativos en AbAd, (ver Tabla 13 Anexo P), pero en FE en el efecto de condición se tiene un valor significativo ($p=0.0038$) los participantes sanos tienen mayor ángulo ($S=59.99^\circ$, $SE=1.59^\circ$) que en los participantes amputados ($A=46.98^\circ$, $SE=3.76^\circ$). De igual forma, en el efecto condición de RIE existe un valor significativo ($p=0.003$) los participantes sanos tienen menor ángulo ($S=13.66^\circ$, $SE=1.36^\circ$) que en los participantes amputados ($A=25.16^\circ$, $SE=3.20^\circ$).

Cadera lado izquierdo en bajar escaleras

Se puede observar (ver Tabla 15 Anexo R) que existe significancia para FE de la interacción Género*Condición, por medio de la comparación de medias se encontró que en el lado izquierdo de la cadera los ángulos de FE por parte de los participantes sanos ($S=29.47^\circ$, $SE=0.87^\circ$) es menor que la de los participantes amputados ($A=30.57^\circ$, $SE=2.51^\circ$), a pesar de que sus medias difieren por poco.

DISCUSIÓN

En la evaluación del RDM se tuvieron varios resultados que estadísticamente se demostró la influencia de los efectos de la condición (amputado y sano), el género (masculino y femenino) y el lado (derecho e izquierdo), y sus respectivas interacciones en las variables dependientes de interés como los ángulos de flexión-extensión (FE), abducción-abducción (AbAd) e rotación interna-externa (IER) en las estructuras del cuerpo que son el tobillo, la rodilla, la pelvis y la cadera. Se evaluó en las actividades funcionales como la caminata, el sentarse, el ponerse de pie, el subir escalera y el bajar escaleras. El tobillo si influye en varios

de los ángulos de las actividades esto se debe a que el tobillo es una estructura distal de la extremidad inferior que une el pie con la pierna permitiéndole el movimiento de FE, AbAd y IER, es la base de equilibrio del aparato locomotor y es una estructura convertible ya sea flexible o rígida en función de las actividades que realiza la persona (Monteagudo et al., 2016). En la caminata se vio afectado la condición en todos los ángulos FE, AbAd y IER del tobillo ya que este genera fuerza de impulso hacia adelante, siendo en las personas amputadas las que tenían menores grados. De igual forma por la condición hay un impacto de FE y RIE al sentarse y en FE al ponerse de pie, siendo en las personas amputadas las que tienen menores grados. El motivo de esto es que en las personas amputadas tienen tobillo protésico su estructura es netamente rígida y no le permite flexibilidad en los ángulos de los movimientos. Si consideramos la rodilla en la caminata esta se ve afectada de igual forma en las personas amputadas por la no flexibilidad de la prótesis y movimiento no igual a las personas sin amputación. La rodilla no se encontró significancia en FE, AbAd y RIE tanto para la actividad de sentarse y ponerse de pie.

Considerando la pelvis en las actividades se debe conocer que en esta estructura es el centro de gravedad y se concentra la mayor parte del peso corporal. (Collado et al, 2019). La pelvis en la camina influyo en FE ya que, en la pelvis, durante el ciclo de la camina, describe un movimiento sincronizado y de poca amplitud en los tres planos del espacio (Bruening et al., 2015). De forma diferente sucede en la actividad sentarse y pararse, que influyen en AbAd y FE, AbAd y RIE respectivamente. Parás estas actividades funciona de manera diferente el movimiento ya el RDM en los amputados utilizan más grados para poder concretar las actividades ya que no controlan su equilibrio y estabilidad del cuerpo. Gracias al dimorfismo de la pelvis influye en todas las actividades del estudio; en las mujeres es más ancha, presenta una base mayor y un agujero medio más grande. Por otro lado, la del hombre es más alargada y profunda (Gomez et al., 2015). Continuando con la cadera si influye en las actividades, en la

caminata el movimiento de Abad; mientras que, en sentarse y ponerse de pie en el movimiento de FE, el RDM es menor en los amputados esto debido a que las personas sanas en estas actividades necesitan un esfuerzo con una inclinación o posición vertical en la cadera (Otálora, 2021). En las actividades de subir (rodilla FE) y bajar gradas (rodilla FE, pelvis RIE y cadera FE) se ven influidas por el género, esto debido a la morfología del cuerpo y el peso, cabe recalcar que para estas dos últimas actividades solo se desarrolla en personas sanas considerando los efectos del lado y género ya que en los amputados no se podía realizar la actividad normalmente, se les dificultaba por su pierna amputada.

Por otro lado, se evaluó la simetría en las actividades. Para la actividad de caminata se tiene que en la rodilla FE, tobillo FE y AbAd, cadera FE, AbAd y RIE son las partes que hacen asimetría entre amputado y sano. En el caso de la pelvis si es simétrica para caminata. Para la actividad de sentarse se tiene que el tobillo AbAd y pelvis FE desarrollan asimetría en amputados y sanos. Mientras que para la actividad de ponerse de pie se tiene que rodilla FE, tobillo FE, tobillo AbAd, pelvis AdAd y cadera FE son las partes que desarrollan la asimetría. Los ángulos de la rodilla son simétricos en sentarse. Continuando con la actividad de subir escaleras se tiene que la rodilla FE, tobillo RIE y la cadera AbAd forman la asimetría de acuerdo con su lado, mientras que todos los ángulos de la pelvis son simétricos. Por último, en la actividad de bajar escaleras se tiene todos los ángulos de la rodilla, tobillo, pelvis y cadera son simétricos. En estas dos últimas actividades se consideró solo las personas sanas.

Por último, en relación con la fuerza de reacción vertical del suelo (GRF) en la que se deseaba ver si influía la condición, género y lado en la variable de fuerza. Para la actividad de caminata no se encontró significancia, esto está relacionado a que, según el estudio de Torres, la GRF es una fuerza que está relacionada a la aceleración vertical de un cuerpo en estudio, esto genera que durante la marcha el vector de la GRF vaya cambiando, dependiendo de la etapa en la que el participante se encuentre, estas pueden ser contacto inicial, respuesta a carga,

apoyo medial y balanceo (Torres, 2016). Para la actividad de sentarse se obtuvo la influencia de la condición siendo las personas amputadas las que generan mayor fuerza que los sanos. Continuando con la actividad de ponerse de pie se tiene que los amputados desarrollan mayor fuerza vertical que los sanos. Además, influye la fuerza tanto en el género y el lado, ya que en las personas amputadas le dan más peso a su pierna sana (lado) y en forma general el género masculino ocupa mayor fuerza. En cuanto a la actividad de subir escaleras el lado influye ya que el lado derecho es mayor que el izquierdo. En un estudio fuerza de reacción vertical era significativamente mayor cuando se usaba la pierna derecha como primera pisada en comparación con la pierna izquierda. Esto se debió en parte a una mayor actividad muscular en los músculos del muslo y la cadera en la pierna derecha. (Pohl et al., 2015). Por último, la actividad de bajar gradas es influida por el género (Shen et al., 2022), siendo el género masculino mayor que el femenino ya que los hombres ocupan más fuerza por su peso corporal.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Se presentaron algunas limitaciones para realizar una de ellas fue la disponibilidad de tiempo y motivación de los participantes amputados. Además, varios de los participantes con amputación vivían a los exteriores de Quito, no cerca de la universidad donde se encuentra el laboratorio con los materiales del estudio, dificultándose su movilidad. De esta manera el tamaño de muestra pudo haber sido más amplio para tener resultados más sustanciosos con conclusiones fuertes en cuestión al efecto de la condición amputada. Además, el rango de edad de nuestra muestra son personas jóvenes, seguramente existe patrones diferentes en las actividades en función de la edad de los sujetos.

CONCLUSIONES

- En la actividad de caminata se encontró que en el efecto de condición influye para todos los ángulos del tobillo tanto en FE, AbAd y RIE.

- En la actividad de sentarse el efecto condición se vio que influye tanto en AbAd en la pelvis como en FE de la cadera.
- En la actividad de ponerse de pie el efecto de condición influye para todos los ángulos de la pelvis, debido a que las personas amputadas necesitan un pequeño impulso para ponerse de pie.
- En la actividad de bajar gradas hay simetría entre hombres y mujeres sanos.
- Para el diseño de prótesis es importante considerar el bloqueo en zonas con movilidad que se usen para el apoyo, esto dará seguridad y estabilidad al usuario.
- Un factor que considerar en el diseño de prótesis es la mejora del espacio central en el eje de giro de la rodilla para brindar un mejor RDM en flexión-extensión.
- Es muy útil para el talón del pie protésico utilizar fibra de carbono como material, esto brinda flexibilidad y estabilidad a la persona lo que permite ahorrar gasto energético.
- La falta de estabilidad en la prótesis era compensada con mayor carga en la pierna sana, por esta razón las prácticas de rehabilitación para personas con amputación de miembros inferiores deben centrarse en el fortalecimiento y la corrección de postura.

RECOMENDACIONES

Se recomienda encontrar a más participantes con amputación para subir el porcentaje del poder estadístico y tener un tamaño de muestra balanceado. Al igual, de tener la disponibilidad de otro laboratorio, de esta manera los participantes podrán tener mayor accesibilidad para poder ayudar con el estudio. También, sería importante analizar todo el cuerpo para estudiar si existe alguna afectación en lo que es hombro, brazo, cuello y cabeza y realizar una comparación más precisa entre participantes sanos y amputados. Así mismo, después de revisar toda la literatura es importante poner más énfasis en actividades de subir y bajar las escaleras ya no hay muchos estudios que se enfoquen en este tipo de actividades

funcionales y es en donde los participantes con amputación tenían más problemas al momento de realizarla. De igual forma, tener una mayor uniformidad en el control de toma de datos, pero sin sesgar a los participantes. Es decir, no decirles como realizar las actividades ya que se quiere evaluar este tipo de actividades lo más naturalmente posible.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alfonsi, M. (2014). *Reliability of Lower Extremity Biomechanics During Functional Activity Performance* (Order No. 1562617). Available from ProQuest Central. (1566477526).
<https://www.proquest.com/dissertations-theses/reliability-lower-extremity-biomechanics-during/docview/1566477526/se-2>
- Arauz, Paul & García, María-Gabriela & Velez, Mauricio & León, Cesar & Velez, Francisco & Martin, Bernard. (2021). Does treadmill workstation use affect user's kinematic gait symmetry. *PLOS ONE*. 16. e0261140. 10.1371/journal.pone.0261140.
- Anthony J. Roon, Wesley S. Moore, Jerry Goldstone. (1977). Below-knee amputation: A modern approach. *The American Journal of Surgery*, Volume 134, Issue 1, Pages 153-158, ISSN 0002-9610, [https://doi.org/10.1016/0002-9610\(77\)90299-9](https://doi.org/10.1016/0002-9610(77)90299-9).
- Benavides, L & Molina, L. (2020). *Estrategias de evaluación en la fase preprotésica, protésica y postprotésica en pacientes con amputación transfemoral una revisión sistemática*. [Tesis de grado, Escuela Colombiana de Rehabilitación]. Repositorio ECR. <https://ecr-dspace.metabiblioteca.com.co/handle/001/373>
- Biewener, A. A. (2016). Locomotion as an emergent property of muscle contractile dynamics. In *Journal of Experimental Biology* (Vol. 219, Issue 2, pp. 285–294). Company of Biologists Ltd. <https://doi.org/10.1242/jeb.123935>
- Briede-Westermeyer, J., Cabello-Mora, M., Pacheco-Blanco, B., & Cartes-Sanhueza, J. (2016). IMPLICACIÓN DE PARTICIPANTES EN LA FASE DE DISEÑO CONCEPTUAL DE UN PRODUCTO. CASO DE ESTUDIO DEL IMPACTO DE LA METODOLOGÍA SISTÉMICA EN UNA PYME CHILENA. *Interciencia*, 41(9), 622-628. <https://www.proquest.com/scholarly-journals/implicación-de-participantes-en-la-fase-diseño/docview/1819944441/se-2>

- Broche-Vázquez, Leonardo, Sagaró-Zamora, Roberto, Ochoa-Díaz, Claudia, Padilha-Lanari-Bó, Antonio, & Martínez-Nariño, Félix A. (2016). Análisis cinemático y dinámico de las prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas. *Ingeniería Mecánica*, 19(3), 150-157. Recuperado en 25 de febrero de 2023, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59442016000300005&lng=es&tlng=es.
- Bruening, D.A., Frimenko, R.E., Goodyear, C.D., Bowden, D.R. & Fullenkamp, A.M. (2015). *Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds*. *Gait & Posture*, 41, 540-545.
- Castán, Y. (2017). Introducción al método científico y sus etapas. Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud. <https://claustrouniversitariodeorientede.edu.mx/pedagogia-linea/introduccionalmetodocientificoysetapas.pdf>
- CONADIS (2022). Personas con discapacidad en Ecuador. https://fca.uta.edu.ec/v4.0/images/OBSERVATORIO/diagnosticos/Diagnostico_N100.pdf
- Collado-Vázquez, D., Rodríguez-Sanz, D., Kovacs, F. M., et al. (2019). *Pelvic anatomy and kinematics during the first two months after total hip arthroplasty performed through a posterior approach: A prospective cohort study*. *Journal of Orthopaedic Science*, 24(1), 89-94. doi: 10.1016/j.jos.2018.07.007
- Díaz, P., & Fernández, P. (2003, January 20). Metodología de la Investigación. Cálculo del poder estadístico de un estudio. Recuperado de: <http://webpersonal.uma.es/de/jmpaez/websci/BLOQUEI/DocuI/poder.htm>

- Desseauve, D., Pierre, F., Fernandez, A., Panjo, H., Decatoire, A., Lacouture, P., & Fradet, L.(2019). Assessment of pelvic-Lumbar-thigh Biomechanics to optimize the childbirth position: An “In Vivo” innovative Biomechanical Study. *Scientific reports*, 9(1), 1-7.
- El Hage, R., Knippschild, U., Arnold, T., & Hinterseher, I. (2022). Stem Cell-Based Therapy: A Promising Treatment for Diabetic Foot Ulcer. *Biomedicines*, 10(7), 1507. <https://doi.org/10.3390/biomedicines10071507>
- Espinoza, M y García, D. (2014). Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente. *Revista Médica Clínica Las Condes*, Vol. 25 (Núm. 2.), 276 – 280. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-articulo-niveles-amputacion-extremidades-inferiores-repercusion-S0716864014700380>
- Fábrica, G., Peña, I., Silva-Pereyra, V., & Ramos-Arim, V. (2018). Use of energy, kinematics and stability in gait of a patient with transfemoral amputation without rehabilitation approach. *Revista De La Facultad De Medicina*, 66(1), 59-68. <https://doi.org/10.15446/v66n1.66724>
- Fernández Gay, C. (2014). Implicaciones anatomofuncionales de la amputación del miembro inferior: cuidados del muñón y consecuencias en el sistema locomotor del uso prolongado de prótesis.
- Gailey, Robert,PhD., P.T., Allen, K., D.P.T., Castles, J., D.P.T., Kucharik, J., D.P.T., & Roeder, M., D.P.T. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1), 15-29. <https://www.proquest.com/scholarly-journals/review-secondary-physical-conditions-associated/docview/215287602/se-2>

- Gómez Jiménez, M., & de Subijana Hernández, C. L. (2016). Influencia de la estatura en el patrón de la marcha de hombres y mujeres. *Apunts. Educación física y deportes*, 4(126), 30-36, [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2016/4\).126.03](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2016/4).126.03)
- Gomez Jiménez, M., López de Subijana Hernández, C., & Veiga Fernández, S. (2015). Comportamiento de la pelvis, el centro de gravedad y la cadera de hombres y mujeres durante la marcha normal. *Kronos. La revista científica de actividad física y deporte*, 14(2), 1-7.
- González Garay A, Díaz García L, Chiharu Murata, Anzo Osorio A, García de la Puente S. Generalidades de los estudios de casos y controles. *Acta Pediatr Mex.* 2018;39(1):72-80
- Krahn, G. L., Walker, D. K., & Correa-De-Araujo, R. (2015). Persons with disabilities as an unrecognized health disparity population. *American journal of public health*, 105 Suppl 2(Suppl 2), S198–S206. <https://doi.org/10.2105/AJPH.2014.302182>
- Madeleine, Pascal & Samani, Afshin & de Zee, Mark & Kersting, Uwe. (2011). Biomechanics of Human Movement. 10.1007/978-3-642-21683-1_60.
- Mohamed, A., Sexton, A., Simonsen, K., & McGibbon, C. A. (2019). Development of a Mechanistic Hypothesis Linking Compensatory Biomechanics and Stepping Asymmetry during Gait of Transfemoral Amputees. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2019, 15. <https://doi.org/10.1155/2019/4769242>
- Monteagudo, M., Martínez De Albornoz, P., Maceira, E., & Gutiérrez, B. (2016). *Anatomía funcional, biomecánica y patomecánica de la estabilidad del tobillo*. Sociedad española de medicina y cirugía del pie y tobillo, 8, 7-16.

- Moon, D., Smith, K., Shu, A., Challa, S., & Hunt, K. (2019). Clinical Outcome Differences Between Single and Multi-stage Transtibial Amputations. *Foot & Ankle Orthopaedics*, 4(4), 2473011419S00310. <https://doi.org/10.1177/2473011419S00310>
- Morgenroth, D. C., Roland, M., Pruziner, A. L., & Czerniecki, J. M. (2018). Transfemoral amputee intact limb loading and compensatory gait mechanics during down slope ambulation and the effect of prosthetic knee mechanisms. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 55, 65–72. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.04.007>
- Norvell, D.C., Czerniecki, J.M., Reiber, G.E., Maynard, C., Pecoraro, J.A., Weiss, N.S., 2005. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (3),487–493.
- Otálora González, S. (2021). *Detección de fases de las actividades de sentarse y levantarse mediante métodos de machine learning*.
- Padilla Rubio, A., Vasco Torres, P., Jiménez Álvarez, G., Sánchez Arévalo, V., & Vinuesa Vásquez, N. (2017). Población beneficiada en Laboratorio de Ortopedia Técnica de Pichincha durante tres años de servicio. *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación*, 9(1). Recuperado de <https://revrehabilitacion.sld.cu/index.php/reh/article/view/196/282>
- Pedersen H. E. (1968). The problem of the geriatric amputee. *Artificial limbs*, 12(2), 1–3.
- Pohl, M.B., Hamill, J., & Davis, I.S. (2015). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 25(3), 308-313. doi: 10.1097/JSM.000000000000145.
- Salinas-Castro F R-CO. Introducción a la biomecánica. En: Zambudio Periago R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. 1 a ed Barcelona Elsevier. 2009;1–8
- Sarroca, N. (2020). *Estudio del comportamiento muscular y estabilidad en pacientes amputados transtibiales. Análisis del impacto de la amputación en la imagen corporal*,

la autoestima y su calidad de vida. [Tesis doctoral]. UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID [Tesis doctoral]. E-Prints Complutense

Shen, S., Lam, W. K., Teng, J., Jia, S. W., Baker, J. S., Ugbolue, U. C., Fekete, G., & Gu, Y. (2022). Gender and leg-dominance differences in shoe properties and foot injuries in badminton: a cross-sectional survey. *Journal of foot and ankle research*, 15(1), 26. <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00531-w>

Soto, Alonso, & Cvetkovich, Aleksandar. (2020). Estudios de casos y controles. *Revista de la Facultad de Medicina Humana*, 20(1), 138-143. <https://dx.doi.org/10.25176/rfmh.v20i1.2555>

Struyf, P.A., van Heugten, C.M., Hitters, M.W., Smeets, R.J., 2009. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90 (3), 440–446.

Torres Torres, A. D. (2015). Simulación de la marcha del amputado transtibial a partir de los ajustes de posición de la prótesis. Recuperado de: <http://hdl.handle.net/11349/6146>

Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008 Mar;89(3):422-9. doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.005. PMID: 18295618.

ANEXOS

Anexo A: Ubicación de marcadores

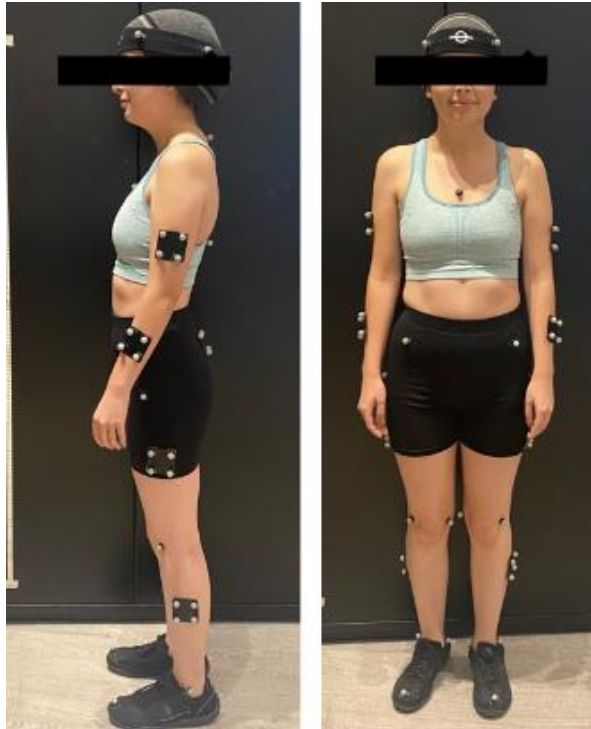


Figura 1. Ubicación de marcadores.

Anexo B: Modelo estático Vicon y Matlab

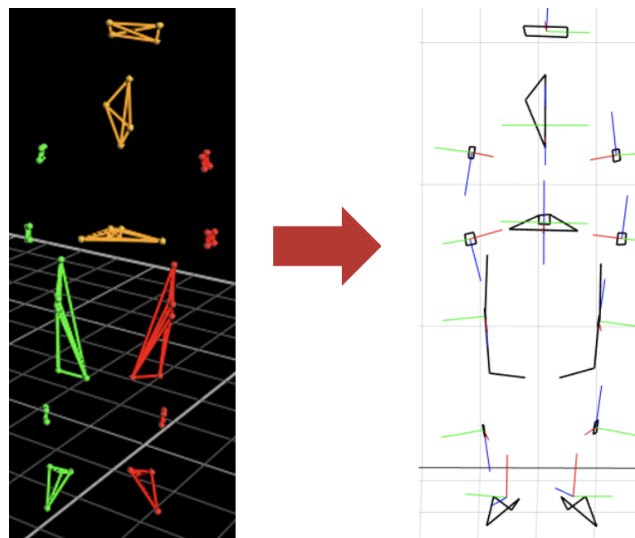


Figura 2. Modelo estático Vicon y Matlab.

Anexo C: Normalidad en la Condición

Test para normalidad				
Test	Estadístico		P valor	
Shapiro-Wilk	W	0.918436	Pr < W	0.3441
Kolmogorov-Smirnov	D	0.190374	Pr > D	>=0.1500
Cramer-von Mises	W- \hat{s} q	0.061109	Pr > W- \hat{s} q	>=0.2500
Anderson-Darling	A- \hat{s} q	0.380889	Pr > A- \hat{s} q	>=0.2500

Figura 3. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de amputado.

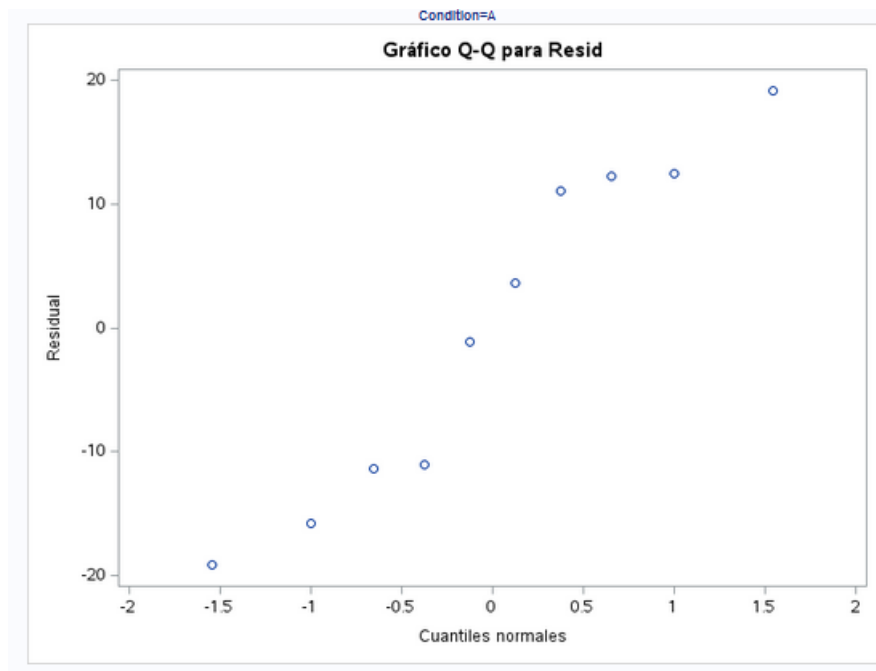


Figura 4. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de amputado.

Test para normalidad				
Test	Estadístico		P valor	
Shapiro-Wilk	W	0.978529	Pr < W	0.4917
Kolmogorov-Smirnov	D	0.065082	Pr > D	>=0.1500
Cramer-von Mises	W- \hat{s} q	0.029134	Pr > W- \hat{s} q	>=0.2500
Anderson-Darling	A- \hat{s} q	0.244943	Pr > A- \hat{s} q	>=0.2500

Figura 5. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de sano.

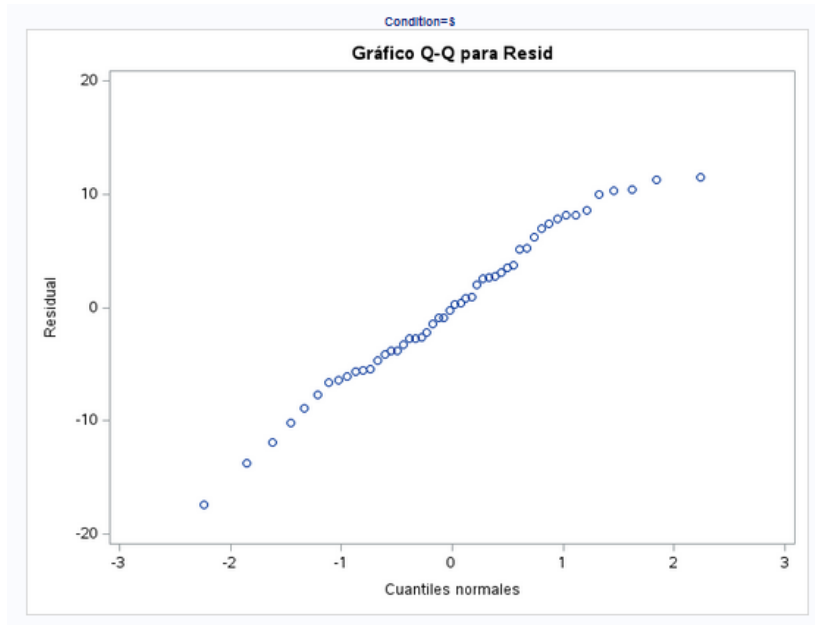


Figura 6. Flexión-extensión de la rodilla con la condición de sano.

Test para normalidad				
Test	Estadístico		P valor	
Shapiro-Wilk	W	0.962007	Pr < W	0.3886
Kolmogorov-Smirnov	D	0.101779	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W- \hat{q}	0.040702	Pr > W- \hat{q}	>0.2500
Anderson-Darling	A- \hat{q}	0.327122	Pr > A- \hat{q}	>0.2500

Figura 7. Flexión-extensión del tobillo en el género femenino.

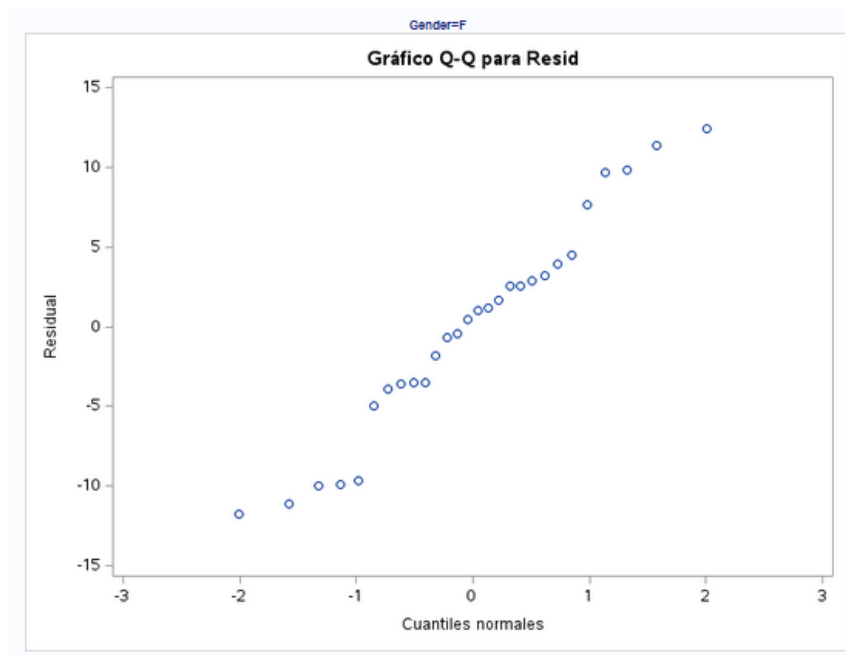


Figura 8. Flexión-extensión del tobillo en el género femenino.

Test para normalidad				
Test		Estadístico	P valor	
Shapiro-Wilk	W	0.973973	Pr < W	0.6154
Kolmogorov-Smirnov	D	0.087063	Pr > D	=>0.1500
Cramer-von Mises	W-sq	0.035817	Pr > W-sq	=>0.2500
Anderson-Darling	A-sq	0.238383	Pr > A-sq	=>0.2500

Figura 9. Flexión-extensión del tobillo en el género masculino.

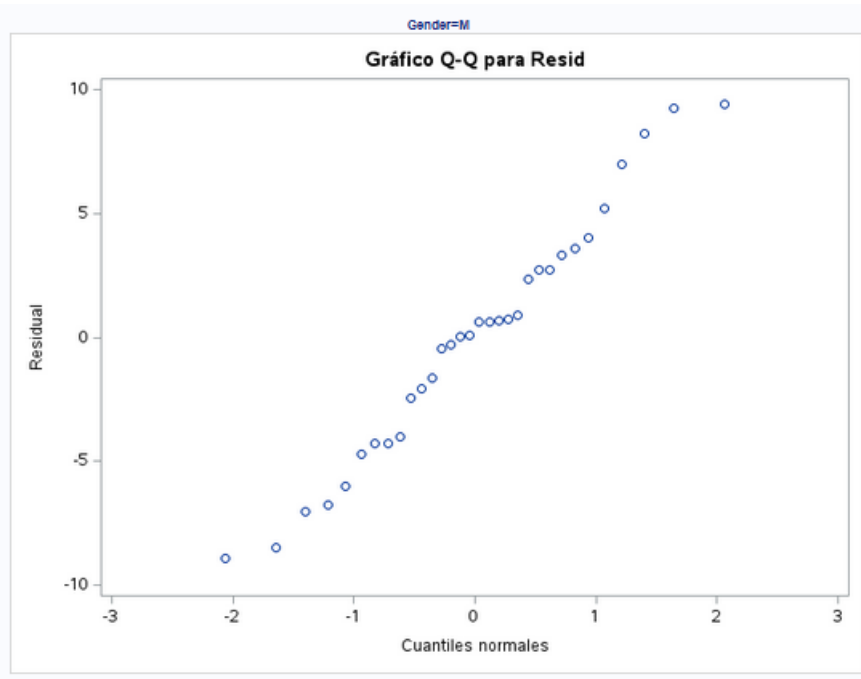


Figura 10. Flexión-extensión del tobillo en el género masculino.

Test para normalidad				
Test		Estadístico	P valor	
Shapiro-Wilk	W	0.978717	Pr < W	0.7905
Kolmogorov-Smirnov	D	0.096574	Pr > D	=>0.1500
Cramer-von Mises	W-sq	0.043588	Pr > W-sq	=>0.2500
Anderson-Darling	A-sq	0.279892	Pr > A-sq	=>0.2500

Figura 11. Flexión-extensión de la pelvis del lado izquierdo.

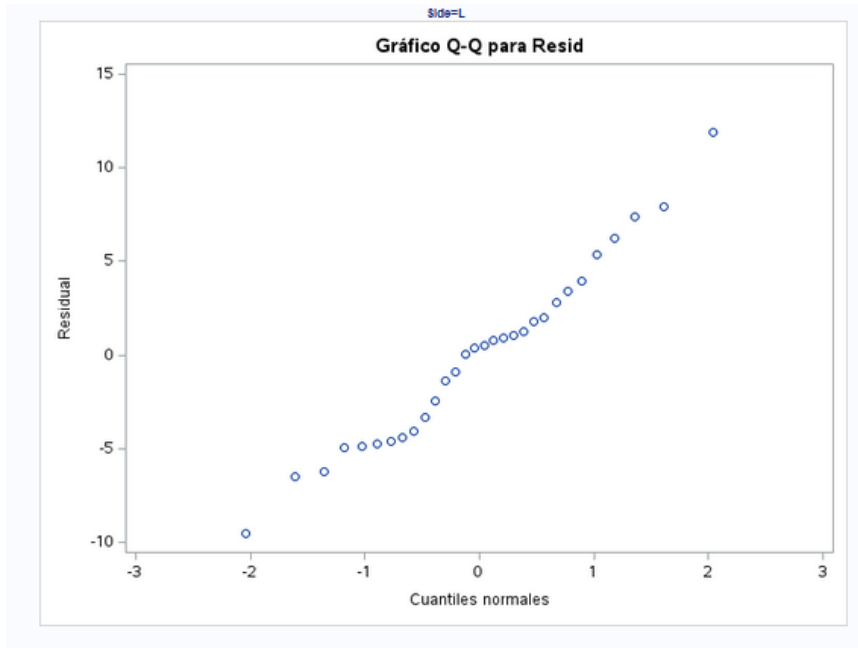


Figura 12. Flexión-extensión de la pelvis del lado izquierdo.

Test para normalidad				
Test		Estadístico		P valor
Shapiro-Wilk	W	0.978879	Pr < W	0.7978
Kolmogorov-Smirnov	D	0.093477	Pr > D	>=0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq	0.0433	Pr > W-Sq	>=0.2500
Anderson-Darling	A-Sq	0.277813	Pr > A-Sq	>=0.2500

Figura 13. Flexión-extensión de la pelvis del lado derecho.

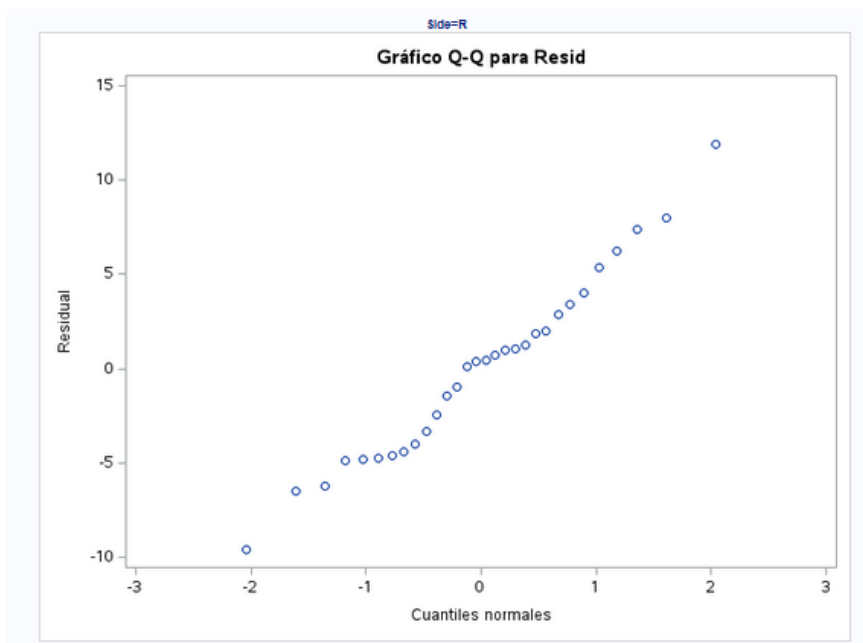


Figura 14. Flexión-extensión de la pelvis del lado derecho.

Anexo D: Resultados del rango de movimiento y simetría.

Efecto	Caminata											
	Rodilla			Tobillo			Pelvis			Cadera		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.4021	0.5210	0.3056	0.0477	0.8763	0.4063	0.0026	0.0386	0.3947	0.0160	0.6313	0.2486
Condición	0.0274	0.3307	0.2149	0.0060	0.0029	0.0078	<.0001	0.3569	0.4327	0.3892	0.0007	0.3976
Lado	0.4930	0.4770	0.1226	0.0001	0.0023	0.0111	0.6065	0.7956	0.3776	0.0079	0.1814	0.0454
Género*Condición	0.5870	0.7329	0.6696	0.0850	0.6786	0.4564	0.0050	0.0445	0.9172	0.7544	0.4266	0.6359
Género*Lado	0.3030	0.0549	0.6843	0.2764	0.1342	0.4259	0.9935	0.9212	0.7225	0.5536	0.8647	0.7998
Condición*Lado	0.1951	0.0690	0.0230	0.0034	0.0007	0.9975	0.9807	0.9313	0.3857	0.0055	0.0353	0.0018
Género*Condición*Lado	0.1300	0.4820	0.2187	0.5929	0.1085	0.4141	0.6772	0.3071	0.7713	0.2441	0.9835	0.5697
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 1. Actividad caminata rango de movimiento y simetría.

Anexo E: Resultados del rango de movimiento y simetría.

Efecto	Sentarse											
	Rodilla			Tobillo			Pelvis			Cadera		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.9516	0.7286	0.5313	0.3730	0.6763	0.7236	0.0805	0.0379	0.5389	0.8973	0.0604	0.8422
Condición	0.2086	0.3190	0.7110	0.0002	0.1045	0.0064	0.0859	<.0001	0.4832	<.0001	0.1489	0.4384
Lado	0.1382	0.1396	0.4053	0.0551	0.4538	0.2740	0.7949	0.2740	0.8533	0.3535	0.1616	0.2186
Género*Condición	0.3516	0.6173	0.3462	0.3830	0.6044	0.0706	0.2618	0.0801	0.4737	0.0880	0.1260	0.6563
Género*Lado	0.0506	0.0655	0.5665	0.1612	0.0644	0.2124	0.6266	0.2124	0.9424	0.4207	0.9952	0.9955
Condición*Lado	0.3166	0.2444	0.7592	0.2865	0.1229	0.6699	0.4338	0.6699	0.1860	0.2400	0.0709	0.6256
Género*Condición*Lado	0.1617	0.0717	0.5039	0.1265	0.0081	0.1872	0.5893	0.1872	0.1013	0.0164	0.7766	0.9293
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 2. Actividad sentarse rango de movimiento y simetría.

Anexo F: Resultados del rango de movimiento y simetría.

Efecto	Ponerse de pie											
	Rodilla			Tobillo			Pelvis			Cadera		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.0931	0.5581	0.4384	0.939	0.2968	0.4526	0.012	0.287	0.0015	0.5151	0.0088	0.3095
Condición	0.626	0.4323	0.3435	0.0006	0.0991	0.0729	0.0003	<.0001	<.0001	<.0001	0.2053	0.6558
Lado	0.164	0.2082	0.1107	0.0395	0.0284	0.1406	0.819	0.0232	0.9724	0.1064	0.4847	0.4617
Género*Condición	0.373	0.5854	0.6601	0.6575	0.6875	0.1066	0.2076	0.5404	0.0029	0.0297	0.5162	0.6881
Género*Lado	0.987	0.0968	0.133	0.0039	0.0002	0.5793	0.1569	0.0594	0.9698	0.0414	0.2657	0.6723
Condición*Lado	0.007	0.0689	0.2365	0.089	0.0682	0.8188	0.6071	0.1425	0.7737	0.0132	0.068	0.5991
Género*Condición*Lado	0.895	0.0606	0.1721	0.0012	0.0002	0.3318	0.5047	0.4152	0.3896	0.0059	0.2332	0.8559
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 3. Actividad ponerse de pie rango de movimiento y simetría.

Anexo G: Resultados del rango de movimiento y simetría.

Efecto	Subir escaleras											
	Rodilla			Tobillo			Pelvis			Cadera		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.0411	0.9434	0.8468	0.9077	0.1840	0.1109	0.6149	0.6331	0.0846	0.4608	X	0.3691
Lado	<.0001	0.7800	0.3992	0.7055	0.7308	0.0387	0.0875	0.4016	0.9009	0.4078	0.0097	0.4701
Género*Lado	0.7731	0.2082	0.1394	0.0575	0.4198	0.1508	0.3411	0.4015	0.1230	0.6112	X	0.4838
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 4. Actividad subir escaleras rango de movimiento y simetría.

Anexo H: Resultados del rango de movimiento y simetría.

Efecto	Bajar escaleras											
	Rodilla			Tobillo			Pelvis			Cadera		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	<.0001	0.4859	0.4682	0.0726	0.6086	0.2421	0.3240	0.0098	0.2395	0.0301	0.4383	0.4763
Lado	0.9308	0.4929	0.7952	0.5898	0.2802	0.0667	0.8057	0.1295	0.6207	0.8154	0.1434	0.3485
Género*Lado	0.6621	0.3862	0.6187	0.3180	0.1613	0.6094	0.6577	0.5891	0.3483	0.2967	0.1775	0.6337
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 5. Actividad bajar escaleras rango de movimiento y simetría.

Anexo I: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.

Efecto	Caminata											
	Rodilla Derecha			Tobillo Derecho			Pelvis			Cadera Derecha		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.0494	0.1077	0.7587	<.0001	<.0001	0.8095	<.0001	0.3557	0.4317	0.2050	0.0149	0.0378
Género	0.7007	0.6955	0.2072	0.4242	0.2324	0.8091	0.0023	0.0373	0.3936	0.3938	0.5149	0.5135
Género*Condición	0.6794	0.9229	0.1468	0.1851	0.3594	0.1024	0.0045	0.0432	0.9171	0.4278	0.7670	0.9144
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 6. Actividad caminata rango de movimiento del lado derecho.

Anexo J: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.

Efecto	Caminata											
	Rodilla Izquierda			Tobillo Izquierdo			Pelvis			Cadera Izquierda		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.1113	0.9701	0.7667	0.8596	0.4835	0.0718	<.0001	0.3557	0.4317	0.0205	0.0003	0.0094
Género	0.0091	0.1417	0.6657	0.0384	0.7151	0.3450	0.0023	0.0373	0.3936	0.0383	0.5840	0.4021
Género*Condición	0.0492	0.5541	0.4183	0.1716	0.3049	0.9628	0.0045	0.0432	0.9171	0.3290	0.5009	0.5776
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 7. Actividad caminata rango de movimiento del lado izquierdo.

Anexo K: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.

Efecto	Sentarse											
	Rodilla Derecha			Tobillo Derecho			Pelvis			Cadera Derecha		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.4431	0.0890	0.6900	0.0003	0.0436	0.0566	0.0843	<.0001	0.4823	<.0001	0.8987	0.8994
Género	0.1862	0.1626	0.4680	0.0909	0.1464	0.4897	0.0789	0.0366	0.5381	0.9654	0.1450	0.8351
Género*Condición	0.2389	0.4323	0.2511	0.0736	0.0573	0.0036	0.2604	0.0779	0.4728	0.4728	0.1698	0.9334
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 8. Actividad sentarse rango de movimiento del lado derecho.

Anexo L: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.

Efecto	Sentarse											
	Rodilla Izquierda			Tobillo Izquierdo			Pelvis			Cadera Izquierda		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.3177	0.9327	0.9498	0.0349	0.7505	0.0354	0.0843	<.0001	0.4823	<.0001	0.0266	0.1616
Género	0.2902	0.1512	0.9546	0.7198	0.0137	0.3233	0.0789	0.0366	0.5381	0.7586	0.1507	0.8324
Género*Condición	0.7340	0.1928	0.8160	0.6379	0.1174	0.4293	0.2604	0.0779	0.4728	0.0589	0.3401	0.6792
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 9. Actividad sentarse rango de movimiento del lado izquierdo.

Anexo M: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.

Efecto	Ponerse de pie											
	Rodilla derecha			Tobillo derecho			Pelvis			Cadera derecha		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.0931	0.4752	0.6303	0.1589	0.0442	0.7283	0.012	0.2867	0.0013	0.7808	0.1556	0.308
Condición	0.5855	0.0821	0.8973	<.0001	0.9815	0.0565	0.0002	<.0001	<.0001	0.0004	0.9812	0.4778
Género*Condición	0.4027	0.3821	0.2125	0.0534	0.0157	0.0272	0.2061	0.5396	0.0026	0.0995	0.9105	0.324
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 10. Actividad ponerse de pie rango de movimiento del lado derecho.

Anexo N: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.

Efecto	Ponerse de pie											
	Rodilla Izquierda			Tobillo Izquierdo			Pelvis			Cadera izquierda		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Género	0.129	0.098	0.1083	0.263	0.001	0.4156	0.012	0.2857	0.0013	0.2969	0.0012	0.6678
Condición	0.1762	0.457	0.1309	0.0106	0.0173	0.2334	0.0002	<.0001	<.0001	<.0001	0.0143	0.9357
Género*Condición	0.3952	0.0711	0.521	0.324	0.0039	0.4955	0.2061	0.5396	0.0026	0.0068	0.1545	0.8675
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 11. Actividad ponerse de pie rango de movimiento del lado izquierdo.

Anexo O: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.

Efecto	Subir escaleras											
	Rodilla Derecha			Tobillo Derecho			Pelvis			Cadera Derecha		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	<.0001	0.0053	<.0001	<.0001	0.0008	0.0005	<.0001	0.8357	0.9468	<.0001	0.5183	0.0074
Género	0.0569	0.6384	0.9266	0.2573	0.3802	0.8626	0.3999	0.3055	0.0544	0.0247	0.1218	0.8222
Género*Condición	0.0970	0.7088	0.3054	0.0756	0.0186	0.0592	0.2173	0.4827	0.1620	0.0538	0.2029	0.6828
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 12. Actividad subir escaleras rango de movimiento del lado derecho.

Anexo P: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.

Efecto	Subir escaleras											
	Rodilla Izquierda			Tobillo Izquierdo			Pelvis			Cadera Izquierda		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.0015	0.9640	0.3843	0.0017	0.6373	0.0531	<.0001	0.8357	0.9468	0.0038	0.9519	0.0029
Género	0.0248	0.3388	0.8387	0.8768	0.0121	0.7861	0.3999	0.3055	0.0544	0.1307	0.0936	0.0521
Género*Condición	0.0521	0.5054	0.7133	0.3108	0.0579	0.9700	0.2173	0.4827	0.1620	0.0950	0.7229	0.7229
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 13. Actividad subir escaleras rango de movimiento del lado izquierdo.

Anexo Q: Resultados del rango de movimiento del lado derecho.

Efecto	Bajar escaleras											
	Rodilla Derecha			Tobillo Derecho			Pelvis			Cadera Derecha		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	<.0001	0.0115	0.1190	<.0001	0.0630	0.0015	<.0001	0.3030	<.0001	0.0153	0.4973	0.2808
Género	0.0118	0.9425	0.8988	0.0313	0.4619	0.7570	0.0003	0.3600	0.0197	0.0211	0.0395	0.9749
Género*Condición	0.1789	0.9245	0.6892	0.1255	0.0891	0.1077	0.0020	0.2493	0.0046	0.3148	0.2761	0.4472
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 14. Actividad bajar escaleras rango de movimiento del lado derecho.

Anexo R: Resultados del rango de movimiento del lado izquierdo.

Efecto	Bajar escaleras											
	Rodilla Izquierda			Tobillo Izquierdo			Pelvis			Cadera Izquierda		
	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa	Flexión Extensión	Abducción Aducción	Rotación Interna y Externa
Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P	Valor P
Condición	0.0003	0.8767	0.6160	<.0001	0.3501	0.0214	<.0001	0.3030	<.0001	0.6816	0.1179	0.2148
Género	0.0575	0.3154	0.0518	0.4727	0.4546	0.6636	0.0003	0.3600	0.0197	0.0312	0.3784	0.6537
Género*Condición	0.0092	0.8926	0.1816	0.4732	0.5768	0.5561	0.0020	0.2493	0.0046	0.0041	0.5304	0.9683
Valor $\alpha = 0.05$												

Tabla 15. Actividad bajar escaleras rango de movimiento del lado izquierdo.