

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**Biomecánica en la cotidianidad: Estudio del movimiento de
ecuatorianos durante la ejecución de actividades físicas**

**Diego Esteban Klaic López
Emilia Antonella Verdesoto Bravo**

Ingeniería Industrial

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

Quito, 20 de diciembre de 2021

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

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

**Biomecánica en la cotidianidad: Estudio del movimiento de
ecuatorianos durante la ejecución de actividades físicas**

**Diego Esteban Klaic López
Emilia Antonella Verdesoto Bravo**

Nombre del profesor, Título académico María Gabriela García Rodríguez, D.Sc

Quito, 20 de diciembre de 2021

© DERECHOS DE AUTOR

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

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

Nombres y apellidos: Diego Esteban Klaic López
Código: 00203132
Cédula de identidad: 1719779611
Lugar y fecha: Quito, 20 de diciembre de 2021.

Nombres y apellidos: Emilia Antonella Verdesoto Bravo
Código: 00201455
Cédula de identidad: 1720921830
Lugar y fecha: Quito, 20 de diciembre de 2021.

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UNPUBLISHED DOCUMENT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

El estudio del movimiento humano es de vital importancia para temas de rehabilitación, terapias, elaboración de sustitutos artificiales, evaluación y prevención de enfermedades o lesiones laborales, implementación de espacios de trabajo dinámico y elaboración de equipos de apoyo, como calzado especial, entre otros. En la actualidad existen bases de datos sobre movimientos básicos del ser humano, sin embargo, están enfocadas en países del primer mundo, en su mayoría, existiendo pocas o incluso ninguna base de datos de poblaciones latinoamericanas y mucho menos de población ecuatoriana. La etnia, la región e incluso el género/sexo influyen a la fisionomía del cuerpo humano, razón por la que una base de datos de estas poblaciones es necesaria. Para motivos de esta investigación, se utilizó un sistema de captura de movimiento VICON para obtener los rangos de movimiento de 10 hombres y 10 mujeres ecuatorianas de 18 a 25 años de edad, en condiciones saludables. Los ángulos analizados fueron flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna y externa de la cadera, rodilla y tobillo, en 10 actividades diferentes (caminar sobre el suelo y sobre caminadora a paso normal y acelerado, subir y bajar gradas, cambiar de posición de parado a sentado y de sentado a parado, sentadillas y zancadas). Analizando las diferentes actividades, se logró determinar que con un nivel de significancia de $p=0.05$, todas las actividades difieren entre género/sexo, mostrando una mayor diferencia en la cadera. Adicionalmente, se identificó que caminar en el suelo y en la caminadora si difiere, mucho más a un paso normal que a un ritmo acelerado.

Palabras clave: Movimiento humano, Biomecánica, Ergonomía, Cinemática, Cinética, Espacios de trabajo dinámico.

ABSTRACT

Human movement has gain importance in rehabilitation, physical therapy, evaluation and prevention of occupational illnesses and injuries, such as development of dynamic working spaces and development of support tools, such as special footwear. At the moment databases of human movement have been focused on people from European, Asian and North American population, however, there is little or no databases from Latin America, less from Ecuador. Ethnicity, region and even gender/sex influence on the human body physiognomy, which creates a need for a database for this populations. With the use of a motion capture system, VICON, the range of movement was obtained from 10 healthy men and 10 healthy women, in a range of 18 to 25 years old. The angles analyzed were flexion, extension, abduction, adduction, internal and external rotation in the waist, knee and ankle during 10 different activities (walking normal and fats overground and, in a treadmill, going upstairs and downstairs, sit to stand and stand to sit position, squats and lunges). Analyzing these activities, with a p value of 0.05 we could conclude that activities differ withing gender/sex, showing bigger differences in the waist. Additionally, walking overground and in a treadmill shows differences too, more in a normal walking.

Key words: Human Motion, Biomechanics, Ergonomic, Kinematics, Kinetics, Dynamic Work Spaces.

TABLA DE CONTENIDO

Introducción y Revisión Literaria	10
Metodología	15
a. Participantes:	15
b. Equipo utilizado y procedimiento:	16
c. Procedimiento:	18
d. Método de análisis:	21
Resultados	23
Discusión de los resultados obtenidos.	28
Limitaciones	31
Conclusión	32
Referencias	33
Anexos	38

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Ubicación de Marcadores	17
Figura 2: Modelo Completo	18
Figura 3: Actividades Realizadas	21

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Ángulos significativos de la actividad subir gradas	24
Tabla 2: Ángulos significativos de la actividad bajar gradas	24
Tabla 3: Ángulos significativos de la actividad ir de posición sentado a parado	24
Tabla 4: Ángulos significativos de la actividad ir de posición parado a sentado	24
Tabla 5: Ángulos significativos de la actividad realizar sentadillas	25
Tabla 6: Ángulos significativos de la actividad realizar zancadas con la pierna derecha	25
Tabla 7: Ángulos significativos de la actividad realizar zancadas con la pierna izquierda	25
Tabla 8: Ángulos significativos de la comparación entre caminar a paso normal en el suelo y en una caminadora	27
Tabla 9: Ángulos significativos de la comparación entre caminar a paso rápido en el suelo y en una caminadora	27
Tabla 10: Resultados de P-Value de los diferentes ángulos en cada actividad	38

Introducción y Revisión Literaria

La biomecánica es el estudio de las fuerzas internas y externas que actúan sobre las estructuras del cuerpo humano y sus efectos (Miralles, 2002). Esta considera la cinemática, la cual describe el movimiento sin enfocarse en la fuerza que lo causa (Zatsiorsky, 1998) y la cinética, la cual estudia la fuerza y movimiento, que permite cuantificar la fuerza aplicada en las articulaciones o relacionada a una lesión (Slavens & Harris, 2008). A través de estas ha sido posible el estudio del movimiento humano, de vital importancia en el área clínica y de rehabilitación (Liang, Kwong, Sidarta, et. al, 2020), sobre todo en el área de ergonomía, que permite evaluar los riesgos laborales, como desordenes musculoesqueléticos (Chaffin, Andersson & Martin, 2006), creándose incluso la biomecánica ocupacional, rama de la ergonomía.

La biomecánica ocupacional busca aclarar la relación entre las capacidades físicas de los humanos y los requerimientos laborales con el fin de aumentar el rendimiento de los trabajadores y disminuir las lesiones (Chaffin, Andersson & Martin, 2006). Los estudios biomecánicos en seres humanos han identificado patrones cinemáticos para evaluar condiciones neuro esqueléticas y de esta manera aplicar los tratamientos más eficaces (Lu & Chang, 2010), también han sido aplicados en métodos de prevención de lesiones laborales, por ejemplo, mediante la elaboración de mecanismos de apoyo como zapatos antideslizantes, tapetes o diferentes herramientas de apoyo (Wang, Bigelow, Seagren, et. al., 2018).

Estos estudios han utilizado diferentes métodos para analizar movimientos y evaluar la forma en la que el cuerpo se desenvuelve, mostrando al análisis de movimientos como fundamental. Radicando en que uno de los objetivos del análisis de movimiento es determinar si un movimiento se desvía del promedio (Liang, Kwong, Sidarta, et. al, 2020). Estos análisis permiten tener un punto de referencia para el

monitoreo de estado de salud de individuos, progreso de terapias físicas, datos antropométricos funcionales que pueden aportar al diseño para una población específica y monitoreo de las actividades que realizan operarios u trabajadores dentro de una empresa, para corregir a tiempo errores que conlleven a lesiones. Por ende, la importancia de la biomecánica en la industria también influencia en que por medio de la mismas es posible conocer la forma correcta de realizar movimientos y que estos sean lo más óptimos posibles, para que los operarios rindan más y su trabajo sea más seguro, ya que según Repetto (2005), el principal objetivo de la biomecánica es optimizar el gasto energético implicado en los movimientos ejecutados por una persona.

Algunas de las aplicaciones más importantes del análisis de movimiento humano se centran en la rehabilitación, diseño de productos prostéticos, entrenamiento atlético y estudio de prevención de lesiones musculoesqueléticas. Por ejemplo, en el área de rehabilitación se han realizado estudios en niños con parálisis cerebral se ha demostrado que el uso de datos biomecánicos para analizar el progreso del tratamiento (Emad, Aboelnasr, Hegazy & Hoda, 2016) ha permitido reducir la cantidad de cirugías de niños con este tipo de discapacidad (Lu & Chang, 2010). Una base de datos del control de movimiento en el cuello ha permitido monitorear el progreso de tratamientos de pacientes con problemas en el cuello (Oddsdottir, Kristjansson & Kjartan, 2013). Por ende, por medio de esta información es posible aplicar medidas en oficinas, por medio de sillas ergonómicas o buscando mejorar la postura de personas que pasan gran parte de su tiempo frente a un computador o realizando actividades que exijan constante movimiento del cuello. En cuanto al área atlética se han realizado estudios en los que se ha concluido que el uso de datos cinemáticos permite predecir el impacto de cambios técnicos en el rendimiento individual de las personas (Glazier, 2021). La existencia de

datos biomecánicos ha beneficiado el diseño de prótesis para extremidades inferiores (Serbest, Cilli & Eldogan, 2015; Hood, Ishmael, Gunnel, Foreman & Tommaso, 2020). Incluso se ha hecho uso de base de datos de actividades de movimiento dinámico con fines industriales, como aparatos de uso humano (Kamio, Aihara & Minorikawa, 2020), detección de movimientos en aparatos de vigilancia, aplicación en videojuegos o reconocimiento de lenguaje de señas (Takano & Nakamura, 2015). En el 2001, Redfern, Cham, Gielo-Perczack, et.al. realizaron un estudio de la biomecánica de la marcha humana en relevancia con los riesgos de caída por resbalón en un grupo de pediatras, a través de la cual lograron identificar los resbalones que llevan a caer y cuales permiten a la persona recuperarse y mantenerse de pie, así como la identificación de los factores relevantes en la prevención de este tipo de caídas, como la fricción entre el zapato y el piso y la cinemática en el pie al entrar en contacto con el piso, identificando que una caída es mucho más segura en caso de que la persona resbale más de 1 cm.

Actualmente se cuenta con datos de movimiento humano, sin embargo, existen pocas bases y son limitadas en cuanto al número de movimientos (Jarque-Bou, Manfredo & Müller, 2020). Por ejemplo, para el 2013 no existían bases de datos relacionadas con el movimiento de la espina dorsal (Oddsdottir, Kristjansson & Kjartan, 2013) e incluso en el 2020, se realizó un estudio para levantar una base de datos del movimiento humano de la población asiática, debido a que hasta entonces solo se contaba con datos similares, únicamente de poblaciones del oeste del mundo (Liang, Kwong, Sidarta, et. al, 2020). Sin embargo, las bases de datos mencionadas por los autores al han sido recolectadas en países del primer mundo, como Estados Unidos, Corea del Sur y Alemania, siendo algunas de estas: HuMoD Database (Wohtusch, von Stryk, 2015), de Corea del Sur; Berkley Multimodal Human Action Database (Ofli, Chaundhry, Kurillo, Vidal & Bajcsy, 2013) de Estados Unidos y KIT Whole-Body

Human Motion Database (Asfour, 2020), de Alemania. Adicionalmente a inicios del 2021, se levantó una base de datos biomecánicos del miembro inferior a través de diferentes actividades cómo: caminata a nivel del piso, caminata en caminadora eléctrica y uso de escaleras con población de Estados Unidos (Camargo, Ramanathana, Flanagan & Young, 2021). De acuerdo con Lear, James y Kumanyika (2010), la composición corpórea varía entre grupos étnicos, razón por la cuál es necesaria una base de datos específica para cada población, Actualmente en el Ecuador, del cual no se ha encontrado ningún registro. Adicionalmente, explorar las diferencias entre género/sexo es primordial ya que varios estudios (N.Crabtree et. al., 2000; Crabtree, Lunt, Holt.. et al, 2000 & Taylor-Haas, Micah. Mitchell, 2021) han demostrado diferencias importantes entre hombres y mujeres, especialmente después de la etapa de pubertad, lo cual es de utilidad para diferencias los tratamientos o elaboración de aparatos de apoyo, como prótesis. Este tipo de datos permite realizar una serie de comparaciones entre actividades, lo cual puede ser beneficioso al momento de conocer cuáles son los principales picos y rangos de movimientos promedio entre hombres y mujeres, para ser aplicado dentro de la industria y buscar mejorar las condiciones laborales por medio de análisis más exhaustivos de los movimientos que se realicen. “El identificar y analizar las actividades más demandadas en la vida cotidiana es fundamental para orientar y planificar” (Damiano, 2009). Obteniendo que se tome más en consideración las actividades y la forma en la que se realicen, buscando que sean correctas, cuidando la salud de los trabajadores y buscar por medio de esto aumentar la productividad. De igual forma, es posible comparar la diferencia entre caminar en una caminadora o en el suelo, con lo cual se pueden buscar nuevas formas de pausas activas dentro de oficinas u hogares donde no se tiene suficiente espacio o áreas verdes para caminar. Ya que se plantea que el uso de una caminadora es más beneficioso, al ser

aplicado en tratamientos rehabilitación física, neurorrehabilitación, problemas cardiovasculares y médula espinal (Lee & Hidler, 2007). Sin embargo, por temas económicos una caminadora no es de fácil acceso para toda la población, razón por la cual se plantea identificar si el caminar a nivel del suelo tiene el mismo efecto.

Es por este motivo que, el principal objetivo de este estudio es levantar una base de datos de la población ecuatoriana de adultos jóvenes y estudiar las diferencias existentes entre hombres y mujeres al realizar actividades dinámicas. Utilizando un sistema de captura de movimiento tridimensional, el cuál ha sido utilizado para analizar movimientos a través de datos numéricos (Lu & Chang, 2010). Adicionalmente, se plantean dos hipótesis globales las cuales son:

- a. El rango de movimiento de hombres y mujeres es igual al realizar actividades.

Para esta hipótesis, se realizaron las siguientes actividades:

- Subir Gradas.
- Bajar Gradas.
- Ir de posición sentado a parado.
- Ir de posición parado a sentado.
- Realizar sentadillas.
- Realizar zancadas

- b. La cinemática de la marcha humana, entre hombres y mujeres, al caminar sobre el piso y al caminar sobre una caminadora eléctrica son iguales.

Para esta hipótesis, se realizaron las siguientes actividades:

- Caminar en el suelo a paso normal.
- Caminar en una caminadora a paso normal.
- Caminar a paso rápido en el suelo.

- Caminar a paso rápido en una caminadora.

Metodología

a. Participantes:

Para la toma de datos se convocaron a los participantes por medio de publicaciones en redes sociales, invitaciones personales y correo electrónico. Para este estudio se seleccionó como muestra a un total de 20 participantes, de los cuales 10 son hombres y 10 mujeres entre 18 a 26 años. A cada participante que accedió a formar parte del estudio se le informó con 24 horas de anticipación el objetivo de este y se le informó los criterios que deben cumplir para formar parte del estudio, los cuales son:

1. Que consientan voluntariamente el formar parte del estudio.
2. Que sean ecuatorianos saludables y que no tengan ningún tipo de patología o restricciones de movimientos. Se considera a un participante saludable a aquel que no tenga enfermedades crónicas que puedan ser transmisibles, enfermedades de sistema inmunológico, discapacidades de tipo físicas o intelectuales, dolores o problemas musculares, neurológicos, vasculares o musculoesqueléticos. Y que no tengan historial de lesiones que conllevaron a cirugías en extremidades inferiores o de espalda.
3. Que el rango de edad esté entre los 18 a los 26 años.

Cada participante que accedió a formar parte del estudio, fue invitado al laboratorio de Ingeniería Industrial de la Universidad San Francisco de Quito, en el cual se le volvió a explicar cada uno de los procedimientos y actividades de las que va a formar parte y una vez aclaradas cualquier consulta y recordándoles que son libres de estar o irse del estudio en el momento que deseen, se prosiguió a que cada uno firme un consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la Universidad, el cual cumple los

principios de la Declaración de Helsinki. Especificando cada una de las actividades a realizar y los riesgos que puede conllevar al momento de realizar el estudio¹.

b. Equipo utilizado y procedimiento:

Equipos:

Todos los participantes fueron medidos de manera estandarizada. Los materiales o equipo utilizados se detallan a continuación.

Sistema de captura de movimiento: La captura de los datos de movimiento humano fueron realizados a través del uso del sistema de captura de movimientos, VICON, y el *software* Nexus el cuál es la herramienta más poderosa para la captura de movimiento del mercado, generando datos precisos, repetitivos y validados clínicamente (VICON, s.f.). El sistema funciona a través del uso de marcadores reflectivos, 10 cámaras de captura de posicionamiento de los marcadores y 2 cámaras de video. El sistema de captura de movimientos capta por medio de infrarrojo a los marcadores reflectivos colocados en el cuerpo del participante. De esta manera, las cámaras capturan y graban todos los movimientos y trayectorias en las cuales se mueven los mismos. (Liang, Kwong, Sidarta, et. al, 2020).

Marcadores: Se utilizaron un total de 53 marcadores, de los cuales 19 fueron colocados entre la espalda y la pelvis y 34 en las extremidades inferiores, 17 en cada pierna. Para la distribución de los marcadores se tomó como referencia estudios realizados por: Swain, C., Whyte, Ekegren, Taylor, McMaster, Lee Dow y Bradshaw (2018) sobre la cinemática de la espina dorsal y Zhang, Yao, Wang, Huang, Ma, Huang y Xia (2015) sobre el análisis de movimiento de las rodillas. Para la espalda y pelvis, los marcadores fueron distribuidos en las vértebras T1, T7, L1, L3 y L5. Se colocaron 8 marcadores de

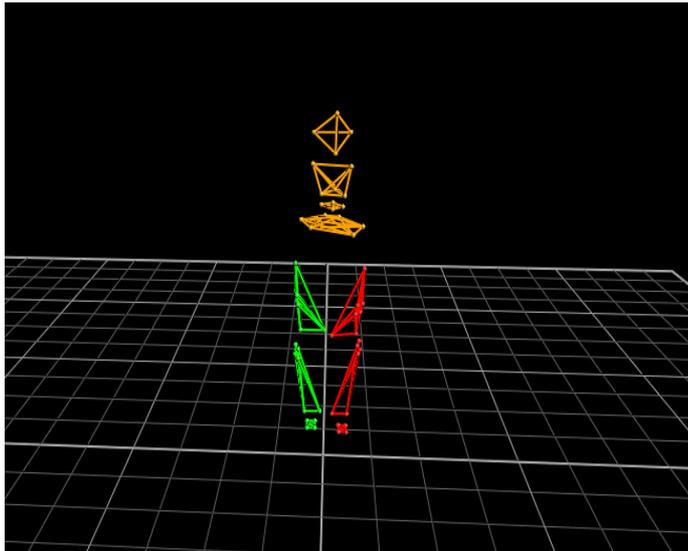
¹ Los riesgos del estudio son mínimos, siendo el de irritación de la piel a causa de la cinta con la que se pega los marcadores y la sentirse fatigados físicamente a causa de las actividades a realizar.

referencia a los costados de los puntos centrales entre marcadores, 4 al lado derecho y 4 al lado izquierdo y dos marcadores en la parte posterior de la pelvis. Para la colocación de cada uno de los marcadores se palpó manualmente las vértebras. El modelo obtenido se muestra en la *Figura 1*. De igual forma se colocaron dos marcadores al costado de la pelvis y dos en la parte anterior. Para las extremidades inferiores se colocaron 5 marcadores en los muslos laterales en posiciones en las cuales no existe una gran tensión del músculo y se puede obtener mejor captura de datos, como se muestra en el estudio realizado por (Buchman-Pearle, & Acker, 2021) sobre las implicaciones del posicionamiento de marcadores sobre la rodilla, 1 marcador en la parte lateral y otro en la medial de las rodillas, 4 marcadores entre la tibia anterior y el gemelo externo, 1 marcador en la parte lateral del tobillo y otro en la medial, y 4 marcadores en el empeine del pie. Esto para las dos piernas, como se observa en la *Figura 1*. De igual forma en la *Figura 2* se muestra el modelo completo reconstruido en el software Nexus.

Figura 1. Ubicación de marcadores.



Figura 2. Modelo completo.



Caminadora eléctrica: Una caminadora eléctrica se utilizó con el fin de comparar el efecto en el rango de movimiento de los participantes sobre el piso y sobre esta caminadora a diferentes velocidades, en un máximo de 5.95 km/hora.

Gradas/Silla: Como apoyo a las actividades de ascender o descender de escaleras y se utilizó un banco, en forma de escalera de dos escalones de 20 cm cada una. Para las actividades que involucran sentarse o pararse de una silla se utilizó la misma escalera, debido a que esta permite observar los marcadores al no contar con un espaldar.

Equipos adicionales:

Antes de realizar las actividades a capturar a través del sistema VICON, se utilizó una balanza de peso corporal, para capturar el peso en kg del participante. Adicionalmente, se utilizó un tallímetro, para capturar la estatura en cm. Ambas medidas posteriormente se utilizaron para extraer el índice de masa corporal de cada individuo.

c. Procedimiento:

Previo a la toma de datos se realizó la calibración de las cámaras del sistema VICON en el software Nexus, con lo cual se preparó el lugar de estudio y se buscó que todas las cámaras estén funcionando de forma correcta, es decir, que logren identificar

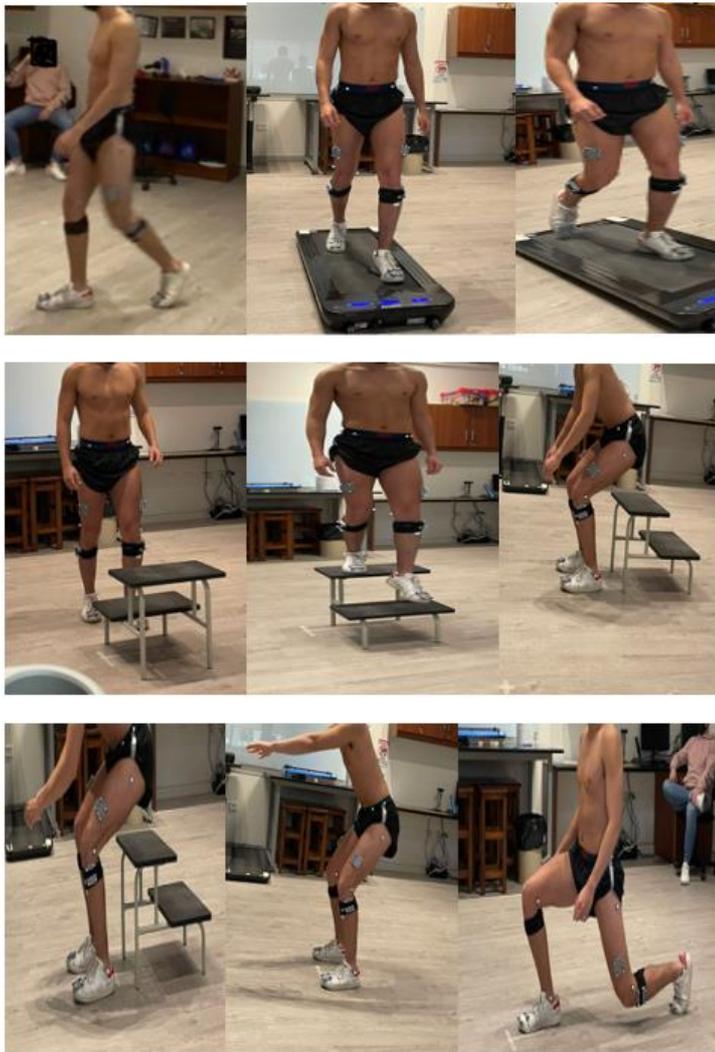
los marcadores en el espacio determinado para la ejecución de las diferentes actividades. Una vez finalizada la calibración, se procedió a colocar los marcadores como se muestra en la *Figura 1*, contando con que los participantes utilicen ropa cómoda y apropiada para realizar las actividades. Con todo preparado se prosiguió a realizar la toma de datos de las siguientes 10 actividades:

1. **Caminar a paso normal:** Se solicitó a los participantes caminar a paso normal dentro del laboratorio desde un extremo a otro, un total de 4.54 m. Esta actividad se la realizó tres veces. Se tomó el tiempo que le toma caminar esta distancia, con lo cual se realizó una transformación para poder simular la misma velocidad en la caminadora.
2. **Caminar a paso rápido:** Se solicitó a los participantes caminar a paso rápido dentro del laboratorio desde un extremo a otro, un total de 4.54 m. Esta actividad se la realizó cuatro veces. Se tomó el tiempo que le toma caminar esta distancia, con lo cual se realizó una transformación para poder simular la misma velocidad en la caminadora.
3. **Caminar a paso normal en una caminadora:** En base al tiempo que le tomó al sujeto caminar la distancia de 4.54 m, se determinó la velocidad de la caminadora para simular la caminata a paso normal. Se tomaron 3 capturas de 10 segundos cada una.
4. **Caminar a paso rápido en una caminadora:** En base al tiempo que le tomó al sujeto caminar la distancia de 4.54 m, se determinó la velocidad de la caminadora para simular la caminata rápida. Se tomaron 3 capturas de 5 segundos cada una.
5. **Subir gradas:** Se solicitó a los participantes en subir dos escalones de forma natural. Realizando esta actividad 3 veces.

6. **Bajar gradas:** Se solicitó a los participantes en bajar dos escalones de forma natural. Realizando esta actividad 3.
7. **De posición sentado a parado:** Se solicitó a los participantes el pararse de forma natural desde el último escalón de las gradas. Realizando esta actividad 3 veces.
8. **De posición parado a sentado:** Se solicitó a los participantes sentarse de forma natural en el último escalón de las gradas. Realizando esta actividad 3 veces.
9. **Realizar sentadillas:** Se solicitó a los participantes realizar 3 sentadillas seguidas. Repitiendo esta actividad 3 veces. Tomando en consideración que la espalda se encuentre recta y las rodillas no sobrepasen las puntas de los pies.
10. **Zancadas con ambas piernas:** Se solicitó a los participantes realizar 3 zancadas seguidas con la pierna derecha y 3 con la pierna izquierda. Se repitió esta actividad 3 veces para cada pierna.

Todas las actividades realizadas se muestran en la *Figura 3*, en el orden en el que fueron presentadas, la actividad de caminar a paso normal y rápido se muestran en una sola foto.

Figura 3. Actividades realizadas.



d. Método de análisis:

El análisis de los datos obtenidos se lo realizó en tres etapas diferentes, las cuales fueron: Procesamiento de datos obtenidos por el sistema VICON en el software Nexus, procesamiento de datos en Matlab (Mathworks, MATLAB ver. R2021b) y comparación y análisis de resultados por medio de una prueba de t de muestras independientes para Hipótesis 1 y un modelo lineal mixto para la Hipótesis 2 en el software SAS (SAS Institute Inc. SAS University Studio, 2021). El procesamiento en el software Nexus, se lo realizó con el fin de observar que cada uno de los marcadores estén en el orden correcto de acuerdo con el modelo creado y presentado en la *Figura*

2. Se rellenó los espacios en los que los marcadores no aparecían en el modelo por medio de la opción “*Gap Filling*” y al tener los datos al 100% se prosiguió a descargarlos en forma de archivo CSV. Este archivo fue procesado en el software de Matlab, para lo cual se realizó un modelo en el cual se proyecta los ejes de coordenadas en las articulaciones del tobillo, rodilla, cadera y en la espalda, obteniendo un total de 36 ángulos. Por medio de estos, se utilizó un sistema de planos fijos usando de base a los marcadores puestos en los muslos y en la tibia. En base a esta proyección y con los marcadores de los muslos y tibia como planos fijos, se obtuvieron los ángulos de flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna y externa para la rodilla, tobillo y cadera, con lo cual fue posible conseguir los rangos de movimiento (ROM) de los participantes al momento de realizar cada una de las actividades.

Esta información fue utilizada para poder realizar las comparaciones pertinentes para la resolución de las hipótesis presentadas. Para la primera hipótesis se realizó una prueba de t para muestras independientes, ya que la variable independiente es el género/sexo del individuo, factor en el que se dividió la muestra, y la variable dependiente es cada ángulo analizado. Al tratarse de una prueba paramétrica se realizó una prueba de normalidad de Shapiro Wilk y prueba de homogeneidad de varianzas, Levene’s Test. En caso de no cumplirse la normalidad se requería transformar los datos o realizar una prueba no paramétrica como Man Withney U test. Para la hipótesis 2 se utilizó un *Linear Mixed Model* ya que esta prueba permite realizar estudios *within and between subjects* lo que nos permite analizar mediciones repetidas, además de que permite trabajar con efectos aleatorios, sujetos de estudio, y efectos fijos, actividad y género/sexo, y finalmente es un análisis flexible (Simic, Hunt, Bennell, Hinman & Wrigley, 2012). Esta prueba se la realizó dos veces una para cada factor, donde los factores fueron: caminar a nivel del suelo y caminar sobre caminadora eléctrica, cuyos

niveles era caminar a paso normal y caminar a paso rápido. Nuevamente se realizó una prueba de normalidad de Shapiro Wilk, con un $p = 0.05$. De igual forma a causa de que este análisis no se lo hizo solo con hombres o con mujeres, se realizó una prueba “post-hoc” de diferencia de medias, para ver si el género/sexo mostraba algún tipo de significancia para esta actividad. El cual fue realizado solo con los ángulos que se mostraron significativos.

Resultados

Los datos de 23 sujetos en total fueron tomados para el análisis, dentro de los cuales todos cumplieron con las características deseadas manteniendo un rango de índice de masa aceptable y cumpliendo con otras especificaciones demográficas y de salud, sin embargo, 3 de los sujetos no pudieron ser analizados debido a fallas en el modelo recreado en el sistema VICON. Esto se debió a marcadores mal posicionados, que imposibilitaron el procesamiento del modelo en VICON y posteriormente el procesamiento de ángulos necesarios para el análisis estadístico.

Una vez obtenidos los datos necesarios para el análisis, el cual consistió en 20 sujetos, se realizaron pruebas independientes para cada hipótesis.

Para la primera hipótesis se obtuvieron los siguientes resultados:

Se realizó la prueba t para cada ángulo en cada una de las actividades mencionadas, con lo cual se obtuvo si los ángulos eran o no significativos, en base a estos resultados se separó solo aquellos ángulos que mostraron ser significativos, utilizando el valor estándar de alfa de 0,05. Los resultados de todos los ángulos se muestran en el **Anexo 1**. Sin embargo, se presenta a continuación los ángulos que fueron significativos para las actividades mencionadas.

Subir Gradas.

Tabla 1. Ángulos significativos de la actividad subir gradas.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipAddMax	21.06995	2.488223	2.18	0.0425
LHipRotMax	17.19558	-4.14697	-2.6	0.0181
RHipAddMax	17.84445	2.397011	2.74	0.0135
RHipRotMax	18.3166	-1.23042	2.95	0.0085
RAnkleAddMax	27.7604	-3.21722	2.36	0.0299

Bajar Gradas.

Tabla 2. Ángulos significativos de la actividad bajar gradas.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipAddMax	15.59581	2.767402	2.18	0.0425
LHipRotMax	21.41514	-3.2161	-2.6	0.0181
RHipAddMax	15.41367	2.858324	2.74	0.0135
RHipRotMax	24.8168	0.353012	2.95	0.0085
RAnkleAddMax	21.53224	-2.0215	2.36	0.0299

Ir de posición sentado a parado.

Tabla 3. Ángulos significativos de la actividad ir de posición sentado a parado.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipFlexMin	-56.0136	-95.6726	2.5	0.0221
LHipAddMin	-0.67747	-26.0176	4.38	0.004
LHipRotMax	25.07031	-3.62112	-3.06	0.0067
LAnkleRotMax	20.71093	-9.27784	-2.49	0.023
RKneeFlexMax	111.6113	83.45627	-2.56	0.0195
RHipFlexMin	-57.2387	-93.7348	2.43	0.0255
RHipAddMin	2.831688	-36.1171	3.8	0.0013

Ir de posición parado a sentado.

Tabla 4. Ángulos significativos de la actividad ir de posición parado a sentado.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipAddMin	0.139338	-72.1021	2.79	0.0197
LAnkleFlexMin	-1.44243	-28.5892	-2.68	0.0153
LAnkleRotMax	24.51868	-7.52444	-2.71	0.0144
RKneeFlexMax	110.1706	85.72431	-2.5	0.0225
RHipRotMin	6.419151	-58.7954	2.53	0.0252

Realizar sentadillas.

Tabla 5. Ángulos significativos de la actividad realizar sentadillas.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipFlexMin	-64.36	-110.82	2.25	0.0375
LHipAddMax	2.96	-7.47	-2.6	0.0181
LHipRotMax	20.17	-9.78	-3.17	0.0056
LHipRotMin	5.12	-17.86	-2.74	0.0134
LAnkleFlexMin	-11.48	-36.43	-3.45	0.0029
LAnkleRotMax	18.03	-7.57	-2.69	0.015
RHipRotMax	31.57	-4.66	3.09	0.0062
RHipRotMin	22.08	-21.13	4.19	0.0006

Realizar zancadas

Pierna derecha:

Tabla 6. Ángulos significativos de la actividad realizar zancadas con la pierna derecha.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LHipFlexMax	28.15982	-5.64537	2.28	0.0352
LHipRotMax	18.39295	-9.01317	-3.38	0.0033
LHipRotMin	4.013203	-19.7331	-3.38	0.0011
RHipRotMax	26.3775	-4.7208	2.32	0.0322
RHipRotMin	9.590025	-24.3509	3.21	0.0039
RAnkleAddMax	16.55832	-0.21326	2.22	0.0464

Pierna Izquierda:

Tabla 7. Ángulos significativos de la actividad realizar zancadas con la pierna izquierda.

	Max	Min	T-Value	P-Value
LAnkleRotMax	23.47	-4.16	-2.17	0.0438
RHipRotMax	29.36	-3.19	2.64	0.0165
RHipRotMin	19.32	-14.41	3.24	0.0045
RAnkleAddMax	23.85	-3.13	2.44	0.0329

Para las actividades de subir y bajar gradas, los ángulos de movimiento de abducción y rotación externa en la cadera son los principales que difieren entre hombres

y mujeres (Tabla 1 y Tabla 2). En las actividades de ir de sentado a parado y de parado a sentado, se observa que la mayoría de los ángulos significativos se muestran en la cadera, y unos pocos son dados en el tobillo izquierdo y la flexión de la rodilla derecha (Tabla 3 y Tabla 4). En la actividad de las sentadillas, la mayor cantidad de ángulos significativos son los que se encuentran en la cadera, siendo la mayoría de esto pertenecientes al lado izquierdo de la cadera (Tabla 5). En las zancadas, se observa que al realizarlas con la pierna derecha es cuando se obtiene una mayor cantidad de ángulos significativos, siendo la mayoría en la cadera y de aducción del tobillo derecho (Tabla 6), mientras que, al realizar zancadas con la pierna izquierda, los principales ángulos que son significativos se encuentran en la rotación de la cadera y del tobillo izquierdo (Tabla 7). Existiendo una mayor cantidad de ángulos significativos al momento de realizar las zancadas con la pierna derecha.

Caminata a Paso Normal:

Tabla 8. Ángulos significativos de la comparación entre caminar a paso normal en el suelo y una caminadora.

					CONDITION	POST-HOC	
	Overground		Treadmill		P-Value	P-Value Mujer	P-Value Hombre
	Max	Min	Max	Min			
LKneeFlexMax	78.81794	54.7224	75.60374	39.80031	0.0431*	0.2244	0.9482
LKneeFlexMin	6.967158	-9.01921	10.32697	-10.7523	0.0215*	0.3296	0.5642
LKneeAddMin	0.495909	-25.8252	2.527606	-21.5686	0.0063*	0.015*	0.9524
LKneeRotMin	-5.02357	-18.1915	0.259144	-12.9423	0.0002*	0.0431*	0.0146*
LHipAddMin	-2.6804	-18.9959	-1.37473	-11.985	0.0197*	0.3117	0.9994
LAnkleAddMax	33.61773	-5.03182	11.21251	-25.2308	0.0037*	0.0492*	0.4561
RKneeFlexMax	77.08098	55.91724	74.40226	54.09838	0.019*	0.3883	0.4386
RKneeFlexMin	7.680774	-8.581	15.36403	-4.00157	<.0001*	0.0012*	0.0395*
RKneeRotMin	-1.26383	-19.9055	-4.12643	-123.91	0.0476*	1	0.0326*
RHipFlexMax	18.04559	5.990922	15.71616	1.816054	0.0055*	0.4379	0.0879
RHipFlexMin	-14.5329	-37.0503	-20.7442	-40.3678	<.0001*	0.0012*	0.0166*
RHipAddMax	17.14346	5.06267	16.47269	5.734011	0.015*	0.0438*	0.9692
RHipAddMin	-1.14981	-20.9813	-2.51614	-10.4699	0.0371*	0.4193	0.7121
RAnkleFlexMax	32.00116	4.18356	101.8943	3.202596	0.0304*	1	0.0148*
RAnkleAddMax	20.6722	1.635676	22.62037	-4.22551	0.0195*	0.1003	0.9067
RAnkleAddMin	0.343923	-20.3768	3.405219	-18.7905	0.0289*	0.2915	0.7492
RAnkleRotMin	-3.3382	-67.0323	-3.8511	-128.38	0.0289*	0.2915	0.7492

Caminata a Paso Rápido:

Tabla 9. Ángulos significativos de la comparación entre caminara paso rápido en el suelo y una caminadora.

					CONDITION	POST-HOC	
	Overground		Treadmill		P-Value	P-Value Mujer	P-Value Hombre
	Max	Min	Max	Min			
LKneeAddMax	32.33009	-2.1349	11.50163	-2.36371	0.018*	0.9889	0.0417
LHipFlexMax	36.22311	8.423197	18.86232	3.343703	0.0002*	0.0704	0.0071*
LAnkleFlexMax	179.5568	11.82361	51.78651	8.661994	0.0146*	0.4581	0.2795
LAnkleRotMax	44.11895	-0.5005	14.19014	-5.97892	0.0247*	0.0969	0.9607
RKneeFlexMin	8.991518	-20.3854	21.4485	-5.84956	0.0106*	0.2239	0.4048
RHipFlexMax	22.131	11.15861	18.90812	4.926278	<.0001*	0.0009*	0.0174*
RHipAddMin	-6.24722	-33.8563	-2.5016	-30.4364	0.0485*	0.7179	0.5387

En la caminata a paso normal, la mayoría de los ángulos significativos están presentes en la rodilla y los tobillos (Tabla 8). Mostrando que si existe diferencia entre caminar en el suelo y en una caminador. De igual forma, se presenta el análisis post-hoc para cada uno de estos ángulos, para poder observar si el género/sexo influencia en la significancia de estos ángulos. Mostrando en la Tabla 8 con diferentes colores los ángulos que si muestran ser significativos en el análisis post-hoc, de color morado se muestran los ángulos que fueron significativos solo para mujeres, de color azul los que fueron significativos solo para hombres y de color verde los que fueron significativos tanto para mujeres como para hombres. En el caso de la caminata a paso rápido, existe una menor cantidad de ángulos significativos. Sin embargo, la mayoría de igual forma son de la rodilla y del tobillo (Tabla 9). Se utilizó el mismo formato de colores para los ángulos significativos en el análisis post-hoc. Sin embargo, solo dos ángulos mostraron ser significativos, en el cual uno es significativo para hombres el cual es el ángulo de flexión máxima de la cadera izquierda y uno es para mujer y hombre el cual es el ángulo de flexión máxima de la cadera derecha (Tabla 9).

Discusión de los resultados obtenidos.

En base a los resultados obtenidos, se observa que si existe diferencia significativa entre hombres y mujeres al momento de realizar diferentes actividades. El análisis se realizó en base a los 36 ángulos, de los cuales en la mayoría de las actividades se pudo observar que los ángulos que más difieren son los presentes en la cadera. Esto se puede explicar a causa de que la geometría de la cadera entre hombres y mujeres difieren, como lo muestran en su estudio Crabtree et. al. (2000), en el cual estudiaron la geometría, distribución de minerales en el hueso y la fuerza del hueso de la cadera entre hombres y mujeres europeos, llegando a la conclusión que “la fuerza calculada de la cadera entre hombres y mujeres varía de forma sustancial dado por la geometría y la

diferencia de minerales en el hueso”. De igual manera, en un estudio realizado en corredores, se comparó a hombres y mujeres de diferentes edades, en el cual se buscaba conocer si la edad y el sexo influenciaban en la cinemática de la cadera. Obteniendo como resultado que después de la pubertad las diferencias sexuales son más notorias, influyendo más en la cinemática de la pelvis y la cadera de la mujer (Taylor-Haas, Micah. Mitchell, 2021), al igual que en el mismo estudio se indica que varios autores han dado a conocer que existen diferencias en los picos de los ángulos de aducción y rotación. Lo cual concuerda con los ángulos más significativos obtenidos en este estudio. Y se muestra de forma clara en las actividades de subir y bajar gradas y el realizar sentadillas.

Se observaron semejanzas en actividades muy relacionadas entre sí, como por ejemplo subir y bajar gradas, en las que los ángulos significativos son los mismos para la cadera. Sin embargo, esto no sucede con las actividades de ir de sentado a parado, de parado a sentado y las zancadas, en las cuales los ángulos significativos varían en la cantidad mostrada en la cadera (Tabla 3, Tabla 4, Tabla 6 y Tabla 7). Las actividades de sentado a parado y parado a sentado han sido evaluadas con anterioridad debido a que se trata de actividades que son realizadas con mucha frecuencia en el diario vivir. Un estudio enfocado en la influencia de estas actividades en las rodillas muestra que la postura de la rodilla se ve afectada por la forma en la que se ponen los pies y que tan rotada se encuentra la tibia (Galvin, Perriman, Newman, et al, 2018), de igual forma otro factor que influencia a esta, es la diferencia de velocidad con la que se sientan o paran y la fuerza que aplican en las piernas para realizar esta actividad (Wang, Severin, Siddicky, et al, 2021). Se han encontrado estudios que se han enfocado en la influencia de la velocidad al realizar estas actividades, en uno de ellos llegaron a la conclusión de que ir de parado a sentado requiere más tiempo debido falta de visibilidad o

incertidumbre de la ubicación del asiento, lo que también afecta a la variabilidad en las articulaciones de la rodilla, cadera y espalda baja (Wang, Severin, Siddicky, et al, 2021). El movimiento en la rodilla aumenta al pararse, mientras que al sentarse aumenta el movimiento de la espalda baja (Wang, et al, 2021). Por lo cual, en base a esta información y lo dicho con anterioridad de la diferencia entre hombres y mujeres en la cadera, se puede tener una idea más clara de por qué se da esta variación entre las dos actividades.

En el caso de las zancadas, la mayor cantidad de ángulos significativos se observan en la parte de la cadera (Tabla 6 y Tabla 7). Como se lo dijo al inicio de esta discusión, en otros estudios esta diferencia ha sido explicada por Cabtree et al (2000) y en el de Taylor-Haas y Micah. Mitchell (2021). En el presente estudio se observó que, al realizar zancadas con la pierna derecha, existe una mayor cantidad de ángulos significativos en la cadera que al realizarlas con la pierna izquierda.

Se debería realizar una investigación más profunda de por qué se da esta diferencia en la cadera al momento de realizar zancadas con la pierna derecha y con la pierna izquierda, y si tiene alguna influencia la pierna dominante de la persona, para lo cual se podría utilizar el (Test de Harris). Ya que al realizar zancadas con la pierna derecha se obtuvo que los ángulos de rotación mínimo y máximo del lado derecho e izquierdo de la cadera y el de flexión máximo del lado izquierdo de la cadera son significativos mientras que el realizar esta actividad con la pierna izquierda solo los ángulos de rotación máximos y mínimos del lado derecho de la cadera son significativos (Tabla 6 y Tabla 7).

En el caso de las diferencias entre caminar a paso rápido y paso normal en el suelo y una caminadora, se observó que se tiene una mayor cantidad de ángulos que difieren en la caminata normal se encuentran en la rodilla y los tobillos. De igual forma,

se observa que existe diferencia entre los ángulos al momento de caminar en una caminadora y en el suelo. Se han realizado varios estudios de las diferencias que se tiene al momento de realizar estas dos actividades, uno de ellos llegó a la conclusión de que al caminar en caminadora eléctrica el momento de las articulaciones cambia debido a la activación muscular que implica esta caminata (Lee & Hidler, 2008) De igual forma, otra de las diferencias entre estas dos condiciones radica en que la visión de un individuo difiere al caminar a nivel del suelo y sobre la caminadora, ya que el rango de visión en la caminadora es más reducido (Lee & Hidler, 2008). Lo cual puede ocasionar que los sujetos se vean influenciados en su forma de caminar.

Limitaciones

Las limitaciones encontradas en el estudio se basan principalmente en el espacio de detección de movimiento, que al ser de únicamente 4.5 m no fue posible encontrar muchos ciclos de movimiento lo cual puede estar afectando al análisis. Esto pudo influenciar en los resultados obtenidos y por ende que exista menor cantidad de ángulos significativos en la caminata rápida que lenta. Sin embargo, esto debería ser comprobado por medio de un estudio en el cual al momento de comparar estos dos tipos de actividades se busque tener la misma cantidad de ciclos para cada una de ellas y así poder hacer una comparación más precisa. Sin embargo, al ser un espacio que no puede modificarse de forma fácil, se recomienda calibrar el sistema para mejorar la detección de marcadores y contrarrestar esta limitación.

De igual forma se tiene que considerar que al momento de realizar las actividades, algunos marcadores de la cadera fueron tapados por los participantes, por lo que se tuvo que recrear los mismo en el modelo. Se debería analizar si esto influencia en alguna forma a los resultados obtenidos o realizar estas actividades con parámetros más estrictos y en condiciones mucho más controladas para saber si en realidad existe

una diferencia significativa entre ambas y si es así estudiar los principales factores que ocasionan esta variación.

Conclusión

Por medio de este estudio, ha sido posible el recopilar suficientes datos para empezar a realizar una base de datos que permita estudiar los diferentes movimientos dinámicos y como varían los diferentes ángulos. De igual forma, se pudo determinar que el género/sexo cumple un papel importante al momento de identificar diferencias en el rango de movimiento de los ángulos de la cadera, en su mayoría, en todas las actividades. Para lo cual se recomienda realizar estudios separados, ya que la fisionomía de un hombre no se asemeja al de la mujer. Esto nos permite identificar que no solo la etnia influye en la antropología del cuerpo humano, sino que también es de utilidad generar diferentes bases de datos dependiendo del género/sexo, para poder aplicarlas en temas ergonómicos y de tratamiento. Adicionalmente en la caminata sobre el suelo y sobre el piso también difieren. Sin embargo, en el análisis propuesto se muestra una mayor diferencia en la caminata a ritmo normal, mientras que en estudios realizados con anterioridad se muestra una mayor diferencia en la caminata a ritmo acelerado. Actividades similares, como ir de posición de sentado a parado y de parado a sentado, nos pueden dar una idea de que la velocidad con la que se realizan estas actividades y la fuerza que aplican, afecta a su vez a las articulaciones, rango de movimiento y la variación de los ángulos entre individuos.

Referencias

- Asfour, T. KIT Whole-Body Human Motion Database. Recuperado de: <https://motion-database.humanoids.kit.edu/list/motions/>
- Buchman-Pearle, J. & Acker, S. (2021). Estimating soft tissue artifact of the thigh in high knee flexion tasks using optical motion Capture: Implications for marker cluster placement. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34385050/>
- Camargo, J., Ramanathan, A., Flanagan, W., & Young, A. (2021). A comprehensive, open-source dataset of lower limb biomechanics in multiple conditions of stairs, ramps, and level-ground ambulation and transitions. *Journal of Biomechanics*. Recuperado de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929021001007>
- Chaffin, D., Andersson, G. & Martin, B. (2006). *Occupational Biomechanics*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc. Recuperado de: <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=r0HWDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR11&dq=biomechanics+ergonomics&ots=PdKHQxjgB9&sig=ZmLztKZSD3NmEuMz9GQ9Kon00T4#v=onepage&q=biomechanics%20ergonomics&f=false>
- Damiano, 2009. Rehabilitative therapies in cerebral palsy: The good, the not as good, and the possible. *Journal of Child Neurology*, 24 (2009), pp. 1200-1204
- Emad A. Aboelnasr, Fatma A. Hegazy & Hoda A. Altalway (2016): Kinematic characteristics of reaching in children with hemiplegic cerebral palsy: A comparative study, *Brain Injury*. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27830945/>
- Galvin, C. R., Perriman, D. M., Newman, P. M., Lynch, J. T., Smith, P. N., & Scarvell, J. M. (2018). Squatting, lunging and kneeling provided similar kinematic

profiles in healthy knees— A systematic review and meta-analysis of the literature on deep knee flexion kinematics. *The Knee*, 25(4), 514–530.

Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29802075/>

Glazier, P. (2021). Beyond animated skeletons: How can biomechanical feedback be used to enhance sports performance? Recuperado de:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929021004553>

Hood, S., Ishmael, M. K., Gunnell, A., Foreman, K. B., & Tommaso, L. (2020). A kinematic and kinetic dataset of 18 above-knee amputees walking at various speeds. Recuperado de:

<https://www.nature.com/articles/s41597-020-0494-7>

Jarque-Bou, N., Manfredo, A., & Müller Henning. (2020). A large calibrated database of hand movements and grasps kinematics. Recuperado de:

<https://www.nature.com/articles/s41597-019-0349-2>

Lee, S. & Hidler, J. (2007). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. Recuperado de:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18048582/>

Liang, P., Kwong, W.H., Sidarta, A. et al. (2020). An Asian-centric human movement database capturing activities of daily living. Recuperado de:

<https://www.nature.com/articles/s41597-020-00627-7>

Lu, T. & Chang, C. (2010). Biomechanics of human movement and its clinical applications. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22301008/>

N Crabtree; M Lunt; G Holt; H Kroger; H Burger; S Grazio; K.-T Khaw; R.S Lorenc; J Nijs; J Stepan; J.A Falch; T Miazgowski; P Raptou; H.A.P Pols; J Dequeker; S Havelka; K Hoszowski; I Jajic; S Czekalski; G Lyritis; A.J Silman; J Reeve (2000). Hip geometry, bone mineral distribution, and bone strength in European

- men and women: the EPOS study. Recuperado de:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10865223/>
- Miralles, R. (2002). Biomecánica de la Columna. Recuperado de:
http://revista.sedolor.es/pdf/2002_11_12.pdf
- Oddsottir, G., Kristjansson, E. & Kjartan, M. (2013). Database of movement control in the cervical spine. Reference normal of 182 asymptomatic persons. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23073470/>
- Ofli, F., Chaudhry, R., Kurillo, G., Vidal, R. and Bajcsy, R. Berkeley MHAD: A Comprehensive Multimodal Human Action Database. In Proceedings of the IEEE Workshop on Applications on Computer Vision (WACV), 2013. Recuperado de: <https://openreview.net/pdf?id=TL6wabAZ9>
- Redfern, M. S., Cham, R., Gielo-Perczak, K., Grönqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H., Marpet, M., Yi-Chung, P. & Powers, C. (2001). Biomechanics of slips. Recuperado de:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11794762/>
- Repetto, A. (2005). Bases Biomecánicas para el Análisis del Movimiento Humano. Recuperado de:
<http://weblog.maimonides.edu/deportes/archives/basesbiomecnicas.pdf>
- Serbest, K., Cilli, M. & Eldogan, O. (2015). Biomechanical effects of daily physical activities on the lower limb. Recuperado de:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25803259/>
- Simic, M., Hunt, M., Bennell, K., Hinman, R. & Wringley, T. (2012). Trunk lean gait modification and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: The effect of varying trunk lean angles. *Arthritis Care & Research*, Vol. 64. Recuperado de: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acr.21724>

- Slavens, B. A., & Harris, G. F. (2008). The Biomechanics of Upper Extremity Kinematic and Kinetic Modeling: Applications to Rehabilitation Engineering. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 36(2-3), 93–125. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19740069/>
- Swain, C., Whyte, D., Ekegren, C., Taylor, P., McMaster, K., Lee Dow, C. & Bradshaw, E. (2018). Multi-segment spine kinematics: Relationship with dance training and low back pain. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30551053/>
- Takano, W. & Nakamura, Y. (2015). Action database for categorizing and inferring human poses from video sequences. Recuperado de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092188901500038X>
- Taylor-Haas, J., Long, J., Garcia, M., Rauch, M., Paterno, M., Brindle, R., Bazett-Jones, D. & Ford, K. (2021). The Influence of maturation and sex on pelvis and hip kinematics in youth distance runners. Recuperado de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1440244021004400>
- VICON. (s.f.). NEXUS. Recuperado de: <https://www.vicon.com/software/nexus/>
- Warren WH, Kay BA, Zosh WD, Duchon AP, Sahuc S. Optic flow is used to control human walking. *Nat Neurosci* 4: 213–216, 2001. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11175884/#:~:text=How%20is%20human%20locomotion%20visually,perceived%20direction%20of%20a%20goal.>
- Wang, J., Severin, A. C., Siddicky, S. F., Barnes, C. L., & Mannen, E. M. (2021). Effect of movement speed on lower and upper body biomechanics during sit-to-stand-to-sit transfers: Self-selected speed vs. fast imposed speed. *Human Movement*. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33848920/>

- Wang, X., Bigelow, S., Seagren, K. E., Preddie, A. K., Wang, Z., Ardiyanto, A., Allread, W. G. & Lavender, S. A. (2018). Re-thinking floor mat design from an ergonomics perspective: Can a two-part mat system reduce biomechanical loads during normal mat handling tasks?. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29885724/>
- Wojtusich, J. and von Stryk, O. "HuMoD – A. (2015). Versatile and open database for the investigation, modeling and simulation of human motion dynamics on actuation level," 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids). pp. 74-79. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/291352855_HuMoD_-_A_versatile_and_open_database_for_the_investigation_modeling_and_simulation_of_human_motion_dynamics_on_actuation_level
- Zatsiorsky, V. (1998). Kinematics of Human Motion. United States: Human Kinetics. Recuperado de: <https://docs.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid492126.pdf>
- Zhang, Y., Yao, Z., Wang, S., Huang, W., Ma, L., Huang, H. & Xia, H. (2015). Motion analysis of Chinese normal Knees during gait based on a novel portable system. Recuperado de: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25743776/>

Anexos

Anexo 1.

Tabla 10: Resultados de P-Value de los diferentes ángulos en cada actividad.

Section	Angle	P-Value								
		GUS	GDS	LLG	RLG	S2ST	SQ	ST2S	WN	WF
Left Knee	Flex Max	0.3326	0.3326	0.5806	0.6881	0.3891	0.3101	0.5606	0.0431	0.278
	Flex Min	0.8867	0.8875	0.2601	0.6204	0.441	0.7247	0.7155	0.0215	0.0531
	Add Max	0.9596	0.9596	0.179	0.6246	0.8074	0.9908	0.5108	0.3155	0.018
	Add Min	0.7322	0.7322	0.2428	0.8766	0.6003	0.8103	0.7418	0.0063	0.1847
	Rot Max	0.9158	0.9158	0.9294	0.1268	0.8103	0.9641	0.7053	0.8077	0.8375
	Rot Min	0.4006	0.4006	0.9852	0.6578	0.6232	0.8608	0.9785	0.0002	0.1012
Left Hip	Flex Max	0.8276	0.8276	0.3997	0.0352	0.2167	0.1195	0.3929	0.6196	0.0002
	Flex Min	0.9936	0.9936	0.5437	0.536	0.0221	0.0375	0.0943	0.0948	0.9806
	Add Max	0.0425	0.0425	0.1697	0.5287	0.4501	0.0181	0.1447	0.1097	0.3114
	Add Min	0.8735	0.8735	0.5604	0.7021	0.0004	0.8864	0.0197	0.0197	0.3114
	Rot Max	0.0181	0.0181	0.5558	0.0033	0.0067	0.0056	0.0912	0.6213	0.2
	Rot Min	0.1139	0.1139	0.7071	0.0011	0.0763	0.0134	0.6518	0.7379	0.4787
Left Ankle	Flex Max	0.402	0.402	0.7135	0.0702	0.156	0.2267	0.085	0.3311	0.0146
	Flex Min	0.3576	0.3576	0.4995	0.8201	0.0562	0.0029	0.0153	0.0812	0.7947
	Add Max	0.5502	0.5502	0.3386	0.3761	0.2278	0.6737	0.7376	0.0037	0.2878
	Add Min	0.7147	0.7147	0.4138	0.6109	0.79	0.8482	0.9299	0.6425	0.5004
	Rot Max	0.375	0.375	0.0438	0.0591	0.023	0.015	0.0144	0.0803	0.0247
	Rot Min	0.2753	0.2753	0.9187	0.6346	0.3658	0.0706	0.1892	0.0994	0.4296
Right Knee	Flex Max	0.8739	0.8739	0.73	0.8392	0.0195	0.6973	0.0225	0.019	0.8985
	Flex Min	0.7339	0.7339	0.3088	0.4471	0.0911	0.7054	0.9698	0.00001	0.0106
	Add Max	0.6038	0.6038	0.4512	0.3456	0.6427	0.7189	0.8477	0.6611	0.204
	Add Min	0.0622	0.0597	0.4492	0.2086	0.3691	0.2248	0.7091	0.343	0.0657
	Rot Max	0.5177	0.5177	0.5694	0.9435	0.995	0.5544	0.7049	0.7375	0.0515
	Rot Min	0.4828	0.4828	0.6531	0.5239	0.7424	0.5743	0.2623	0.0476	0.2072
Right Hip	Flex Max	0.5357	0.5357	0.1501	0.1298	0.3701	0.1376	0.2603	0.0055	0.00001
	Flex Min	0.8971	0.8971	0.2522	0.148	0.0255	0.155	0.3192	0.00001	0.4301
	Add Max	0.0135	0.0135	0.3386	0.1881	0.9335	0.076	0.2035	0.015	0.8764
	Add Min	0.6692	0.6692	0.3986	0.2292	0.0013	0.7894	0.0512	0.0371	0.0485
	Rot Max	0.0085	0.0085	0.0165	0.0322	0.6715	0.0062	0.38	0.9937	0.2167
	Rot Min	0.0623	0.0623	0.0045	0.0039	0.196	0.0006	0.0252	0.5291	0.3743
Right Ankle	Flex Max	0.1074	0.1074	0.2248	0.1713	0.8112	0.941	0.6457	0.0304	0.1154
	Flex Min	0.8392	0.8392	0.1399	0.0556	0.7112	0.2523	0.8285	0.1267	0.4724
	Add Max	0.0299	0.0299	0.0329	0.0464	0.2039	0.5264	0.9736	0.0195	0.0755
	Add Min	0.4534	0.4532	0.6927	0.2023	0.4987	0.736	0.8719	0.0289	0.3171
	Rot Max	0.789	0.7839	0.0562	0.0903	0.6485	0.3948	0.9199	0.9335	0.2799
	Rot Min	0.3353	0.3553	0.545	0.3438	0.4822	0.498	0.2027	0.0289	0.2303

