



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

**FIABILIDAD DE OPENSIM COMO UN SISTEMA DE BAJO COSTO PARA ANALIZAR
PARÁMETROS BIOMECÁNICOS EN PACIENTES EN REHABILITACIÓN NEUROLÓGICA**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:

INGENIERA EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

22011294 ARLIN MAYLETH MEJIA BRONFIELD

ASESOR: KARLA REYES

CAMPUS: SAN PEDRO SULA, ABRIL 2024

DEDICATORIA

En primer lugar, me gustaría dedicarle este trabajo a Dios por darme la bendición de poder culminar con mis estudios y guiarme en todo aspecto. A mi madre, Karen Bronfield, por hacerme de una persona fuerte y por enseñarme a luchar por los sueños que me propongo; le debo todo lo que soy. A mi padre, Jacobo Mejia, quien desde pequeña me ha enseñado a ser disciplinada y a nunca rendirme. A mi tía, Ana Mejia, porque siempre me ha apoyado a conseguir todo lo que me propongo y desde mi infancia ha sido una total inspiración. Los amo infinitamente.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecerle a Dios por todas sus bendiciones, porque siempre me ha guiado a hacer el bien y a no rendirme fácilmente. Agradezco a mis padres, Karen y Jacobo; ya que sin ellos no sería la persona que soy ahora; por todo el apoyo y el amor que me han otorgado. A mi tía Ana Mejía, quien ha sido mi segunda madre; gracias por apoyarme siempre en las buenas y en las malas.

A mis mejores amigas Isis Martínez, Alejandra Hernández, Allison López, Brianna Romero, Claudia Villalobos, Katherine Alberto por ser un gran apoyo en toda la carrera, las mejores amigas que siempre he deseado desde muy pequeña; las amo mucho. A mis amigos Edgardo Arévalo, Moisés Gómez, Fernando Pavón y Diego Mejía; por su valiosa ayuda, consejos y momentos que compartimos juntos.

Agradezco a la doctora Karla Reyes y al ingeniero Manuel Gamero por su apoyo y consejos en este estudio; los aprecio infinitamente.

EPÍGRAFE

"La verdadera genialidad radica en la capacidad de convertir los desafíos en oportunidades".
- Wolfgang Amadeus Mozart

RESUMEN EJECUTIVO

La rehabilitación neurológica, una disciplina de la rehabilitación médica, se enfoca en potenciar la recuperación funcional y mejorar la calidad de vida de individuos que han experimentado lesiones o enfermedades que afectan el sistema nervioso central o periférico. En este contexto, el propósito de este estudio es profundizar en la comprensión de la recuperación de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular isquémico (ictus), centrándose en el análisis de la cinemática durante el proceso de la prueba de índice de motricidad, una herramienta fundamental en la rehabilitación neurológica.

El uso de software de bajo costo como OpenSim, que permite el modelado musculoesquelético en 3D altamente especializado, facilita el análisis de la cinemática y la evaluación de la fuerza y los ángulos de las extremidades inferiores del cuerpo humano. Este enfoque tiene como objetivo proporcionar una visión más completa y detallada de la rehabilitación neurológica en pacientes con ictus, comparándolos con participantes sanos. Se busca así contribuir al desarrollo de estrategias terapéuticas efectivas y personalizadas para mejorar el proceso de recuperación de estos pacientes.

Para la sección experimental, se utilizó un proceso de adquisición y procesamiento de datos como parte de la metodología para poder evaluar las distintas variables cinemáticas. El estudio demostró resultados prometedores al comparar las diferencias entre participantes sanos y un paciente con ictus, utilizando la plataforma OpenSim. Los datos obtenidos permitieron una evaluación detallada y objetiva, destacando las variaciones cinemáticas entre estos dos grupos; lo cual se logró hacer una comparativa entre los participantes sanos y el paciente en rehabilitación neurológica.

Palabras Clave: Biomecánica, Cinemática, OpenCap, OpenSim, Rehabilitación Neurológica

ABSTRACT

Neurological rehabilitation, a branch of medical rehabilitation, focuses on enhancing functional recovery and improving the quality of life for individuals who have experienced injuries or diseases affecting the central or peripheral nervous system. In this context, the aim of this study is to deepen the understanding of recovery in patients who have suffered an ischemic stroke, concentrating on the kinematic analysis during the process of the Motor Index Test, a fundamental tool in neurological rehabilitation.

The use of low-cost software like OpenSim, which allows for highly specialized 3D musculoskeletal modeling, facilitates the analysis of kinematics and the evaluation of force and angles in the lower limbs of the human body. This approach aims to provide a more comprehensive and detailed perspective on neurological rehabilitation in stroke patients by comparing them with healthy participants. The goal is to contribute to the development of effective and personalized therapeutic strategies to improve the recovery process for these patients.

For the experimental section, a data acquisition and processing process was used as part of the methodology to evaluate various kinematic variables. The study yielded promising results when comparing the differences between healthy participants and a patient with stroke, using the OpenSim platform. The data obtained allowed for a detailed and objective evaluation, highlighting the kinematic variations between these two groups.

Keywords: Biomechanics, Kinematics, Neurological Rehabilitation, OpenCap, OpenSim,

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	12
II.	ESTADO DEL ARTE	14
	3.1 ANTECEDENTES	14
	3.2 PROBLEMÁTICA	20
	3.3 IMAGEN INTEGRADORA	21
	3.4 TABLA DE LIMITACIONES	23
III.	OBJETIVOS	25
	2.1 OBJETIVO GENERAL	25
	2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
IV.	METODOLOGÍA	26
	4.1 OBJETIVO DE MÉTODO	26
	4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	27
	4.2.1 VARIABLE DEPENDIENTE	27
	4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES	27
	4.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS	30
	4.4.1 OPENSIM	30
	4.4.2 OPENCAP	30
	4.4.3 MOTRICITY INDEX (MI)	30
	4.5 MATERIALES	31
	4.5.1 CÁMARAS IOS	31
	4.5.2 MANILLAS DE PESO	32
	4.6 POBLACIÓN Y MUESTRA	32
	4.7 METODOLOGÍA DE ESTUDIO	33
	4.8 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	35
	4.9 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	36
V.	RESULTADOS	37
	5.1 DATOS RECOPIADOS DURANTE LAS PRUEBAS	37
	5.1.2 MODELADO MUSCULO-ESQUELÉTICO OPENSIM	39
	5.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	49
	5.2.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	49
	5.3 COMPARATIVA	54

VI. DISCUSIÓN	62
VII. CONCLUSIONES	63
VIII. RECOMENDACIONES	64

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1- Limitaciones de los autores	23
Tabla 2- Variables de Investigación	28
Tabla 3- Datos Recopilados Antropométricos	37
Tabla 4-Datos Recopilados Antropométricos (Paciente)	39
Tabla 5-Datos de las Variables Cinemáticas	41
Tabla 6- Datos de las Variables Cinemáticas con Manillas de Peso	43
Tabla 7-Datos de las Variables Cinemáticas de Paciente.....	44
Tabla 8-Datos de las Variables Cinemáticas de Paciente con Ictus con Manillas de Peso	45
Tabla 9- Variables Analizadas.....	48
Tabla 10 - Estadística Variables Antropométricas	50
Tabla 11- Estadística Variables Cinemáticas	50
Tabla 12- Estadística Variables Cinemáticas con Manillas de Peso.....	52

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1- Imagen Integradora.....	22
Ilustración 2- Directrices de MI.....	31
Ilustración 3- Variables Antropométricas.....	34
Ilustración 4- Pose Neutral	38
Ilustración 5- Ejercicio de MI en OpenCap.....	38
Ilustración 6- Ejercicio Pierna Derecha.....	39
Ilustración 7- Gráfico de ángulos pierna derecha en el tiempo	40
Ilustración 8- Diferencia de flexión de rodilla derecha por sujeto	40
Ilustración 9- Diferencia de extensión de rodilla izquierda por sujeto.....	41
Ilustración 10- Grafico de movilidad articular derecha por sujeto.....	46
Ilustración 11- Grafico de movilidad articular izquierdo por sujeto.....	46

Ilustración 12- Grafico de movilidad articular derecha con pesas por sujeto.....	47
Ilustración 13- Grafico de movilidad articular izquierda con pesas por sujeto	47
Ilustración 14- Flexión Rodilla Pierna Izquierda paciente con Ictus	54
Ilustración 15- Flexión Rodilla Pierna Derecha paciente con Ictus.....	55
Ilustración 16- Comparativa de flexión rodillas derecha e izquierda	55
Ilustración 17- Velocidad Flexión Rodilla Pierna Derecha en el Tiempo Px Ictus	56
Ilustración 18- Velocidad Flexión Rodilla Pierna Izquierda en el Tiempo Px Ictus	56
Ilustración 19- Extensión Pierna Izquierda Paciente con Ictus.....	57
Ilustración 20- Extensión Pierna Derecha Paciente con Ictus.....	57
Ilustración 21- Comparativa de extensión rodillas derecha e izquierda.....	58
Ilustración 22- Velocidad Extensión Pierna Derecha en el Tiempo Px Ictus	58
Ilustración 23- Velocidad Extensión Pierna Izquierda en el Tiempo Px Ictus	59
Ilustración 24- Flexión Tobillo Derecho Paciente con Ictus	59
Ilustración 25- Flexión Tobillo Izquierdo Paciente con Ictus	60
Ilustración 26- Comparativa de flexión tobillos derecho e izquierdo	60
Ilustración 24- Velocidad Flexión Tobillo Derecho Px Ictus	61
Ilustración 25- Velocidad Flexión Tobillo Izquierdo Px Ictus.....	61

I. INTRODUCCIÓN

La biomecánica aplicada a la rehabilitación neurológica constituye una especialización dentro de la fisioterapia (Fossati, 2018), en donde se dedica a evaluar a personas con trastornos neurológicos. Estos trastornos pueden derivar de lesiones o enfermedades que impactan el sistema nervioso central, como el cerebro y la médula espinal, así como el sistema nervioso periférico (Nieto-Sampedro et al., 2002). El propósito fundamental de la rehabilitación neurológica es facilitar a los pacientes la optimización de su funcionalidad y mejorar su calidad de vida (Olmo Treceño, 2015).

Un accidente cerebrovascular isquémico, también conocido como ictus isquémico, se produce cuando el flujo sanguíneo en el cerebro se ve interrumpido debido a la obstrucción de una arteria cerebral por un coágulo de sangre. Esto conlleva a una falta de oxígeno y nutrientes para las células cerebrales, lo que desencadena la muerte de las mismas en cuestión de minutos.

Según Franceschini (2009), la capacidad para caminar es uno de los objetivos más importantes en la rehabilitación del ictus isquémico; la alteración de la marcha contribuye a la discapacidad a largo plazo después del accidente cerebrovascular.

El movimiento es fundamental para la vida humana y animal (Muñoz Lasa et al., 2015); esto surge con la interacción de sistemas neuronales, musculares y esqueléticos complejos. El estudio del movimiento del cuerpo se centra en varios campos, incluyendo la biología, la neurociencia, la mecánica y la robótica (Seth et al., 2018).

Crear modelos músculo-esqueléticos implica recopilar imágenes médicas extensas. El modelado estadístico de formas utiliza datos de captura de movimiento para transformar y crear modelos OpenSim que logran una reconstrucción anatómica precisa mediante la transformación basada en la población (Zhang et al., 2014).

Estas plataformas facilitan el análisis minucioso de diversos sistemas biomecánicos, abarcando desde las extremidades inferiores hasta la columna cervical y lumbar. No obstante, a diferencia de los paquetes de ingeniería, carecen de estándares de modelo y no admiten un intercambio de datos tan fluido (Mansouri & Reinbolt, 2012).

Los modelos músculo-esqueléticos pueden ser útiles para comprender muchos aspectos de la biomecánica y el control motor (Megrot, 2023). Los modelos biomecánicos pueden ayudar a comprender la anatomía del cuerpo (Lee et al., 2015).

Además, estos modelos contribuyen significativamente a la comprensión del control neuronal de los movimientos corporales, así como a la identificación de la función y coordinación de las articulaciones. Facilitan la evaluación de la excitación y contracción muscular, permitiendo analizar la señal eléctrica que incide en la actividad muscular.

Según Uhlrich et al. (2023), el uso de simulaciones en biomecánica ha experimentado un notable crecimiento en las últimas décadas. La importancia de las simulaciones es tal que se sugiere que los investigadores en este campo adquieran destrezas en esta herramienta fundamental.

En este proyecto de investigación se utilizará el software OpenSim con el objetivo de verificar su idoneidad mediante la realización de un análisis cinemático en pacientes sometidos a rehabilitación neurológica por un accidente cerebrovascular isquémico. Se buscará caracterizar de manera precisa las variables dinámicas, como la aceleración y el rango de movimiento, en el contexto del modelado músculo-esquelético del movimiento.

II. ESTADO DEL ARTE

En la siguiente sección, se realizó una revisión de la literatura para establecer una base teórica sólida para el proyecto. Comenzando con un análisis de antecedentes, en el cual se examinó proyectos previos que utilizaron la plataforma OpenSim y se exploró sus aplicaciones en diferentes contextos. Esto permitió entender cómo se ha aplicado la biomecánica en la rehabilitación y otros estudios relacionados. Asimismo, se identificaron las limitaciones que varios investigadores enfrentaron al usar este software, lo que proporcionó información valiosa para evitar posibles problemas en el proyecto de investigación.

3.1 ANTECEDENTES

A medida que los avances tecnológicos van progresando, el análisis biomecánico se introduce como componente esencial en la rehabilitación fisioterapéutica y neuronal, capturando así la atención de la comunidad investigadora. En la siguiente sección, se explora la aplicación específica de la biomecánica en el proceso de rehabilitación en pacientes que sufrieron de algún accidente cerebrovascular isquémico. Se destaca particularmente la relevancia de OpenSim, un software de bajo costo que otorga el acceso a herramientas de análisis, apoyando y enriqueciendo los estudios de rehabilitación. Esta tecnología mejora la comprensión del movimiento en rehabilitación y facilita las innovaciones que aumentan la eficacia de los programas de recuperación.

En un estudio presentado por Seth et al, (2018) analizaron el movimiento, destacando su contribución a campos como neurociencia, biología, robótica y mecánica. OpenSim crea las simulaciones rápidas y precisas del movimiento de los pacientes, haciendo de las terapias más fáciles, así como calcular variables difíciles de medir experimentalmente; como las fuerzas musculares, elongación y retracción de tendones durante el movimiento del paciente. También, predice movimientos novedosos basados en modelados de control motor, como las adaptaciones cinemáticas en la marcha humana. Estas simulaciones son fundamentales en diversas aplicaciones, como el diseño de dispositivos mecánicos implantables para mejorar el agarre en individuos con parálisis.

Costa et al, (2023) evaluaron la ergonomía y el rango de acción de un exoesqueleto de muñeca con el propósito de determinar su utilidad en la rehabilitación de la articulación en pacientes con la enfermedad de Parkinson mediante datos biomecánicos. En el estudio

participaron once pacientes, realizando tareas específicas con y sin el exoesqueleto, mientras se recopilaban datos electromiográficos y cinemáticos. Los resultados indicaron un aumento del 22% en la activación muscular de los extensores carpianos y una disminución del 9% en la extensión de la muñeca al usar el exoesqueleto. Se concluyó que el exoesqueleto proporciona una amplitud funcional adecuada para la articulación de la muñeca, sugiriendo su utilidad en la práctica clínica para la rehabilitación de pacientes con Parkinson.

La investigación de Lee et al, (2015) llevaron a cabo determinaciones de los puntos de inserción muscular para los dedos índice, medio, anular y menique en un modelo de extremidad superior, utilizando el software OpenSim. Estos puntos fueron seleccionados para coincidir en ubicaciones medidas experimentales y en la función mecánica en brazos. Los modelos presentaron diferenciaciones respecto a los especímenes en factores como la proporción de segmentos óseos, cinemática articular y sistema de coordenadas. Este enfoque permitió lo que es la estimación de puntos de inserción muscular para músculos de los brazos que no se habían medido anteriormente. La diferencia entre las inserciones musculares modeladas y las medidas experimentales fueron mínimas.

El trabajo de Fernández-González et al, (2020) relata el análisis de la marcha, ya que es importante para diagnosticar trastornos del movimiento. Con el objetivo de reducir costos, han utilizado un método más económico para su desarrollo. Evaluaron la fiabilidad de Kinovea en comparación con un sistema de movimiento tridimensional; en donde participaron 50 individuos sanos, evaluados repetidamente con una semana de diferencia. Los resultados demostraron una buena confiabilidad para las articulaciones de cadera, tobillo y rodilla. Al momento de comparar los softwares, observaron desacuerdos importantes que deben considerarse en interpretaciones clínicas.

Un estudio realizado por Garman et al, (2019) analizaron la marcha en 44 personas con osteogénesis imperfecta (OI) tipo I y 30 controles de desarrollo típico. Los resultados mostraron que las personas con OI tipo I tenían una marcha significativamente más lenta y menos eficiente que los controles. Esto debido a una serie de factores, incluyendo huesos y músculos débiles; y una postura alterada. Además, se identificaron momentos musculares reducidos y menor generación de potencia en el tobillo. Estos hallazgos proporcionan una descripción detallada de las características de la marcha en OI tipo I

En el contexto del dolor patelofemoral (PFP), Alvim et al, (2019) relatan que afecta aproximadamente al 25% de las afecciones ortopédicas de la rodilla. El propósito fue comparar las cinemáticas y los patrones de aceleración muscular entre mujeres y controles saludables durante la fase de preparación de la prueba de salto triple de una pierna. Los resultados revelaron algunas alteraciones en el control muscular lumbar en el grupo de mujeres, sugiriendo una estrategia compensatoria pélvica para mitigar el momento extensor de la rodilla. Estos hallazgos ofrecen una perspectiva diferente para comprender las adaptaciones biomecánicas en pacientes durante actividades específicas, informando así enfoques clínicos y terapéuticos más precisos.

El estudio de Karimi et al, (2019) se enfocan en la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes (LCPD), en donde examinaron las diferencias de fuerza de contacto en las articulaciones de caderas entre niños con un desarrollo estándar y los afectados por LCPD. Analizaron a diez participantes en cada grupo, evaluando la cinética y cinemática de la cadera por medio de un análisis de movimiento tridimensional y la aproximación de la fuerza de contacto con el software de OpenSim. Los resultados muestran que los niños con LCPD presentaron una marcha más lenta y fuerzas de contacto menores en la articulación de la cadera. Por otro lado, observaron reducciones en las fuerzas de contacto en direcciones medio lateral y anteroposterior, así como una amplitud mucho menor de movimiento en la cadera de los niños con LCPD. Los hallazgos encontrados sugieren estrategias adaptativas efectivas en los niños con LCPD; información que puede ser crucial para poder diseñar enfoques de tratamiento y manejo as efectivos para poder mejorar la calidad de vida de los pacientes.

A pesar de la asociación teórica entre la hiperpronación del pie y la disfunción biomecánica de la pelvis, la literatura de Yazdani et al, (2018) evaluó a 15 personas con pies hiperpronados y las comparo con un grupo de control de 15 personas con pies alineados normalmente; en la evaluación observaron cambios en el patrón cinemático del segmento pélvico durante la fase de apoyo de la marcha mediante simulación musculoesquelética biomecánica. Los resultados mostraron que las personas con hiperpronacion, el segmento pélvico desempeñaba un papel importante para mantener el equilibrio postural en el plano sagital mediante un aumento de la inclinación pélvica anterior. En sus

discusiones, evaluaron que la postura del pie podría ser relevante en la evaluación y tratamiento de pacientes con disfunción lumbar y pélvica en contextos de rehabilitación.

La apoplejía cerebral suele provocar discinesia, alterando las funciones motoras de las extremidades en los pacientes. La estimulación eléctrica funcional (FES) se emplea en la rehabilitación de la discinesia, aunque su efectividad puede limitarse por factores como la posición de estimulación y la fatiga muscular. En diversos estudios sugieren que el análisis de la marcha podría mejorar la selección de parámetros en la FES, siendo una herramienta valiosa para la rehabilitación de la discinesia. En este estudio de Wang et al, (2018) propusieron un método de análisis de la marcha basado en la modelización musculoesquelética, utilizando el software OpenSim para establecer un modelo de marcha de la extremidad inferior humana. Se analizaron las características de la cinemática articular y la fuerza muscular, confirmando la coordinación entre los músculos de las extremidades inferiores durante la marcha y revelando una secuencia de activación muscular. Los resultados proporcionan una base para mejorar el rendimiento de la FES en la rehabilitación de la discinesia, viendo la importancia del análisis de la marcha.

El trabajo de Wu et al, (2019), con el propósito de abordar la duración prolongada y los costos asociados al diseño de exoesqueletos robóticos, se empleó el método de simulación OpenSim. Se construyó un modelo biomecánico musculoesquelético con dispositivos auxiliares, permitiendo la simulación de acoplamiento entre las extremidades inferiores humanas y el robot de rehabilitación. Se obtuvieron la fuerza muscular y la curva de metabolismo de las extremidades inferiores del exoesqueleto, y se analizó la rigidez del mismo. Los resultados indican que, por la incorporación del exoesqueleto, el costo metabólico de las extremidades inferiores del cuerpo humano se redujo un 6.2%, y la rigidez óptima debería ser de 275 N/m. Esta investigación facilita a los diseñadores la verificación rápida de hipótesis, proporcionando una base para el diseño y desarrollo de exoesqueletos robóticos, también posee una importancia teórica significativa para la estructura mecánica y el diseño de control.

En la investigación comparativa de modelos musculoesqueléticos (MSK) creada por Pelegrinelli et al, (2023) redactan que para evaluar las fuerzas de reacción tibiofemorales (TFRF), se destaca la importancia de seleccionar el modelo adecuado. Este aspecto es esencial para evaluar las demandas musculares y las fuerzas articulares, especialmente en

aplicaciones relacionadas con la rehabilitación. Entre los modelos evaluados, se resalta la eficacia de un modelo modificado, que demostró tener menores errores en las fuerzas totales y el compartimento lateral durante actividades específicas como levantarse y sentarse.

Estos resultados no solo proporcionan una comprensión más profunda de la influencia del modelo MSK en la estimación de las TFRF, sino que también tienen aportes importantes para la investigación y la práctica en el ámbito de la rehabilitación. La elección de modelos MSK puede afectar la precisión de las evaluaciones y debe considerarse con atención en estudios y aplicaciones clínicas que involucren tareas y actividades cotidianas. Este enfoque en la selección de modelos puede contribuir a mejorar la efectividad de las intervenciones rehabilitativas al proporcionar estimaciones precisas y fiables de las fuerzas articulares en cuanto a movilidad y función musculo-esquelética.

En la necesidad de herramientas confiables y fáciles de utilizar en entornos clínicos para evaluar la marcha, Spanos et al, (2023) llevaron a cabo un estudio para examinar la aplicabilidad y confiabilidad del software Kinovea. Este software de análisis de video permite el cálculo de características cinemáticas y espacio-temporales del movimiento humano. El estudio involucró a 44 sujetos sanos grabando la marcha en planos sagital y frontal con dos teléfonos inteligentes en donde buscó determinar la confiabilidad del método. Los resultados mostraron que la confiabilidad intra e interobservador del procesamiento de video fue buena a excelente, con menos errores de medición aleatorios. Aunque hubo poca precisión en el cálculo de la posición de la pelvis, la evaluación de la marcha mediante Kinovea se consideró objetiva, cuantitativa, de bajo costo y fácil de usar en entornos clínicos.

En el estudio propuesto por Hu et al, (2021) , se aborda uno de los temas destacados en la biomecánica: la precisa medición del torque en las articulaciones humanas. A raíz de la complejidad de la estructura humana y la coordinación muscular durante el movimiento, la medición directa del torque en las articulaciones en vivo presenta desafíos significativos. En este contexto, se presenta un modelo neuromusculo-esquelético mejorado que busca prever el torque muscular en el codo. Este modelo, fundamentado en el tradicional modelo de doble músculo del codo, se distingue por contar con un mayor número de músculos y un modelo geométrico más fiel a la estructura fisiológica del codo. Los resultados

obtenidos de la simulación indican que las predicciones de este modelo mejorado superan en precisión a las del modelo de doble músculo convencional. Al comparar las predicciones con el torque muscular en el codo simulado por el software OpenSim, se observa una correlación sólida según el coeficiente de correlación de Pearson. El análisis de varianza (ANOVA) no reveló diferencias significativas, respaldando la capacidad del modelo mejorado para predecir con eficacia el torque muscular en el codo. Estos hallazgos sugieren que el modelo propuesto podría ser una herramienta valiosa para investigaciones futuras y aplicaciones en contextos relacionados con la biomecánica y, potencialmente, la rehabilitación.

En el estudio de Killen et al, (2021) han desarrollado un marco automatizado para crear modelos musculo-esqueléticos personalizados, utilizando áreas de enfoque de morfología basada en la población o directamente a partir de imágenes médicas. El objetivo de este estudio es poder mejorar la personalización de los modelos, abordando dos parámetros críticos: los movimientos completos de las articulaciones tibiofemoral (TF) y patelofemoral (PF), así como las trayectorias y cinemáticas de las unidades músculo-tendinosas (UMT) en términos de longitudes y brazos de momento. El enfoque automatizado integra información de imágenes médicas para crear mecanismos articulares rígidos personalizados y utiliza métodos de optimización para obtener trayectorias y cinemáticas personalizadas de las UMT.

Este estudio destaca la importancia de las mejoras en los modelos musculo-esqueléticos para la investigación en biomecánica y rehabilitación. Esta investigación sugiere un avance en la precisión y utilidad de estos modelos para abordar problemas relacionados con la locomoción y el control motor. Aunque el texto no se centra en la rehabilitación, la mejora en la personalización de los modelos musculo-esqueléticos tiene implicaciones significativas para la aplicación clínica, especialmente en la evaluación y diseño de intervenciones de rehabilitación personalizadas.

En el estudio de Reyes Leiva et al, (2021) redactan sobre los sistemas ópticos para el análisis de movimiento normalmente utilizados, incluyendo sus limitaciones en costo y movilidad que han motivado la exploración de sensores inerciales para medir parámetros espacio-temporales de la marcha; incluyendo así la longitud del paso, velocidad de la marcha, conteo de pasos y desplazamiento total. La investigación tiene una correlación

con la rehabilitación, en particular con la movilidad de personas con discapacidad visual; ya que menciona la importancia de desarrollar soluciones de navegación destacando diferencias en los patrones de marcha en comparación con personas sin discapacidad visual alguna. Se discute la necesidad de tecnologías asistidas centradas en el usuario para evaluar y ayudar en el proceso de entrenamiento de orientación y movilidad.

En el estudio de Franceschini et al, (2009) evaluó la eficacia del entrenamiento de la marcha utilizando soporte de peso corporal en una cinta de correr, en comparación con el entrenamiento de la marcha convencional, para personas en la fase subaguda de un accidente cerebrovascular que presentaban dificultades para caminar. Los sujetos reclutados fueron asignados aleatoriamente a diferentes tipos de tratamientos; como el tratamiento rehabilitador convencional. Entrenamiento de la marcha con soporte de peso corporal en una cinta de correr, y entrenamiento de la marcha convencional en el suelo. Se encontró que cada uno de estos tipos de tratamiento fueron factibles para la persona en rehabilitación.

3.2 PROBLEMÁTICA

La rehabilitación neurológica, una disciplina altamente especializada dentro del ámbito de la fisioterapia, se focaliza en la mejora de la funcionalidad y calidad de vida de individuos afectados por diversos trastornos neurológicos, como accidentes cerebrovasculares y lesiones de la médula espinal. Su objetivo central reside en la restauración de la movilidad y la adaptación a cambios neuromusculares, mediante la implementación de programas personalizados que integran ejercicios terapéuticos, técnicas de movilización y adaptaciones funcionales.

En la literatura sobre control motor, predominan dos enfoques principales. Los enfoques computacionales postulan que procesos centrales programan y controlan de manera directa las características del movimiento, como fuerzas, trayectorias y perfiles de velocidad. Es decir, sugieren que hay procesos en el sistema nervioso central que determinan directamente aspectos del movimiento, como la fuerza aplicada, la trayectoria seguida o la velocidad del movimiento Levin & Demers, (2021).

Asimismo, Levin & Demers, (2021) afirman que la mayor parte de la investigación sobre el control motor disfuncional y los procesos de recuperación se basa en la concepción

convencional de programación directa de la salida motora, empleando variables cinemáticas, cinéticas y electromiográficas (EMG) como parámetros fundamentales.

Muchos de los estudios resaltan la importancia de un análisis biomecánico para descubrir estrategias para prevenir lesiones, tratar enfermedades y mejorar el rendimiento del paciente. La herramienta OpenSim, conocida por su capacidad para simular y analizar el movimiento humano, ha sido muy utilizada en la literatura, sin embargo, se encuentra en el desafío de validar su eficacia en el contexto de pacientes que están experimentando una rehabilitación neurológica.

Desde la perspectiva que el análisis dinámico y cinemático del movimiento ejecutado ayuda a identificar las debilidades en la ejecución del movimiento y por tanto mejora el rendimiento mismo Noei & Lakany, (2022).

El análisis biomecánico de la captura del movimiento es una herramienta importante en el campo de la rehabilitación, ya que proporciona información detallada sobre cómo se mueve el cuerpo durante diversas actividades. Esta información es crucial para diseñar programas de rehabilitación personalizados y mejorar la eficacia de los tratamientos Alvim et al, (2019).

Dentro del marco de esta investigación, se aborda la validación de la herramienta OpenSim mediante un análisis biomecánico aplicado a pacientes sometidos a rehabilitación neuromuscular debido a un accidente cerebrovascular isquémico. El objetivo fundamental es garantizar la confiabilidad y precisión de OpenSim en la evaluación integral de las variables biomecánicas asociadas a la marcha de los sujetos, con el propósito de impulsar el avance y la optimización de las prácticas en el ámbito de la rehabilitación neuromusculoesquelética.

3.3 IMAGEN INTEGRADORA

La tecnología ha avanzado considerablemente en la comprensión y análisis del movimiento del cuerpo humano. Este progreso ha sido notable en diversas partes del mundo, sin embargo, en América Latina, especialmente en el campo de la rehabilitación neurológica, se han enfrentado a desafíos singulares debido a limitaciones en recursos económicos, acceso a tecnología, entre otros.

A pesar de estos obstáculos, el interés de mejorar las terapias y diagnósticos en rehabilitación neurológica están creciendo en América Latina, impulsando la búsqueda de soluciones innovadoras y accesibles para beneficiar a quienes lo necesitan.

La aplicación de tecnologías emergentes de bajo costo ofrece una perspectiva innovadora para la rehabilitación neurológica. En este sentido, se utilizó el software OpenSim para registrar con precisión el movimiento del cuerpo humano y analizar su cinemática. Esta estrategia proporcionó herramientas efectivas para mejorar el proceso de rehabilitación neurológica y nuevas posibilidades terapéuticas. (Ilustración 1).

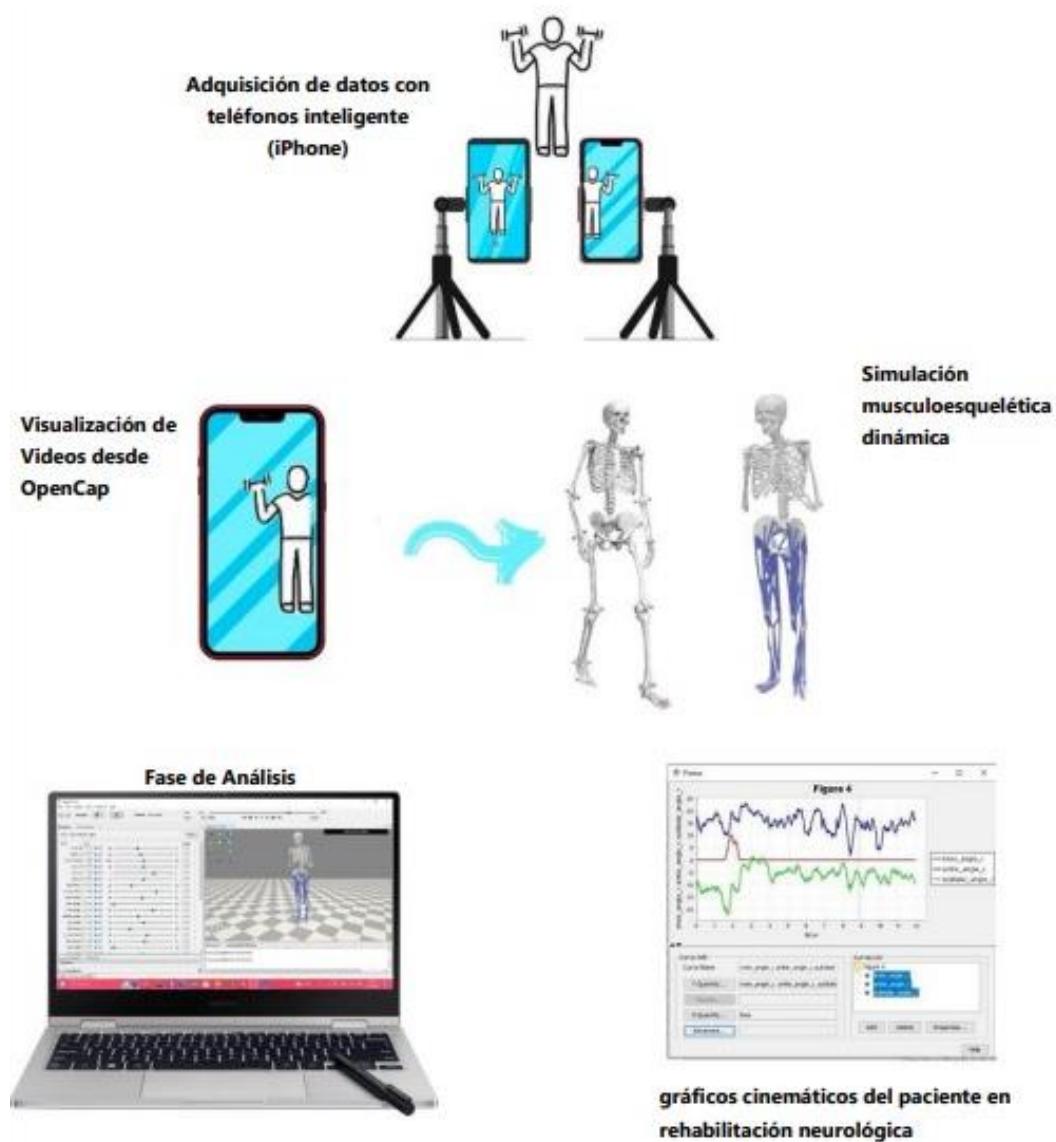


Ilustración 1- Imagen Integradora

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

3.4 TABLA DE LIMITACIONES

Las diversas investigaciones recopiladas revelan varias limitaciones en el análisis biomecánico de rehabilitación neurológica. Entre estas limitaciones, se destaca la convergencia de estudios que abordan la problemática, señalando áreas específicas de mejora y desarrollo en la investigación.

Tabla 1- Limitaciones de los autores

Autor(es)	País de Estudio	Enfoque de Estudio	Limitación	Descripción
(Costa et al., 2023)	Brasil	Evaluar aspectos ergonómicos y movimiento	Complejidad de la rehabilitación del miembro superior	Complejidad en el miembro superior, lo cual es una limitación en cuanto a variabilidad y la dificultad para estandarizar los resultados debido a la diversidad de condiciones y niveles de discapacidad entre los pacientes. Los modelos biomecánicos, incluso aquellos desarrollados en entornos como OpenSim, pueden tener limitaciones en la representación de la complejidad del movimiento humano; generando problemas en la precisión de las predicciones del modelo.
(Lee et al., 2015)	Estados Unidos	Mejorar un modelo músculo-esquelético tridimensional del miembro superior	Limitaciones del Modelo Biomecánico	

Continuación Tabla 1

Autor(es)	País de Estudio	Enfoque de Estudio	Limitación	Descripción
(Fernández-González et al., 2020)	España	Evaluación de la confiabilidad de Kinovea para registrar ángulos del cuerpo durante la fase de contacto inicial al caminar	Análisis de una sola fase de la marcha en un solo plano	El análisis de una sola fase de la marcha en un solo plano no permite la extrapolación de los resultados sobre la confiabilidad al resto de las fases de la marcha y al plano frontal.
(Hu et al., 2021)	China	Medición precisa del torque articular humano, evaluación de rehabilitación e interacción humano-maquina.	Desafíos y limitaciones en la medición precisa del torque articular humano	Dificultad intrínseca en la medición precisa del torque de las articulaciones humanas, asimismo la dependencia de la precisión del modelo dinámico.

Fuente: (Elaboración Propia, 2024)

III. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la efectividad de OpenSim para el análisis cinemático en un paciente sometidos a rehabilitación neurológica por un accidente cerebrovascular isquémico, caracterizando con precisión variables cinemáticas, como la velocidad y el rango de movimiento de las extremidades inferiores, dentro del contexto del modelado músculo-esquelético del movimiento.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar la adecuación de OpenSim como herramienta para análisis cinemático en pacientes en proceso de rehabilitación neurológica.
- Caracterizar con precisión las variables cinemáticas, incluyendo velocidad y rango de movimiento, durante el análisis cinemático en el modelado musculo-esquelético del movimiento.
- Comparar la prueba de MI, la velocidad y el rango de movimiento entre un paciente con ictus isquémico y un grupo de personas sanas, utilizando el análisis cinemático a través de OpenSim.
- Analizar la correlación entre los resultados obtenidos mediante OpenSim y las evaluaciones clínicas convencionales para validar su utilidad en el contexto de la rehabilitación neuromusculoesquelética.

IV. METODOLOGÍA

En este capítulo, se presenta el diseño de la investigación, con un énfasis especial en el enfoque metodológico, las técnicas utilizadas y los instrumentos seleccionados para abordar el tema con precisión. También se detallan las variables clave objeto de estudio, proporcionando una base sólida para el desarrollo y análisis del proyecto.

4.1 OBJETIVO DE MÉTODO

La investigación aborda un enfoque cuantitativo y cualitativo; ya que así se puede obtener una comprensión más completa del fenómeno del estudio. La investigación presenta un enfoque cuantitativo ya que, al centrarse en el análisis cinemático, evalúa de manera precisa diversos parámetros, como ángulos articulares, velocidades, aceleraciones, rangos de movimiento y tiempos de respuesta. La recopilación de estadísticas juega un papel crucial para que se pueda interpretar de manera rigurosa los datos obtenidos. La comparación entre personas sanas se lleva a cabo con el objetivo de optimizar la interpretación de los resultados, proporcionando así una comprensión más completa de los patrones de movimiento y posibles variaciones biomecánicas.

Asimismo, el estudio incorpora un enfoque cualitativo al realizar observaciones más subjetivas. Este componente explora patrones de movimiento, una detallada descripción de la calidad de movimiento de los pacientes y la identificación de posibles limitaciones o disfunciones. También, amplía la perspectiva del análisis, permitiendo una comprensión más detallada de la experiencia de los pacientes durante la rehabilitación neurológica.

El estudio adopta un enfoque transversal y exploratorio, ya que implica la recopilación de datos de pacientes en rehabilitación neurológica en un momento específico; además se busca descubrir y generar una nueva perspectiva sobre el uso de plataformas inteligentes para implementarlas a futuro para analizar la biomecánica de los pacientes en cualquier tipo de rehabilitación e incluso para estudiar la biomecánica en deporte. Este diseño permite proporcionar un análisis detallado de las variables cinemáticas de los pacientes en ese instante, capturando así un momento preciso de su estado y comportamiento biomecánico.

4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

4.2.1 VARIABLE DEPENDIENTE

La variable dependiente se define como la habilidad de los participantes y del paciente con ictus para realizar una serie de tareas específicas utilizando las extremidades inferiores en la prueba de índice de motricidad. Observando así el progreso del paciente a lo largo del tiempo y planificar de manera correcta el tratamiento de rehabilitación.

4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

Las variables independientes son aquellas que tuvieron un impacto sobre la variable dependiente en el contexto del estudio. Todas estas variables se clasificaron en la tabla 2, otorgando así una visión organizada de la contribución de la misma.

Tabla 2- Variables de Investigación

Variables	Dimensiones	Definición Operacional	Tipo de Variable	Escala de Medición	Instrumento	Indicador de Calificación
Variables Cinemáticas	Flexión de cadera	Ángulo que realiza el muslo se acerca al abdomen durante la ejecución de la prueba de MI.	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Entre los 0-120 grados
	Flexión de rodillas	Ángulo que realizan las rodillas durante la ejecución de la prueba de MI	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Entre los 0-180 grados
	Extensión de rodillas	Ángulo que realizan las rodillas durante la ejecución de la prueba de MI	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Entre los 0-180 grados
	Tiempo de ejecución	Tiempo que toma el paciente en realizar el ejercicio terapéutico.	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Numérico en segundos (s)
	Desplazamiento	Magnitud y dirección que realiza el paciente en el ejercicio terapéutico.	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Numérico en metros (m)
	Aceleración	Cambio de velocidad en relación con el tiempo que realiza el paciente.	Cuantitativa	Numérica	OpenSim	Numérico en metros por segundo al cuadrado (m/s^2)

Continuación Tabla 2

Variables	Dimensiones	Definición Operacional	Tipo de Variable	Escala de Medición	Instrumento	Indicador de Calificación
Variables Antropométricas	Peso	Masa corporal del paciente	Cuantitativa	Numérica	OpenCap – balanza	Numérico en kilogramos (kg)
	Altura	Distancia vertical desde la parte inferior de los pies hasta la parte superior de la cabeza.	Cuantitativa	Numérica	OpenCap – estadiómetro	Numérico en metros (m)
	Edad	Años del paciente	Cuantitativa	Numérica	-	Numérico
	Género	Sexo masculino, femenino, indefinido	Cualitativo	Descriptiva	-	-

Fuente: (Elaboración Propia, 2024)

4.4 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

4.4.1 OPENSIM

El software OpenSim se utiliza en el campo de la biomecánica y la simulación de movimiento. Proporciona herramientas avanzadas para poder modelar y analizar la biomecánica del cuerpo humano. En este software se puede crear modelos músculo-esqueléticos detallados del cuerpo humano, incluyendo la representación de los huesos, articulaciones, músculos, entre otros tejidos blandos; esto con el propósito de simular y analizar el movimiento humano. Con el modelado se puede realizar análisis cinemáticos para poder estudiar la posición y movimiento de las articulaciones.

4.4.2 OPENCAP

La plataforma de código abierto OpenCap se utiliza para calcular la cinemática y la dinámica del movimiento humano utilizando la captura de videos desde dos o más teléfonos inteligentes. Identifica puntos de referencia corporales en los videos para estimar la cinemática tridimensional. También permite al usuario recopilar videos sincrónicos y visualizar datos de movimiento que son procesados en la nube. OpenCap predice con precisión medidas dinámicas, como activaciones musculares, cargas articulares y momentos articulares que se usan para evaluar la eficacia de intervenciones, analiza las diferencias de movimientos entre grupos e informa decisiones de rehabilitación.

4.4.3 MOTRICITY INDEX (MI)

La prueba de índice de motricidad (MI, por sus siglas en inglés) otorga una medida rápida del deterioro motor de las extremidades superiores e inferiores del cuerpo. El puntaje que proporciona MI es una escala derivada de las calificaciones del Consejo de Investigación Médica (MRC) o de Oxford; estos puntajes permiten tener en cuenta la cantidad de recuperación representada por el cambio de una calificación a otra. En esta prueba se examinan cuatro movimientos de los miembros superiores e inferiores: flexión de codos, flexión de cadera, extensión de rodilla y dorsiflexión de tobillo con el paciente de pie.

Para esta investigación, se utilizó el estudio de Collen et al, (1990) ya que se centra solo en las extremidades inferiores y habla sobre los puntajes de fuerza muscular de las extremidades inferiores.

La tabla de directrices para las extremidades inferiores indica cómo debe estar posicionado el paciente durante la evaluación y como se deben utilizar los grados de la escala del Consejo de Investigación Médica para poder asignar puntuaciones a cada movimiento evaluado. Con estas puntuaciones se calcula el índice de motricidad total para las extremidades inferiores del paciente. En la imagen 2 se puede observar cómo funciona la tabla de directrices de MI.

<i>MRC</i>	<i>MI</i>	<i>Definition</i>
0	0	No movement
1	9	Palpable contraction in muscle, but no movement
2	14	Movement seen, but not full range/not against gravity
3	19	Movement; full range against gravity, not against resistance
4	25	Movement against resistance, but weaker than other side
5	33	Normal power

Ilustración 2- Directrices de MI

Fuente: Collen et al, (1990)

4.5 MATERIALES

En la siguiente sección, se describen los materiales que se utilizaron para el desarrollo del proyecto de investigación.

4.5.1 CÁMARAS IOS

Al momento de capturar los videos en OpenCap, es esencial utilizar el sistema operativo iOS. El programa es compatible con la grabación de videos en iPods, iPhones y iPads siempre que cuenten con el software actualizado. Para apoyar las cámaras de los celulares es necesario tener dos o más trípodes.

En este proyecto de investigación, se utilizó la cámara de un teléfono inteligente modelo iPhone 13 y la cámara de un iPad Air 3rd generation, teniendo las características que pide el programa de OpenCap siendo así una herramienta esencial y versátil para capturar el movimiento de los pacientes con una buena calidad.

4.5.2 MANILLAS DE PESO

Se utilizan para agregar peso a los individuos en la realización de la prueba de motricidad para poder medir la fuerza y la capacidad funcional de los músculos y las articulaciones en situaciones específicas; otorgando así un mayor desafío muscular y la detección de deficiencias o limitaciones específicas. Las manillas de peso que fueron utilizadas para este estudio fueron de 1 libra.

4.6 POBLACIÓN Y MUESTRA

Se empleó el método de muestreo por conveniencia para la muestra definida. Los participantes fueron seleccionados de manera no aleatoria, considerando la disponibilidad y accesibilidad de los mismos. Este enfoque facilitó la participación de individuos disponibles y dispuestos a colaborar en el estudio, lo cual fue práctico debido a las características específicas de la población objetivo.

Debido a la dificultad para encontrar pacientes con ictus que cumplieran con los requisitos y estuvieran disponibles para el estudio, todos los participantes caracterizados resultaron ser hombres. Dado que el único paciente disponible que cumplía con todos los criterios era del sexo masculino, se optó por incluir participantes sanos masculinos para asegurar la consistencia en la muestra.

Se seleccionó a un paciente (n=1) que se encontraba en proceso de rehabilitación neurológica debido a un accidente cerebrovascular isquémico en el Hospital Mario Catarino Rivas, en San Pedro Sula, Honduras. Este paciente presenta antecedentes de epilepsia e ictus previo, lo que ha afectado el hemisferio izquierdo de su cerebro y ha generado dificultades para el movimiento de la parte derecha de sus extremidades.

Para las personas sanas o pacientes en buen estado de salud, se seleccionó de manera aleatoria a tres (n=3) individuos del sexo masculino para obtener una mejor consistencia en los resultados, evitando así la variabilidad potencial por diferencias de género. Asimismo, estando dentro del mismo rango de edad y sin ningún problema de salud aparente; esto con el fin de poder capturar el movimiento de cada uno. Se llevó a cabo con el propósito de obtener la cinemática normal de una persona sana en la prueba de MI. Se recopilaron los datos de la prueba de MI de cada una de las tres personas y se normalizaron los datos para que estuviesen en una escala común; seguidamente se hizo el análisis y la comparativa de los datos

identificando patrones comunes y diferencias entre cada una de las personas; así finalizando con la validación del modelo.

Al momento de centrarse en pacientes en rehabilitación neurológica por ictus, se basó en la necesidad de examinar detalladamente el movimiento humano y la cinemática en el contexto de las terapias neurológicas; con el propósito de obtener un análisis específico.

4.7 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

En el proyecto de investigación, se llevó a cabo inicialmente una exhaustiva revisión de la literatura en diversas bases de datos. Esto con el propósito de recopilar información sobre las técnicas y proyectos que hacen uso de los programas OpenSim y OpenCap, así como la captura de los videos y el análisis cinemático de los pacientes. Este enfoque permitió reconocer la precisión de los datos y resultados que se extrajeron en cada uno de los estudios revisados. Los hallazgos que se obtuvieron proporcionan una amplia comprensión de las aplicaciones de OpenSim y OpenCap, asimismo sirven como una referencia valiosa para futuras investigaciones más detalladas en el área de la biomecánica de rehabilitación.

En el tipo de investigación transversal y exploratoria, se buscó profundizar en la comprensión del comportamiento biomecánico de personas que están sometidas a un proceso de rehabilitación neurológica debido a un accidente cerebrovascular isquémico. El propósito principal fue llevar a cabo un análisis detallado de las variables dinámicas involucradas en la evaluación del movimiento durante la prueba de índice de motricidad de los pacientes y de los sujetos sanos. Este tipo de análisis fue esencial para poder comprender las demandas físicas y posibles ajustes terapéuticos necesarios para pacientes con ictus, incluyendo así la determinación del momento óptimo para las sesiones de terapia y la proyección de mejoras en su salud a futuro.

Los resultados de esta investigación pueden contribuir al diseño de programas biomecánicos más eficientes y seguros al analizar la cinemática de las personas. Al comprender a fondo como se ven afectados los pacientes sometidos a una rehabilitación neurológica durante la marcha, así se pueden implementar practicas más precisas y personalizadas. Este conocimiento puede contribuir a mejorar el proceso de rehabilitación y a realizar predicciones más informadas sobre el progreso de la salud de los pacientes con el tiempo.

Antes de realizar el estudio, se llevó a cabo una reunión con el Dr. José Ricardo Bulnes, médico físico y rehabilitador, en el Hospital Nacional Mario Catarino Rivas (San Pedro Sula, Honduras). La persona seleccionada para participar en el estudio fue un paciente que asiste al hospital. Este paciente sufrió un accidente cerebrovascular isquémico previo y epilepsia que a menudo experimenta complicaciones en la función motriz de su cuerpo, particularmente en la parte derecha de sus extremidades. Se recopilaron sus datos y se le proporcionó una carta de consentimiento, la cual firmó para estar conscientes del procedimiento al que serían sometidos. Con la selección del paciente se procedió a la siguiente etapa del estudio.

Para la recopilación de datos, se calibraron las cámaras de los teléfonos inteligentes (iPhone 13 y iPad Air 3rd generation) con la plataforma OpenCap. La recolección de variables antropométricas es fundamental para el desarrollo de esta investigación debido a su relevancia en el análisis exhaustivo del desempeño en el tipo de terapia de rehabilitación MI. En la ilustración 3, se observa el programa de OpenCap al momento de colocar las variables antropométricas del paciente.

The screenshot shows the OpenCap application interface for creating a new subject. The interface is dark-themed and features the OpenCap logo in the top left. The main content is organized into two columns. The left column contains a 'Session Info' section with a 'Subject' field (including a 'New subject' button) and a 'Session Name (optional)' field, followed by a 'Data sharing agreement' section with a checkbox and explanatory text, and a 'BACK' button at the bottom. The right column, titled 'Create new subject', contains several input fields: 'Name', 'Weight (kg)', 'Height (m)', 'Birth year (yyyy)', 'Sex assigned at birth (Optional)', 'Gender (Optional)', and 'Characteristics (Optional)'. A vertical scrollbar is visible on the right side of the form.

Ilustración 3- Variables Antropométricas

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Una vez calibradas las cámaras, se solicitó a los individuos hacer la pose de prueba para que el programa capturara el cuerpo de la persona y así escalar el modelo musculoso-

esquelético de acuerdo con los parámetros fisiológicos de los participantes. Esto incluye capturar la postura neutral adoptada por los sujetos, lo que facilitará al algoritmo del programa distinguir los brazos. Además, se presupone que la cadera, las rodillas y la espalda se encuentran completamente rectas, sin ninguna flexión en el cuerpo.

Cuando ya ha cargado el programa; se procedió a la captura del movimiento de los tres sujetos al momento de realizar cada uno de los ejercicios de la prueba de MI. Se realizaron las pruebas primero con el lado derecho de las extremidades inferiores y luego con el lado izquierdo. Al momento de terminar cada uno de los ejercicios, se realizó nuevamente la prueba de MI con unas manillas de peso de 1 libra en cada extremidad para observar si hubo algún cambio en el movimiento. Posteriormente descargar los datos de los videos e información necesaria en formato zip. Cuando estos datos fueron descargados en un archivo WinRAR, se abre el software OpenSim (versión 4.4) en donde se cargó el modelo musculo-esquelético en 3D que se descargó anteriormente y procede a cargar el movimiento que ha realizado el sujeto, en este caso la prueba de MI.

Una vez visualizado el modelado musculo-esquelético en 3D con su respectivo movimiento; se pudo hacer el análisis cinemático creando los gráficos desde el "plotter", en donde se coloca en el "Eje Y" los ángulos de flexión de rodillas, codos, caderas, tobillos; y en el "Eje X" el tiempo en segundos que se tardó en realizar el movimiento. Cada participante tuvo un periodo de tiempo de 10 segundos para realizar cada ejercicio. Se puede visualizar el tiempo de ejecución del ejercicio y que tanto esfuerzo hizo el individuo al momento de realizar la prueba de MI.

Dentro de los gráficos, se puede observar el punto máximo de flexión de codos, caderas y tobillos; siendo este el dato que será utilizado para hacer la comparativa de los participantes sanos y el paciente con ictus.

4.8 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

En la evaluación de la cinemática en pacientes que se encuentran en un proceso de terapia de rehabilitación neurológica, es esencial realizar una fase de validación de los datos recopilados. Este proceso de validación tiene como propósito verificar la exactitud de la información obtenida durante esta investigación. La validación de datos es un paso crucial para asegurar que los resultados obtenidos sean precisos; implicando la revisión de los

métodos de recolección de datos. Para garantizar esta fiabilidad, se hizo el análisis de convergencia para poder afirmar la fiabilidad de los resultados en los análisis numéricos representados en los gráficos cinemáticos generados por OpenSim.

El análisis biomecánico proporciona una comprensión cuantitativa y cualitativa del funcionamiento del movimiento del cuerpo humano. Este enfoque tiene como objetivo mejorar las terapias de las personas en rehabilitación, ayudándolas a lograr un desempeño más efectivo. También contribuye a la personalización de las terapias, permitiendo un enfoque más preciso. Además, se busca anticipar y prever mejoras en la salud futura de los pacientes bajo rehabilitación.

4.9 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Actividades	Semana 1				Semana 2				Semana 3				Semana 4				Semana 5			
	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J
Revisión de artículos científicos en base a análisis cinemático utilizando OpenSim.	■	■	■	■																
Aprendizaje y manejo del software OpenSim y pruebas de videos.				■	■	■	■	■												
Realización de pruebas y tomas de video a personas sanas en la universidad.									■	■	■	■								
Pruebas y tomas de video a los pacientes en la clínica NEPSA													■	■	■					
Procesamiento de videos al software OpenSim																		■	■	■
	Semana 6				Semana 7				Semana 8				Semana 9				Semana 10			
	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J	L	M	M	J
Procesamiento de videos al software OpenSim	■	■	■																	
Análisis y ajustes de los gráficos cinemáticos de los pacientes.					■	■	■	■												
Comparación de los gráficos de pacientes y personas sanas.									■	■	■	■								
Análisis y resultados de la comparación de los gráficos cinemáticos de pacientes y personas sanas.													■	■	■	■				

V. RESULTADOS

En esta sección se presentan las respuestas a las incógnitas de investigación planteadas, mediante las cuales se evaluó la viabilidad del proyecto y se discutió los hallazgos en relación con la literatura existente. Además, se llevó a cabo el análisis e interpretación de los datos obtenidos a través de las pruebas realizadas.

5.1 DATOS RECOPIADOS DURANTE LAS PRUEBAS

Debido a la dificultad que se presentó al encontrar un paciente que cumpliera con los requisitos y que estuviese dispuesto a realizar el estudio, todos los participantes resultaron ser del sexo masculino; debido a que el único paciente disponible era hombre para así asegurar la consistencia en la muestra.

Se garantizó un rendimiento óptimo de cada sujeto al obtener todas las variables antropométricas fundamentales necesarias para llevar a cabo la prueba de MI. La Tabla 4 proporciona una exposición detallada de los valores numéricos obtenidos de los sujetos del sexo masculino incluidos en este estudio.

Tabla 3- Datos Recopilados Antropométricos

Sujeto	Peso (kg)	Altura (m)	Edad	Genero
Sujeto 1	75.29 kg	1.74 m	22	Masculino
Sujeto 2	99.79 kg	1.82 m	22	Masculino
Sujeto 3	74.84 kg	1.76 m	21	Masculino

Fuente: (Elaboración Propia, 2024)

Es crucial incorporar estas variables en la recopilación de datos, ya que permitirán al programa escalar el modelo musculo-esquelético. Esto incluye capturar la postura neutral adoptada por los sujetos, lo que facilitará al algoritmo del programa distinguir los brazos. Además, se presupone que la cadera, las rodillas y la espalda se encuentran completamente rectas, sin ninguna flexión en el cuerpo. La ilustración 3 muestra a los individuos adoptando la postura neutral.



Ilustración 4- Pose Neutral

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Después de obtener la pose neutral, se llevó a cabo la prueba de MI en cada uno de los sujetos, evaluando las extremidades inferiores, primero en el lado derecho y luego en el lado izquierdo. Se grabaron videos para cada ejercicio y se añadieron a la plataforma de OpenCap. La imagen 5 muestra una captura del video junto con el modelado musculoesquelético realizando uno de los ejercicios de la prueba de MI.

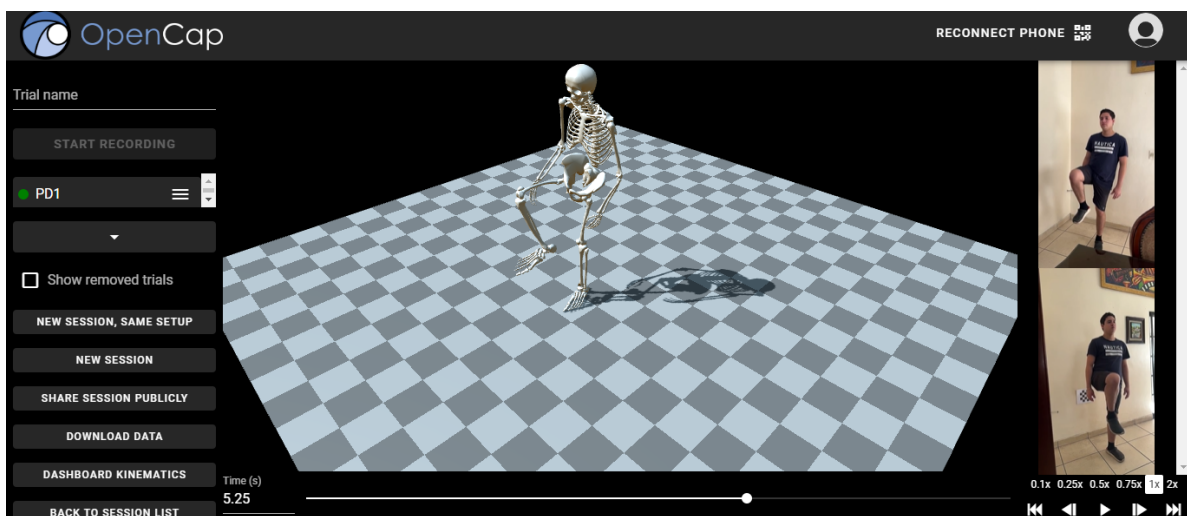


Ilustración 5- Ejercicio de MI en OpenCap

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Después de capturar los videos de los 3 sujetos realizando cada ejercicio de la prueba de MI en OpenCap, se descargó la información en formato zip para poder transferir todos los videos junto con su correspondiente modelado y cinemática a OpenSim.

Seguidamente, en la tabla 4 se encuentran los datos recopilados de las variables antropométricas del paciente con ictus evaluado en el estudio:

Tabla 4-Datos Recopilados Antropométricos (Paciente)

Sujeto	Peso (kg)	Altura (m)	Edad	Genero
Paciente 1	63.46	1.72	28	Masculino

Fuente: (Elaboración Propia, 2024)

5.1.2 MODELADO MUSCULO-ESQUELÉTICO OPENSIM

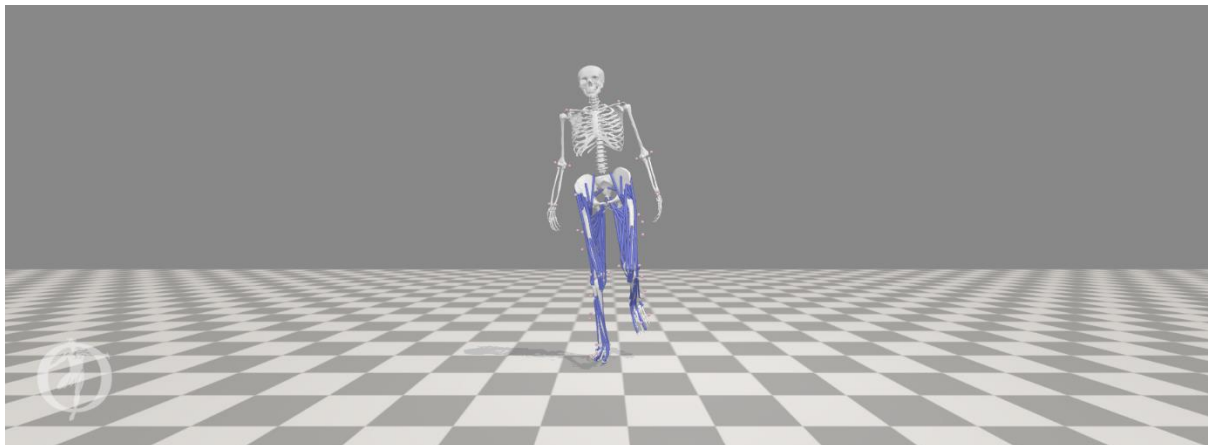


Ilustración 6- Ejercicio Pierna Derecha

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Cada participante sano completó satisfactoriamente todos los ejercicios de la prueba de MI, y los gráficos resultantes mostraron una gran similitud entre sí. En el primer ejercicio, mostrándose en la imagen 6; consistió en la realización de la prueba con la pierna derecha sin pesas. Los participantes no experimentaron dificultades significativas.

Durante la ejecución de cada movimiento, se generó un gráfico detallado para determinar el punto máximo de flexión de la rodilla, la cadera y el tobillo. En el eje Y, se añadieron datos adicionales para distinguir claramente la extremidad evaluada y diferenciar entre el lado derecho e izquierdo de cada sujeto. Mientras tanto, el eje X se empleó para registrar el tiempo de ejecución del ejercicio de MI.

Resultó evidente que los gráficos de todos los sujetos presentaban una notable similitud. Este fenómeno se atribuyó al hecho de que cada ejercicio se llevó a cabo dentro de un lapso de 10 segundos, lo que contribuyó a la uniformidad en la duración de la actividad. Además, la consistencia en las variables antropométricas de los participantes también pudo haber influido en la semejanza observada en los resultados.

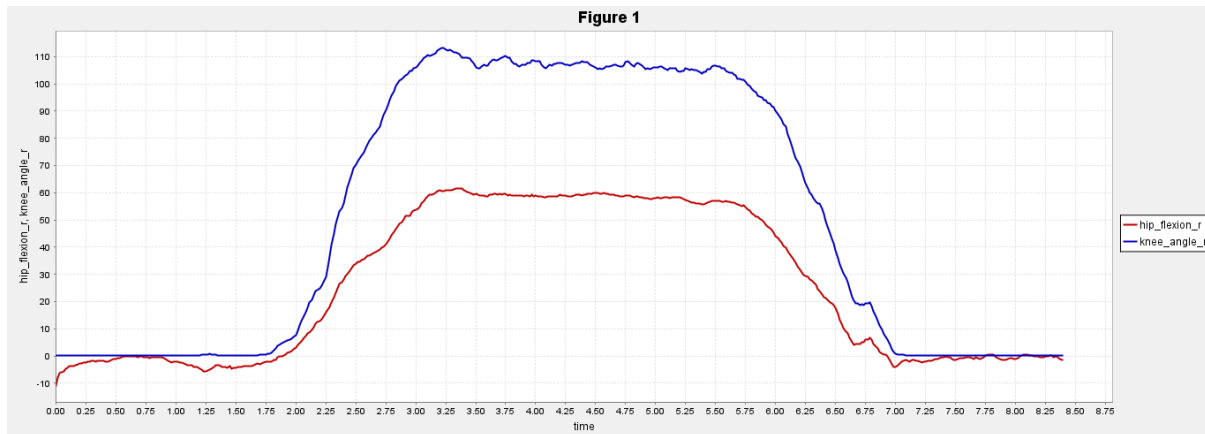


Ilustración 7- Gráfico de ángulos pierna derecha en el tiempo

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Al evaluar a cada individuo, se pudo observar que, durante el primer ejercicio, dos de los tres participantes demostraron una amplitud de movimiento de flexión de rodilla que oscilaba entre los 110 y 120 grados. En la figura 7 se puede notar la diferencia de flexión de rodilla de cada uno de los sujetos.

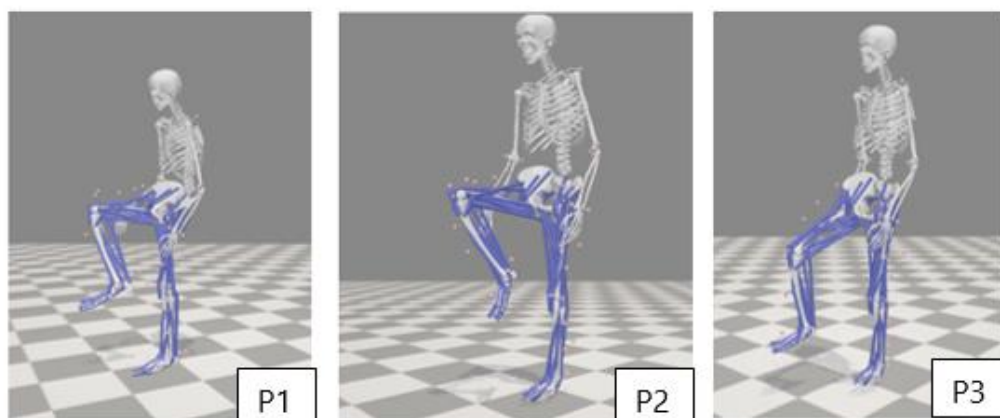


Ilustración 8- Diferencia de flexión de rodilla derecha por sujeto

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Se realizaron las pruebas con las manillas de peso de 1 libra en cada uno de los participantes. Se colocaron las manillas de peso en los tobillos de los sujetos para visualizar algún cambio significativo en su movimiento. En la figura 8 se puede observar el ejercicio de extensión total de la pierna izquierda de cada individuo.

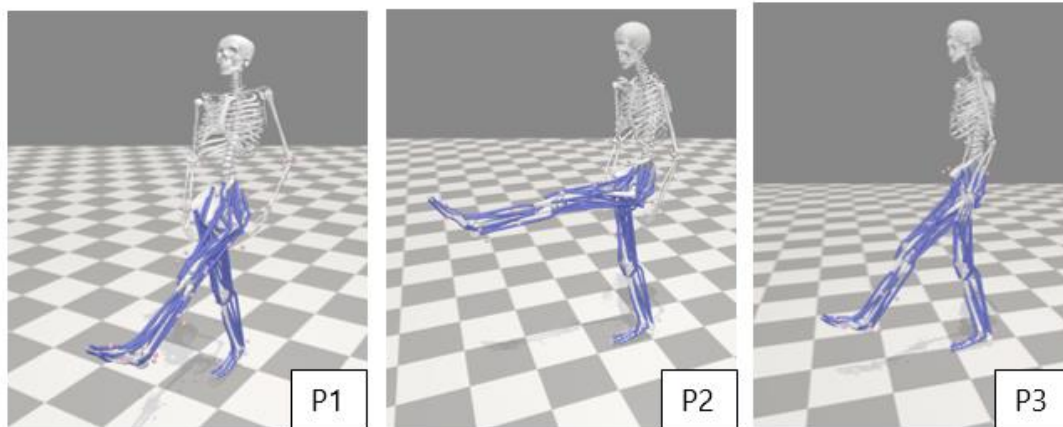


Ilustración 9- Diferencia de extensión de rodilla izquierda por sujeto

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Las manillas de peso de 1 libra causaron cambios apenas perceptibles en cada uno de los sujetos sanos, lo cual era de esperarse dada su ligereza. Durante la realización del ejercicio, todos los participantes experimentaron la presión ejercida por las pesas.

En la tabla 5 y 6 se especifica más detalladamente los datos obtenidos de cada uno de los participantes con cada ejercicio realizado con y sin manillas de peso.

Tabla 5-Datos de las Variables Cinemáticas

Ejercicio	Sujeto	Tiempo (s)	Flexión/Extensión Rodillas (grados °)	Flexión de Caderas (grados °)	Flexión Tobillos (grados °)	Velocidad (m/s)
Flexión	1	8.25	113.4	61.09	-	3.53
Rodilla	2	9.8	121.27	77.46	-	3.57
Derecha	3	8.90	94.82	68.48	-	2.82
Flexión	1	10	110.25	72.37	-	3.41
Rodilla	2	10	106.79	73.37	-	3.38
Izquierda	3	10	106.16	69.78	-	3.32

Continuación Tabla 5

Ejercicio	Sujeto	Tiempo (s)	Flexión/Extensión Rodillas (grados °)	Flexión de Caderas (grados °)	Flexión Tobillos (grados °)	Velocidad (m/s)
Extensión	1	8	0.072	32.51	-	0.01
Rodilla	2	10	33.49	60.38	-	4.9
Derecha	3	10	13.69	64.09	-	0.85
Extensión	1	10	0.07	41.03	-	0.01
Rodilla	2	9.5	0.288	89.27	-	2.5
Izquierda	3	9.8	13.69	64.09	-	0.76
Flexión	1	10	-	-	8.62	1.51
Tobillo	2	10	-	-	12.2	0.67
Derecho	3	10	-	-	20	0.82
Flexión	1	9.40	-	-	11.8	1.18
Tobillo	2	10	-	-	30.35	1.53
Izquierdo	3	9	-	-	18.71	2.07

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Tabla 6- Datos de las Variables Cinemáticas con Manillas de Peso

Ejercicio	Sujeto	Tiempo (s)	Flexión/Extensión Rodilla (grados °)	Flexión de Caderas (grados °)	Flexión Tobillos (grados °)	Velocidad (m/s)
Flexión	1	9.7	109.79	81.21	-	2.61
Rodilla	2	10.5	111.36	84.71	-	2.98
Derecha	3	9	113.99	83.11	-	3.52
Flexión	1	10	98.73	78.40	-	2.38
Rodilla	2	10	105.04	76.99	-	3.35
Izquierda	3	10	111.43	82.31	-	2.70
Extensión	1	10	4.54	43.20	-	0.28
Rodilla	2	9.8	4.22	62.44	-	2.17
Derecha	3	10	10.37	68.62	-	1.12
Extensión	1	10	2.43	45.96	-	0.75
Rodilla	2	9.7	1.54	60.28	-	2.10
Izquierda	3	9	11.28	62.20	-	2.66
Flexión	1	10	-	-	8.15	1.85
Tobillo	2	10	-	-	13.51	1.76
Derecho	3	10.5	-	-	16.17	1.93
Flexión	1	10	-	-	6.60	0.01
Tobillo	2	9.75	-	-	1.31	1.40
Izquierdo	3	10	-	-	10.77	0.90

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En la tabla 7 y 8 se muestran detalladamente los datos obtenidos del paciente con ictus al momento de realizar la prueba de MI con y sin manillas de peso.

Tabla 7-Datos de las Variables Cinemáticas de Paciente

Ejercicio	Sujeto	Tiempo (s)	Flexión/Extensión Rodillas (grados °)	Flexión de Caderas (grados °)	Flexión Tobillos (grados °)	Velocidad (m/s)
Flexión						
Rodilla	Px1	8.5	59.60	1.11	-	1.36
Derecha						
Flexión						
Rodilla	Px1	10.5	91.63	36.68	-	1.15
Izquierda						
Extensión						
Rodilla	Px1	11	19.04	7.25	-	1.52
Derecha						
Extensión						
Rodilla	Px1	10	6.81	40.96	-	1.91
Izquierda						
Flexión						
Tobillo	Px1	11	-	-	19.38	1.49
Derecho						
Flexión						
Tobillo	Px1	9.75	-	-	14.37	2.10
Izquierdo						

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Tabla 8-Datos de las Variables Cinemáticas de Paciente con Ictus con Manillas de Peso

Ejercicio	Sujeto	Tiempo (s)	Flexión/Extensión Rodillas (grados °)	Flexión de Caderas (grados °)	Flexión Tobillos (grados °)	Velocidad (m/s)
Flexión						
Rodilla	Px1	9.5	69.62	2.87	-	2.26
Derecha						
Flexión						
Rodilla	Px1	8.70	89.16	35.95	-	1.62
Izquierda						
Extensión						
Rodilla	Px1	11	10.95	24.88	-	2.28
Derecha						
Extensión						
Rodilla	Px1	10.5	20.05	46.97	-	1.50
Izquierda						
Flexión						
Tobillo	Px1	10	-	-	13.83	1.39
Derecho						
Flexión						
Tobillo	Px1	9.50	-	-	18.31	1.48
Izquierdo						

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Con el análisis de estos datos, se ilustra un examen detallado en las imágenes 10-13. El gráfico de barras subsiguiente en donde presenta los ángulos característicos de la flexión y extensión de las rodillas, la flexión de la cadera y la flexión de los tobillos derechos e izquierdos, representando los puntos máximos de flexión y extensión de las extremidades sujetas a evaluación. Esto proporciona una representación visual de las variaciones angulares entre cada participante del estudio. Se destacan similitudes en la ejecución biomecánica, lo que, al mismo tiempo, enriquece la evaluación de la prueba de MI mediante una dimensión gráfica.

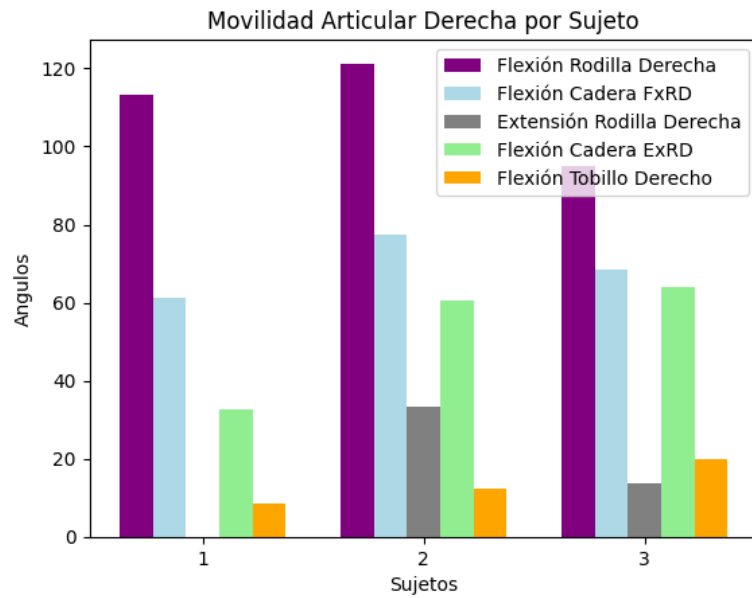


Ilustración 10- Grafico de movilidad articular derecha por sujeto

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

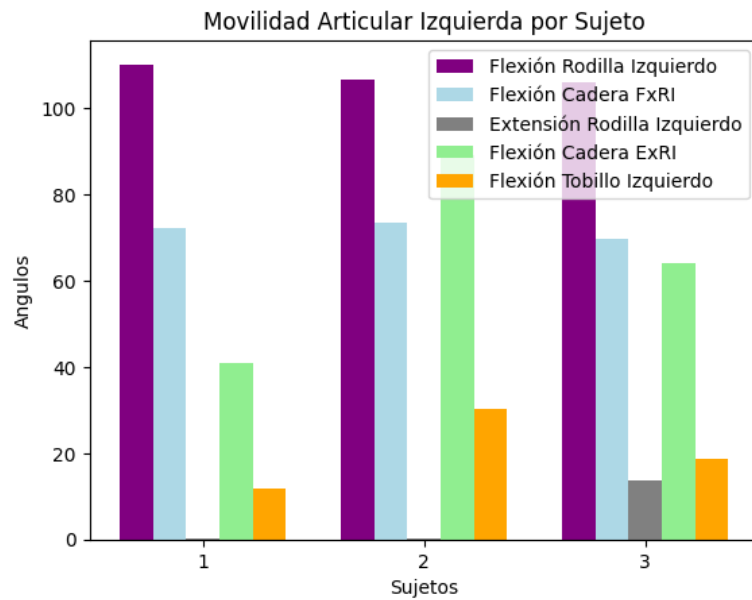


Ilustración 11- Grafico de movilidad articular izquierdo por sujeto

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

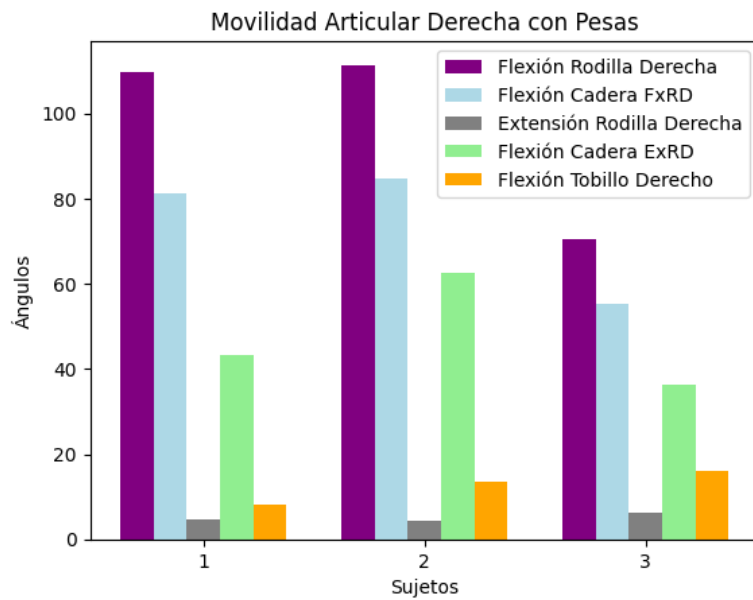


Ilustración 12- Grafico de movilidad articular derecha con pesas por sujeto

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

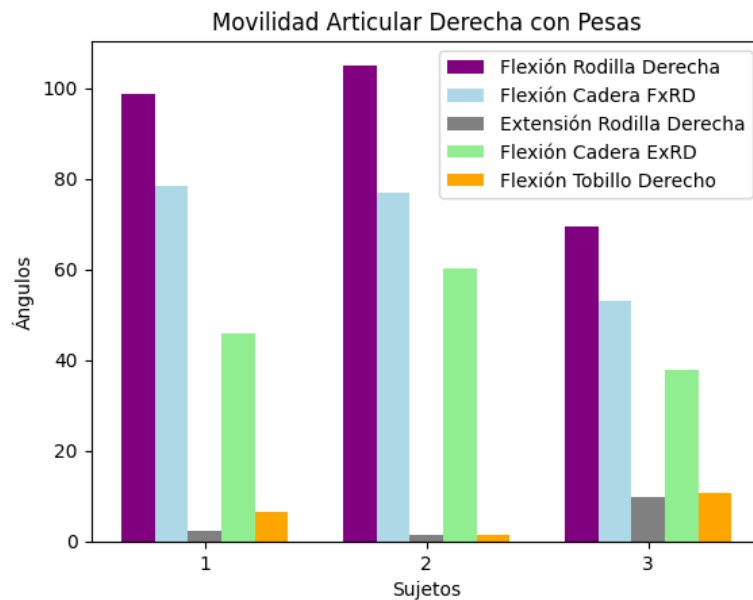
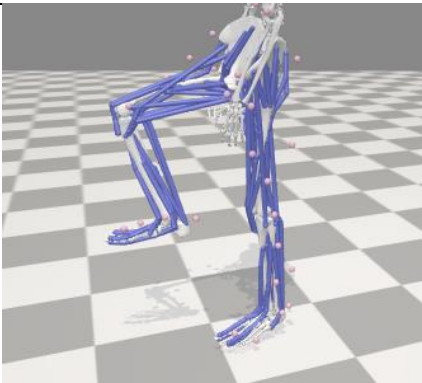
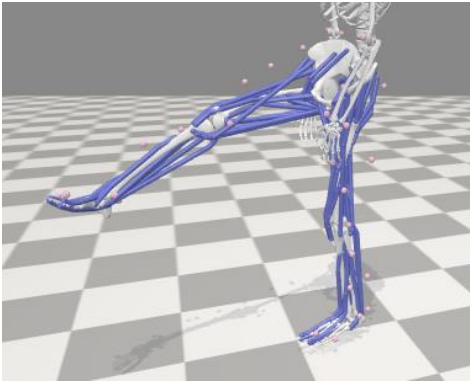
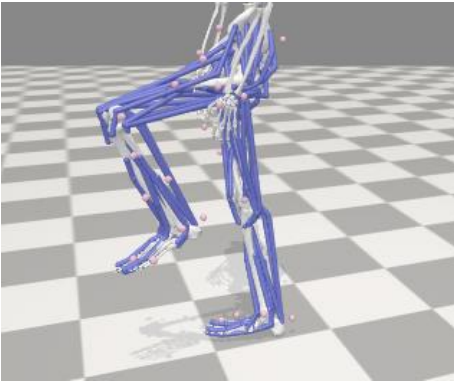
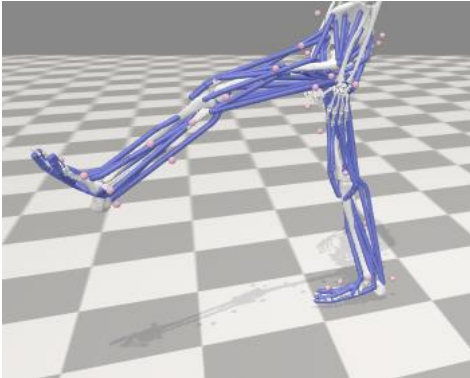


Ilustración 13- Grafico de movilidad articular izquierda con pesas por sujeto

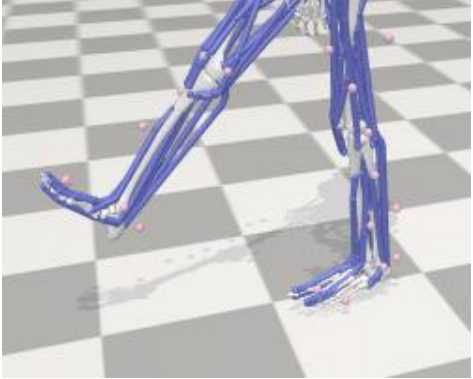
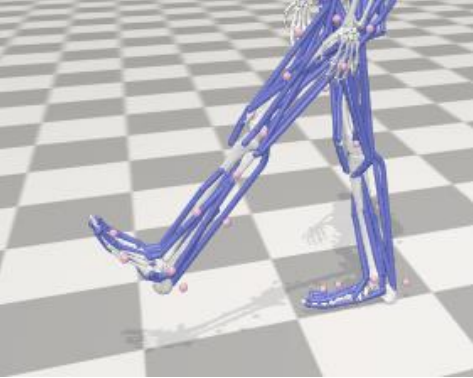
Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En la siguiente tabla 9 se refleja cada una de las variables analizadas en cada fase de la prueba de índice de motricidad, ilustrando así cada uno de los puntos en donde se obtienen los parámetros.

Tabla 9- Variables Analizadas

Ejercicio Realizado	Fase de Ejecución	Variable	Punto de Análisis	Descripción
MI Ejercicio 1 Pierna Derecha	Fase de Flexión	Flexión de ángulo articular de 90° (grados)		Angulo de flexión de la rodilla del participante-paciente en el primer ejercicio de la prueba de índice de motricidad.
MI Ejercicio 2 Pierna Derecha	Fase de Extensión	Flexión de ángulo articular de 0° (grados)		Angulo de extensión de la rodilla del participante-paciente en el segundo ejercicio de la prueba de índice de motricidad.
MI Ejercicio 1 Pierna Izquierda	Fase de Flexión	Flexión de ángulo articular de 90° (grados)		Angulo de flexión de la rodilla del participante-paciente en el primer ejercicio de la prueba de índice de motricidad.
MI Ejercicio 2 Pierna Izquierda	Fase de Extensión	Flexión de ángulo articular de 0° (grados)		Angulo de extensión de la rodilla del participante-paciente en el segundo ejercicio de la prueba de índice de motricidad.

Continuación Tabla 9

Ejercicio Realizado	Fase de Ejecución	Variable	Punto de Análisis	Descripción
MI Ejercicio 3 Tobillo Derecho	Fase de Flexión	Flexión de ángulo articular de 30° (grados)		Angulo de flexión del tobillo del participante-paciente en el tercer ejercicio de la prueba de índice de motricidad.
MI Ejercicio 3 Tobillo Izquierdo	Fase de Flexión	Flexión de ángulo articular de 30° (grados)		Angulo de flexión del tobillo del participante-paciente en el tercer ejercicio de la prueba de índice de motricidad.

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

5.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En esta sección, se lleva a cabo un análisis estadístico-descriptivo utilizando los datos recopilados durante el estudio. Los resultados se interpretaron para realizar una evaluación objetiva de la información obtenida. Se utilizaron procedimientos estadísticos mediante el software Excel para exponer y analizar los datos relacionados con las variables del estudio de rehabilitación neurológica utilizando la prueba de MI.

5.2.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

A continuación, se presenta un análisis descriptivo exhaustivo de cada variable, ofreciendo una visión detallada de los valores asociados con cada aspecto estudiado. Este análisis es crucial para comprender la tendencia central, la variabilidad y la dispersión de los datos, proporcionando una comprensión completa de la distribución de los datos. Además, la estadística descriptiva permite identificar posibles patrones o valores atípicos en los conjuntos de datos, lo que contribuye a una interpretación más sólida y fundamentada de los resultados

de la investigación. La Tabla 10 muestra la estadística descriptiva relacionada con las variables antropométricas.

Tabla 10 - Estadística Variables Antropométricas

	Peso (kg)	Altura (m)
Media	83.30	1.77
Error Típico	8.24	0.024
Desviación Estándar	14.27	0.04
Varianza de la Muestra	203.82	0.001

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Al momento de comprender los valores en la tabla 6; se observa que el peso promedio es de 86.18 kg que brinda una idea general del peso medio de los participantes en el estudio. La desviación estándar de 7.20 kg indica la dispersión de los datos en torno al peso promedio.

La media de la altura o estatura de los individuos es de 1.83 metros, lo que indica la estatura promedio y ofrece una medida central de las alturas en la muestra, mientras que la desviación estándar de 0.100 metros indica la dispersión de los datos en torno a esta media. Con estos valores, se comprende la consistencia de los datos y la distribución de las alturas en la muestra estudiada.

Asimismo, se realizó el análisis estadístico de las variables cinemáticas relacionadas con la ejecución de la prueba de índice de motricidad en los participantes sanos sin las manillas de peso, presentando los resultados en la tabla 11. Esto facilitó una evaluación detallada de los datos recopilados.

Tabla 11- Estadística Variables Cinemáticas

Variable	Media	Error Típico	Desviación Estándar	Varianza de la Muestra
Tiempo (s)	9.59	0.15	0.63	0.40
Flexión de Rodilla Derecha (grados °)	109.83	7.84	13.58	184.45
Flexión de Rodilla Izquierda (grados °)	107.73	1.27	2.20	4.84

Continuación Tabla 11

Variable	Media	Error Típico	Desviación Estándar	Varianza de la Muestra
Extensión de Rodilla Derecha (grados °)	5.75	9.70	10.80	82.37
Extensión de Rodilla Izquierda (grados °)	4.68	4.50	7.80	60.86
Flexión de Caderas en flexión rodilla derecha (grados °)	69.01	4.73	8.19	67.20
Flexión de Caderas en flexión rodilla izquierda (grados °)	71.84	1.06	1.85	3.43
Flexión de Caderas en extensión rodilla derecha (grados °)	52.32	9.96	17.26	297.96
Flexión de Caderas en extensión rodilla izquierda (grados °)	64.79	13.93	24.12	582.14
Flexión de Tobillo Derecho (grados °)	17.60	3.35	5.81	33.86
Flexión de Tobillo Izquierdo (grados °)	20.28	5.41	9.37	87.89
Velocidad (m/s)	2.04	0.33	1.43	2.04

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

La tabla 11 proporciona estadísticas descriptivas de las variables cinemáticas de cada individuo sano. Para la variable de tiempo en segundos, la media registrada es de 9.59s con un error típico de 0.15s. El proyecto se llevó a cabo en un periodo de 10s; con los datos obtenidos se observa que estos están dentro del rango de tiempo esperado y los tiempos pueden variar hasta aproximadamente 0.63s en torno a la media de 9.59s.

Seguidamente, el análisis estadístico de las variables cinemáticas relacionadas con la ejecución de la misma prueba de MI, pero con las manillas de peso se presentan a continuación en la tabla 12.

Tabla 12- Estadística Variables Cinemáticas con Manillas de Peso

Variable	Media	Error Típico	Desviación Estándar	Varianza de la Muestra
Tiempo (s)	9.88	0.09	0.38	0.14
Flexión de Rodilla Derecha (grados °)	111.71	1.22	2.12	4.50
Flexión de Rodilla Izquierda (grados °)	105.06	3.66	6.35	40.32
Extensión de Rodilla Derecha (grados °)	6.37	1.99	3.46	11.98
Extensión de Rodilla Izquierda (grados °)	5.08	3.10	5.38	28.99
Flexión de Caderas en flexión rodilla derecha (grados °)	83.01	1.01	1.75	3.07
Flexión de Caderas en flexión rodilla izquierda (grados °)	79.23	1.59	2.75	7.59
Flexión de Caderas en extensión rodilla derecha (grados °)	58.08	7.65	13.25	175.75
Flexión de Caderas en extensión rodilla izquierda (grados °)	56.14	5.12	8.87	78.74
Flexión de Tobillo Derecho (grados °)	12.61	2.35	4.08	16.68

Continuación Tabla 12

Variable	Media	Error Típico	Desviación Estándar	Varianza de la Muestra
Flexión de Tobillo Izquierdo (grados °)	6.22	2.73	4.74	22.47
Velocidad (m/s)	1.91	0.23	1.01	1.02

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

La recopilación y análisis de datos cinemáticos proporciona una visión integral de la movilidad articular en los participantes. Al calcular la media de estos datos, se obtuvo un punto de referencia significativo que refleja el comportamiento promedio de las articulaciones, incluyendo la flexión y extensión de rodillas, así como la flexión de cadera y tobillo tanto en el lado derecho como en el izquierdo.

Este enfoque permitió obtener una comprensión más completa de la funcionalidad articular, ya que considera múltiples variables en conjunto. Al consolidar todos estos datos en uno solo, podemos comparar esta media con las mediciones específicas tomadas en pacientes con accidente cerebrovascular isquémico.

Esta comparación nos brinda información valiosa sobre cómo difiere la movilidad articular promedio de los participantes en comparación con los pacientes con un historial de accidente cerebrovascular isquémico. Además, permitió identificar posibles patrones o discrepancias que podrían ser relevantes en términos de rehabilitación neurológica.

Basado en los resultados derivados del análisis de la estadística descriptiva, se observó que una persona considerada dentro del rango de normalidad puede ejecutar el ejercicio de la prueba de índice de motricidad en aproximadamente 9.59 segundos. Durante esta prueba se registró las mediciones específicas de los ángulos articulares en diversos movimientos.

En el primer ejercicio, que implica la flexión de la rodilla derecha; se obtuvo un ángulo promedio de 110 grados, mientras que en la rodilla izquierda se alcanzó un promedio de 107 grados. En el segundo ejercicio, relacionado con la extensión de las piernas, se registraron

ángulos con un promedio de aproximadamente 5.75 grados en la pierna derecha y 4.68 grados en la pierna izquierda.

Finalmente, en el último ejercicio enfocado en la flexión de los tobillos, se determinó que el ángulo promedio de flexión es de aproximadamente 17.60 grados para el tobillo derecho y de 20.28 grados para el tobillo izquierdo. Estos datos proporcionan una media objetiva de la capacidad motora y la funcionalidad articular de los participantes en la prueba.

5.3 COMPARATIVA

Durante la comparación, se observó que los participantes sanos completaron las pruebas de motricidad sin manillas de peso en un promedio de 9.59 segundos, mientras que el paciente con ictus tardó 10.12 segundos. En el caso de las pruebas con manillas de peso, la media de los participantes fue de 9.88 segundos, lo que representa un cambio significativo. Sin embargo, el paciente con ictus mantuvo un tiempo promedio de 10.12 segundos con las manillas de peso.

La media de la flexión de la rodilla derecha de los participantes fue de 109.83 grados, mientras que la flexión de la rodilla izquierda fue de 107.73 grados. En contraste, el paciente con ictus tiene dificultades para realizar ejercicios con el lado derecho de su cuerpo; mostró una flexión de rodilla derecha de 59.60 grados y una flexión de rodilla izquierda de 91.63 grados. Se observó que el paciente no levantó las piernas de manera correcta, lo cual fue evidente incluso en el modelado musculo-esquelético. En la figura 14 y 15 se puede observar el modelado musculo-esquelético del paciente con ictus de la flexión de rodilla derecha e izquierda.

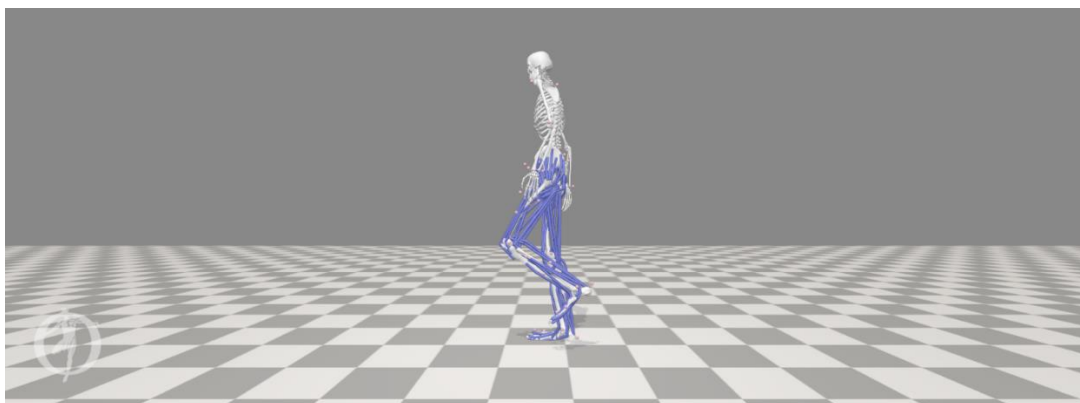


Ilustración 14- Flexión Rodilla Pierna Izquierda paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

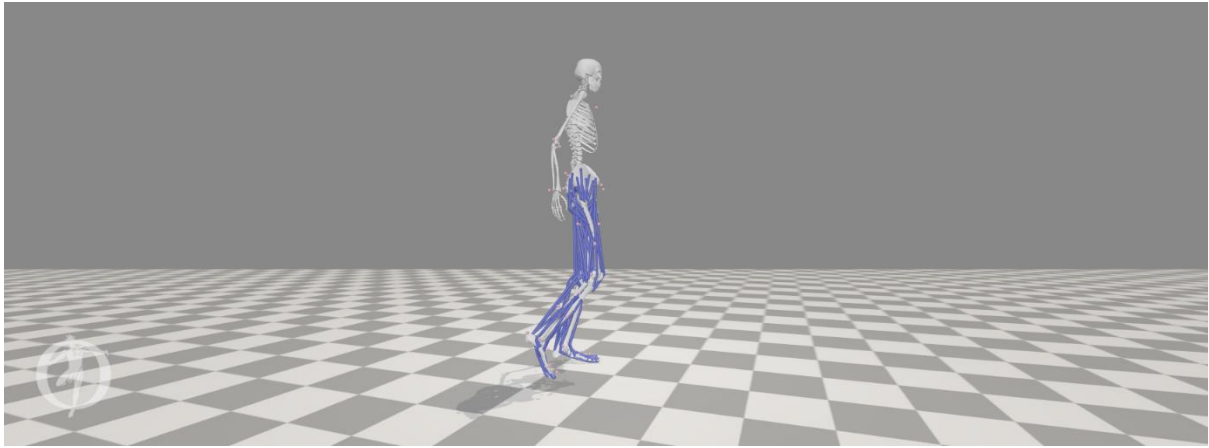


Ilustración 15- Flexión Rodilla Pierna Derecha paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Observando los gráficos de las velocidades de los participantes y el paciente con ictus en cuanto a la flexión de la rodilla de la pierna derecha; la media de los participantes es de 3.33 m/s; y la media del paciente es de 1.25 m/s. A continuación, se muestra un gráfico de la comparativa de la media de los participantes y del paciente de la flexión de rodilla derecha e izquierda.

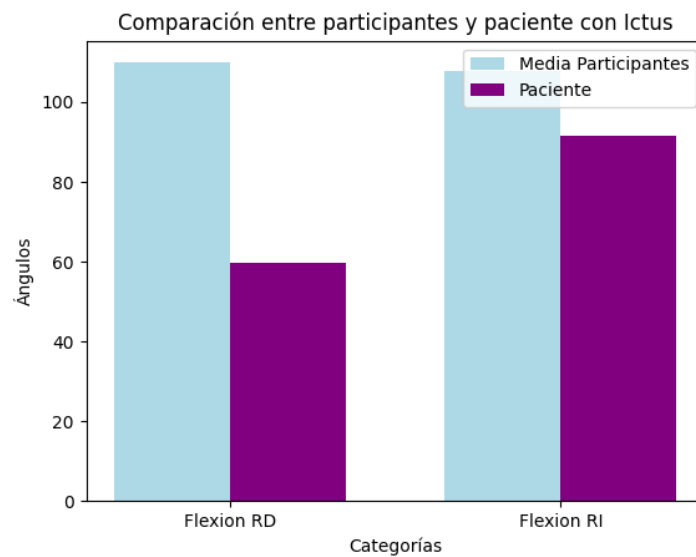


Ilustración 16- Comparativa de flexión rodillas derecha e izquierda

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

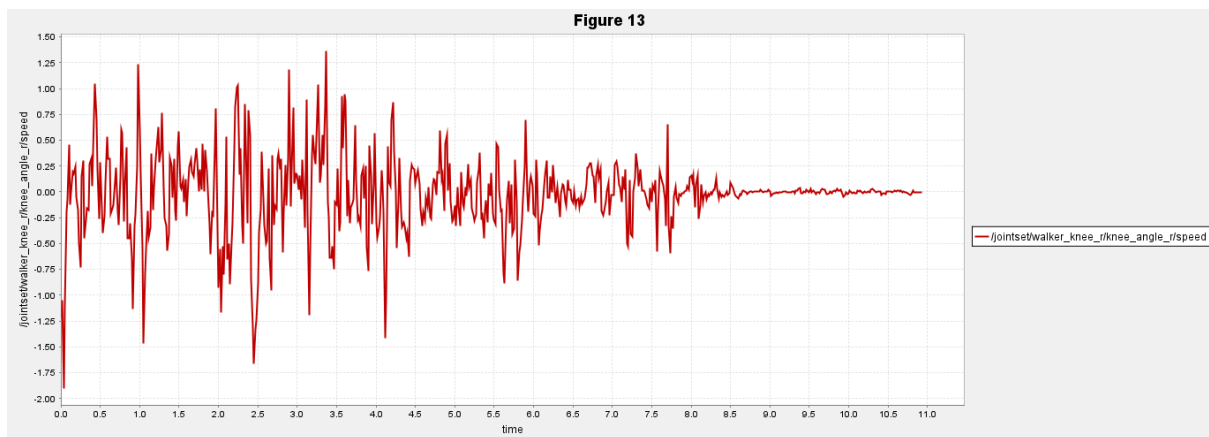


Ilustración 17- Velocidad Flexión Rodilla Pierna Derecha en el Tiempo Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Para una mejor comprensión del gráfico de la ilustración 17, muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de flexión de rodilla en la pierna derecha. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 1.31 m/s.

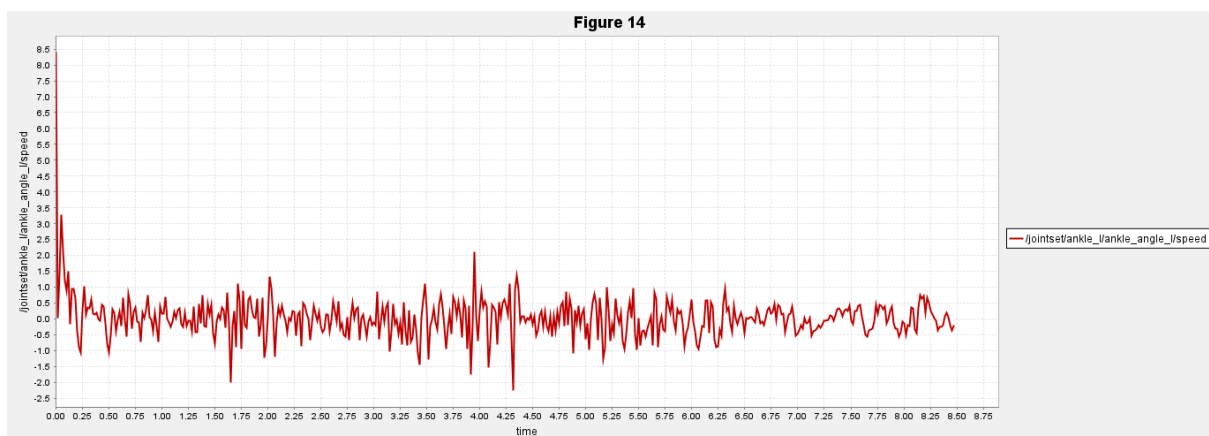


Ilustración 18- Velocidad Flexión Rodilla Pierna Izquierda en el Tiempo Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

El gráfico de la ilustración 18 muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de flexión de rodilla en la pierna izquierda. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 1.15 m/s.

En cuanto a extensión, la media de los participantes de la rodilla derecha es de 5.75 grados, y su rodilla izquierda es de 4.68 grados. En los datos presentados con el paciente, la extensión de la rodilla derecha es de 19.04 grados y de la izquierda es de 6.81 grados. En la figura 19 y 20 se muestra el modelado musculoesquelético del paciente con ictus.

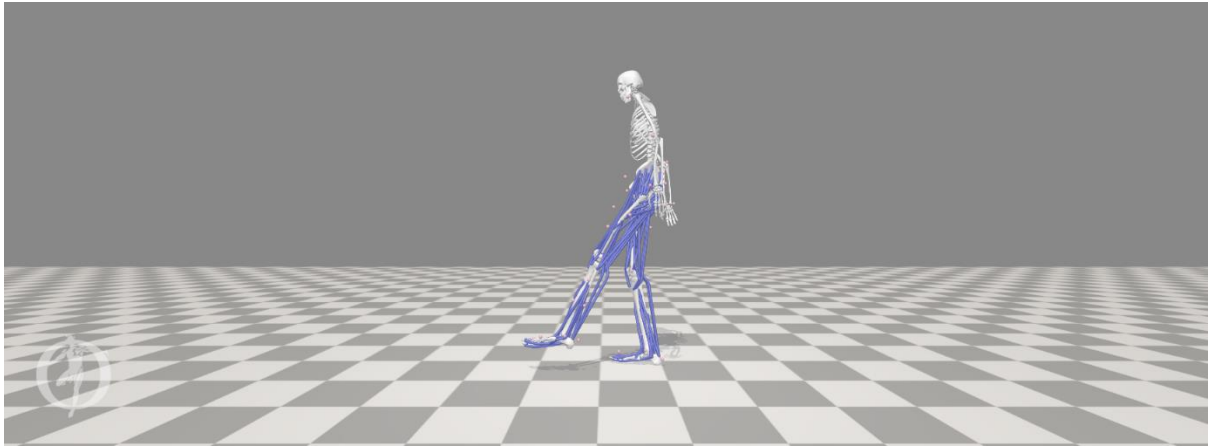


Ilustración 19- Extensión Pierna Izquierda Paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

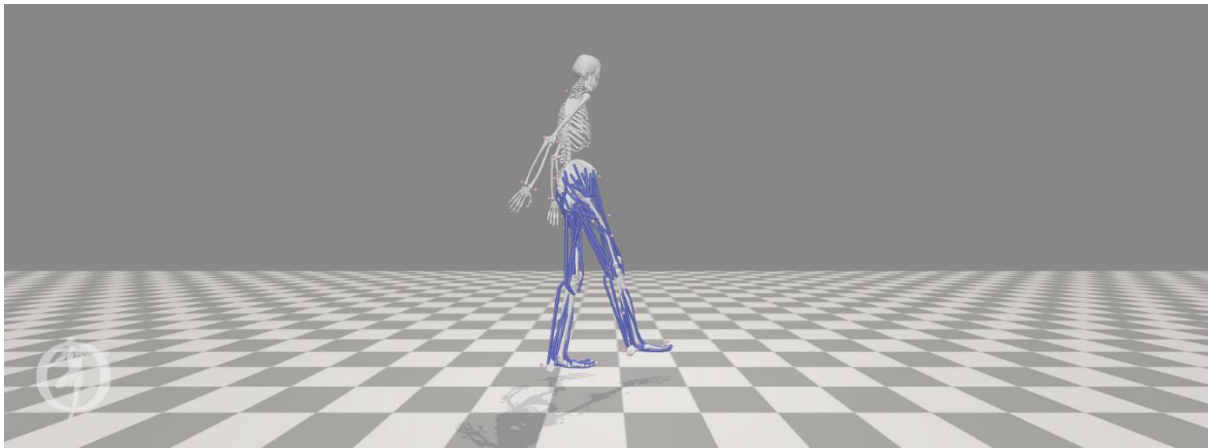


Ilustración 20- Extensión Pierna Derecha Paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

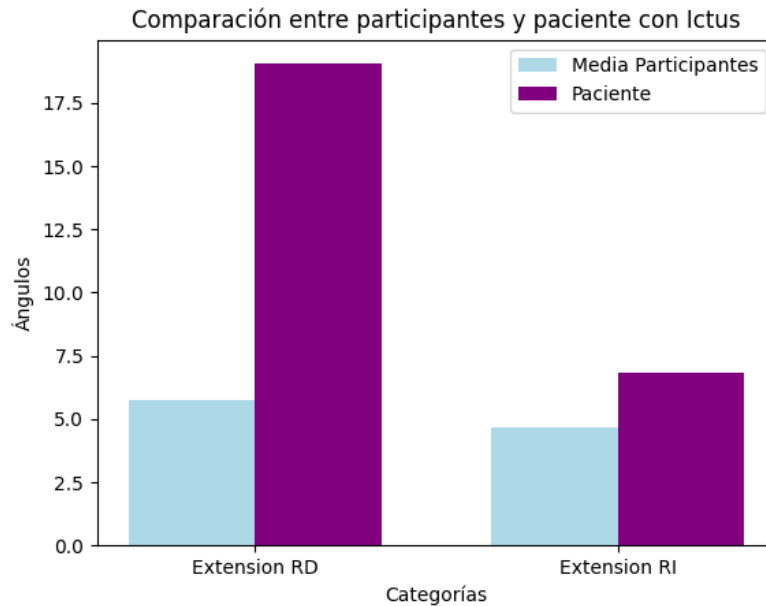


Ilustración 21- Comparativa de extensión rodillas derecha e izquierda

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En el gráfico de la ilustración 21, se muestran las diferencias en cuanto a la extensión de las rodillas derecha e izquierda de la media de los participantes y los datos del paciente. El gráfico muestra una gran diferencia en la rodilla derecha del paciente al momento de realizar el ejercicio.

Observando la velocidad de la extensión de piernas de los participantes sanos, su media es de 1.50m/s; mientras que la media del paciente con ictus es de 1.71m/s.

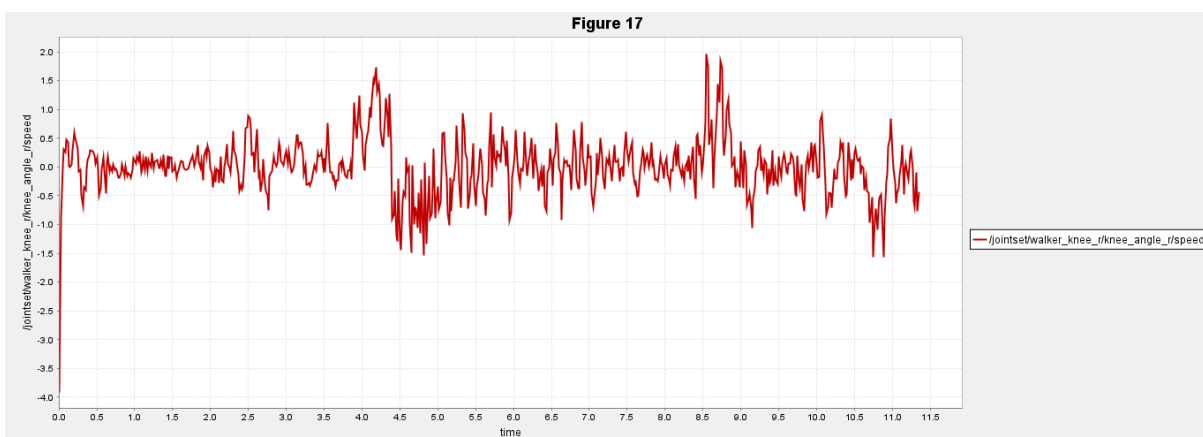


Ilustración 22- Velocidad Extensión Pierna Derecha en el Tiempo Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En el gráfico de la ilustración 22, muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de extensión de rodilla en la pierna derecha. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 1.52m/s.

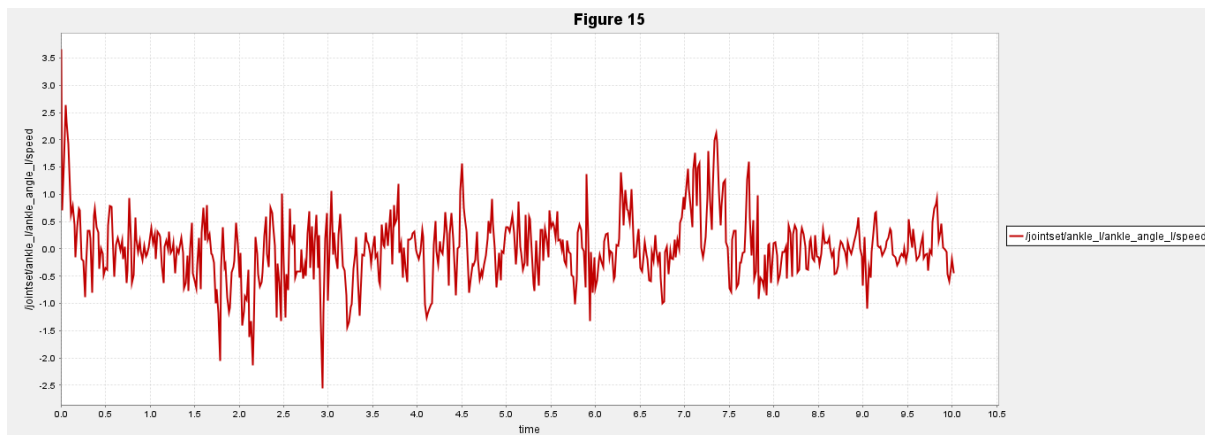


Ilustración 23- Velocidad Extensión Pierna Izquierda en el Tiempo Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En el gráfico de la ilustración 23, muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de extensión de rodilla en la pierna derecha. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 1.91 m/s.

Para la media de flexión de tobillo de los participantes, el tobillo derecho fue de 17.60 grados y del izquierdo es de 20.28 grados. El paciente con ictus presento en la flexión de tobillo derecho un ángulo de 13.83 grados y el tobillo izquierdo 18.31 grados. Lo cual se deduce que son unos cambios significativos.

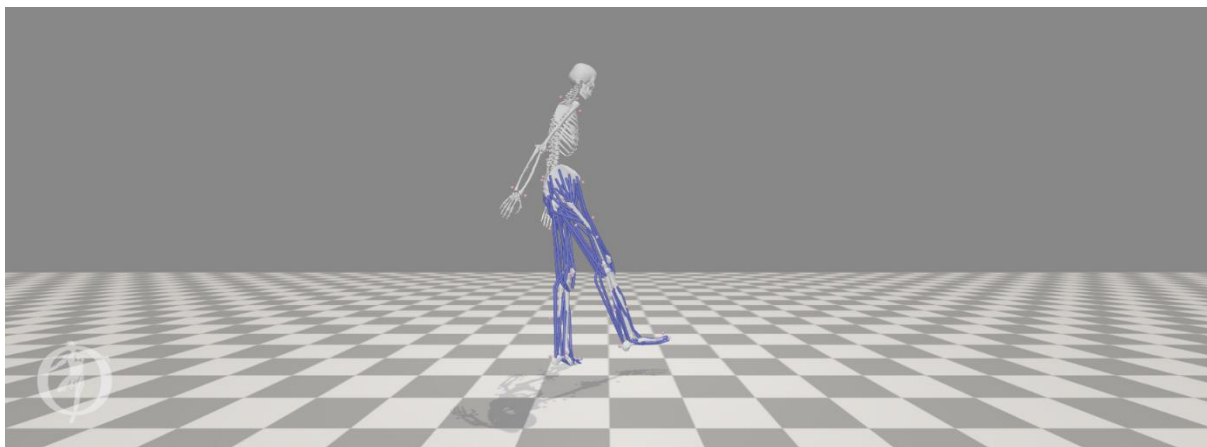


Ilustración 24- Flexión Tobillo Derecho Paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

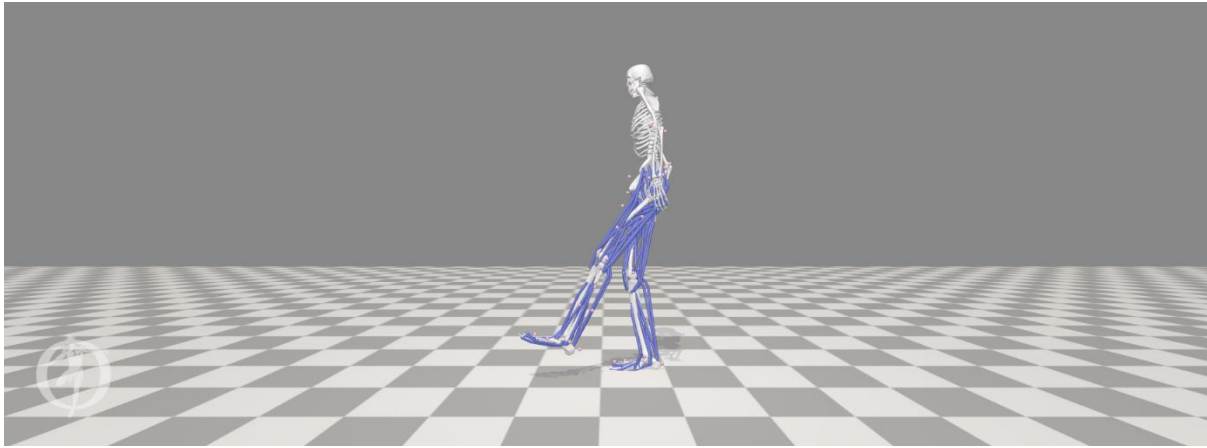


Ilustración 25- Flexión Tobillo Izquierdo Paciente con Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

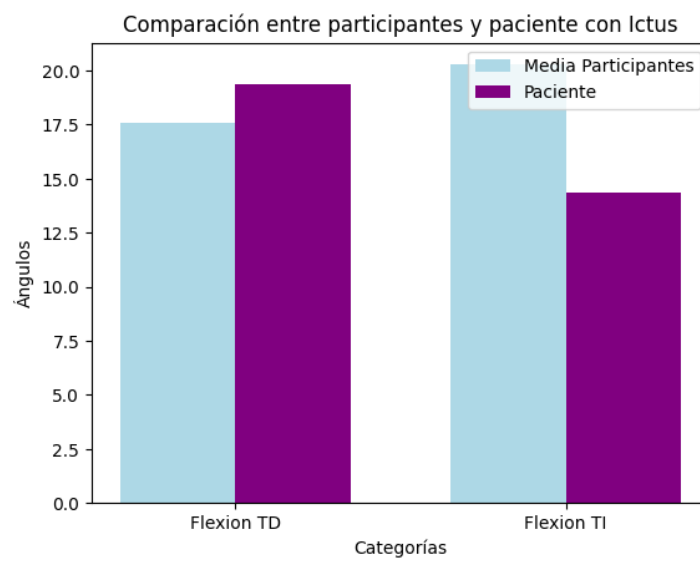


Ilustración 26- Comparativa de flexión tobillos derecho e izquierdo

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

Analizando la velocidad de la flexión de los tobillos de los participantes sanos, su media es de 1.29 m/s; mientras que la media del paciente con ictus es de 1.79 m/s.

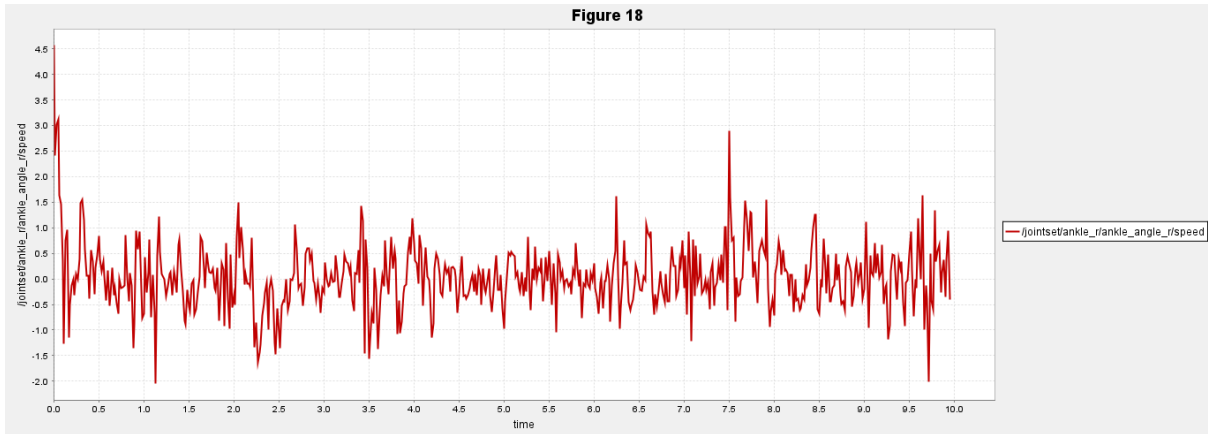


Ilustración 24- Velocidad Flexión Tobillo Derecho Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En el gráfico de la ilustración 24, muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de extensión de rodilla en la pierna derecha. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 1.49 m/s.

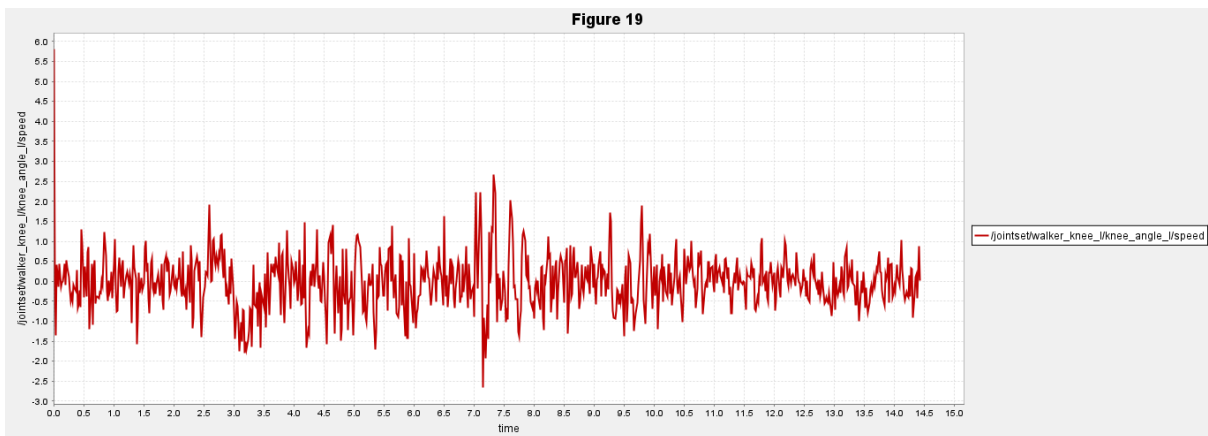


Ilustración 25- Velocidad Flexión Tobillo Izquierdo Px Ictus

Fuente: (Elaboración propia, 2024)

En el gráfico de la ilustración 25, muestra la velocidad angular a la que el paciente ejecutó el ejercicio de extensión de rodilla en la pierna derecha. La velocidad máxima registrada durante el ejercicio fue de 2.10 m/s.

VI. DISCUSIÓN

El software de bajo costo OpenSim fue una herramienta clave para poder obtener cada una de las variables cinemáticas de cada uno de los participantes y para obtener los datos del paciente con ictus. Siendo Opensim una plataforma para modelar, simular y analizar el sistema neuromusculoesquelético con herramientas computacionales con la simulación basada en la física de estructuras biológicas Delp et al, (2007).

Según Nandy & Chakraborty, (2017); la modelización musculo-esquelética del movimiento humano ayuda a estudiar la dinámica de la marcha con simulaciones esperadas. OpenSim simplifico el análisis de los ángulos de extensión y flexión de rodillas y tobillos mediante su herramienta de "plotting", permitiendo la creación de gráficos que representan estos ángulos en grados a lo largo del tiempo durante la ejecución de la prueba de MI. Esta funcionalidad proporcionó una visualización detallada de la dinámica de movimiento, facilitando la interpretación de los resultados obtenidos en la evaluación de la capacidad motora.

OpenSim es una plataforma para facilitar el modelado musculo-esquelético por el desarrollo de herramientas de software especializadas; sin embargo, los estudios se han visto limitados por flujos de trabajo de modelado que consumen mucho tiempo y la alta experiencia especializada requerida Valente et al, (2017).

En este proyecto de investigación, se identificaron varias limitaciones relacionadas con el uso de las plataformas OpenSim y OpenCap. En primer lugar, OpenCap no fue capaz de capturar la biomecánica de una persona en posición sentada, ya que el modelado músculo-esquelético se limitaba únicamente a posturas de pie.

Se encontraron dificultades al realizar la prueba de índice de motricidad, debido a que, como el software utilizado era de bajo costo, la captura de video para el modelado en 3D se distorsionaba cuando se incluía a una segunda persona en la escena. Esto ocurría porque el programa no era capaz de capturar el movimiento de manera precisa, lo que afectaba la calidad del modelado. En Honduras, como país en vías de desarrollo, las clínicas de rehabilitación neurológica tienden a priorizar otros recursos, como medicamentos y suministros médicos, por lo que no suelen invertir en teléfonos inteligentes para realizar pruebas en pacientes con este tipo de trastornos. Esto se debe a que los recursos disponibles se destinan a cubrir necesidades más urgentes y básicas.

VII. CONCLUSIONES

1. En el presente estudio se revelaron diferencias significativas en la cinemática de las rodillas y los tobillos entre los participantes sanos y el paciente con ictus. Asimismo, se encontraron limitaciones importantes en la amplitud del movimiento en la prueba de MI debido a sus problemas motores como la espasticidad muscular y debilidad.
2. El uso del programa de bajo costo OpenSim permitió comprender de una manera más clara el análisis cinemático y como en este caso la enfermedad de ictus ha afectado el movimiento de las articulaciones. Cada uno de estos hallazgos pueden ser importantes para futuras investigaciones con el mismo programa, diseñando así softwares para rehabilitación en específico y el seguimiento del progreso de pacientes con ictus y otras enfermedades neurológicas.
3. El modelado musculo-esquelético realizado con la captura de video en OpenCap ofreció una representación precisa de la biomecánica en cuanto al estudio. Esto permitió una profunda comprensión de los mecanismos implicados en los movimientos de las articulaciones examinadas. OpenCap ayudo al momento de pasar todos los datos a OpenSim de manera precisa, incluyendo todos los parámetros necesarios que utilizo el modelado musculo-esquelético de acuerdo al cuerpo, tamaño, y peso de la persona.

VIII. RECOMENDACIONES

Dentro del marco de este estudio, se sugiere ampliar la muestra de pacientes con el objetivo de mejorar la representatividad de los resultados obtenidos. Este enfoque implica la inclusión no solo de hombres, sino también de mujeres y niños, con el fin de lograr una diversidad demográfica más completa. Además, se propone la incorporación de pacientes en diversas etapas de recuperación post-ictus para obtener una comprensión más profunda de la evolución de las alteraciones cinemáticas.

Para enriquecer el análisis, se plantea la exploración de otros factores que podrían incidir en la cinemática, como la evaluación de la fuerza muscular y la implicación ósea durante la ejecución de los ejercicios de rehabilitación. Es fundamental considerar el empleo de herramientas avanzadas como OpenSim para explorar nuevas técnicas de análisis cinemático y musculo-esquelético.

Asimismo, se destaca la relevancia de la precisión de los datos, para lo cual se sugiere la utilización de marcadores o la aplicación de dispositivos inerciales (IMU) que permitan obtener mediciones más exactas al emplear OpenSim. Como recomendación adicional, se subraya la importancia de la formación previa en el manejo de esta plataforma, así como la adquisición de habilidades en programación en Octave, Python o Matlab para optimizar la obtención y el análisis de resultados.

BIBLIOGRAFÍA

- Alvim, F. C., Muniz, A. M. de S., Lucareli, P. R. G., & Menegaldo, L. L. (2019). Kinematics and muscle forces in women with patellofemoral pain during the propulsion phase of the single leg triple hop test. *Gait & Posture, 73*, 108-115. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.193>
- Barker, T. M., Kirtley, C., & Ratanapinunchai, J. (1997). Calculation of multi-segment rigid body joint dynamics using MATLAB. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 211(6)*, 483-487. <https://doi.org/10.1243/0954411981534619>
- Costa, S., Marques, I. A., Bevilaqua, A., Rabelo, A., Luiz, L., Cabral, A., Faustino, N., Okereke, M., Fraga Vieira, M., & de Oliveira Andrade, A. (2023). Biomechanical Evaluation of an Exoskeleton for Rehabilitation of Individuals with Parkinson's Disease. *IRBM, 44(1)*, 100741. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2022.11.002>
- Echeverry, L. L. G., Henao, A. M. J., Molina, M. A. R., Restrepo, S. M. V., Velásquez, C. A. P., & Bolívar, G. J. S. (2018). Human motion capture and analysis systems: A systematic review/Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática. *Prospectiva, 16(2)*, Article 2. <https://doi.org/10.15665/rp.v16i2.1587>
- Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors (Basel, Switzerland), 20(11)*, 3154. <https://doi.org/10.3390/s20113154>
- Fossati, V. M. (2018). Tratamiento kinésico aplicado en enfermedades neuromusculares. *instname:Universidad FASTA*. <http://redi.ufasta.edu.ar:8082/jspui/handle/123456789/1723>
- Franceschini, M., Carda, S., Agosti, M., Antenucci, R., Malgrati, D., & Cisari, C. (2009). Walking After Stroke: What Does Treadmill Training With Body Weight Support Add to Overground Gait Training in Patients Early After Stroke? *Stroke, 40(9)*, 3079-3085. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.555540>

- Garman, C. R., Graf, A., Krzak, J., Caudill, A., Smith, P., & Harris, G. (2019). Gait Deviations in Children With Osteogenesis Imperfecta Type I. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *39*(8), e641-e646. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000001062>
- Hu, B., Tao, H., Lu, H., Zhao, X., Yang, J., & Yu, H. (2021). An Improved EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for Elbow Joint Muscle Torque Estimation. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2021*, 1985741. <https://doi.org/10.1155/2021/1985741>
- Karimi, M. T., Gutierrez-Farewik, L., & McGarry, A. (2019). Evaluation of the hip joint contact force in subjects with Perthes based on OpenSIM. *Medical Engineering & Physics*, *67*, 44-48. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.03.001>
- Killen, B. A., Brito Da Luz, S., Lloyd, D. G., Carleton, A. D., Zhang, J., Besier, T. F., & Saxby, D. J. (2021). Automated creation and tuning of personalised muscle paths for OpenSim musculoskeletal models of the knee joint. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *20*(2), 521-533. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01398-1>
- Lee, J. H., Asakawa, D. S., Dennerlein, J. T., & Jindrich, D. L. (2015). Finger Muscle Attachments for an OpenSim Upper-Extremity Model. *PLoS ONE*, *10*(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121712>
- Lerchl, T., Nispel, K., Baum, T., Boddien, J., Senner, V., & Kirschke, J. S. (2023). Multibody Models of the Thoracolumbar Spine: A Review on Applications, Limitations, and Challenges. *Bioengineering*, *10*(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10020202>
- Levin, M. F., & Demers, M. (2021). Motor learning in neurological rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, *43*(24), 3445-3453. <https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1752317>
- Mansouri, M., & Reinbolt, J. A. (2012). A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. *Journal of Biomechanics*, *45*(8), 1517-1521. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.016>

- Megrot, F. (2023). Interés del análisis cuantitativo de la marcha en los niños con parálisis cerebral para el tratamiento quirúrgico. *EMC - Podología*, 25(2), 1-9. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(23\)47627-4](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(23)47627-4)
- Muñoz Lasa, S., Máximo Bocanegra, N., Valero Alcaide, R., Atín Arratibel, M. A., Varela Donoso, E., & Ferriero, G. (2015). Intervenciones asistidas por animales en neurorehabilitación: Una revisión de la literatura más reciente. *Neurología*, 30(1), 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2013.01.012>
- Nieto-Sampedro, M., Collazos-Castro, J. E., Taylor, J. S., Gudiño-Cabrera, G., Verdú-Navarro, E., Pascual-Piédrola, J. I., & Insausti-Serrano, R. (2002). *Trauma en el sistema nervioso central y su reparación*. <https://digital.csic.es/handle/10261/8633>
- Noei, V., & Lakany, H. (2022). Analysis of movement of an elbow joint with a wearable robotic exoskeleton Using OpenSim software. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2022*, 4342-4345. <https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871441>
- Olmo Treceño, G. del. (2015). *Importancia de la terapia física en la optimización de las manifestaciones incapacitantes y de la calidad de vida en pacientes con Esclerosis Lateral Amiotrófica: Revisión bibliográfica*. <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/14231>
- Pelegrielli, A. R. M., Catelli, D. S., Kowalski, E., Lamontagne, M., & Moura, F. A. (2023). Comparing three generic musculoskeletal models to estimate the tibiofemoral reaction forces during gait and sit-to-stand tasks. *Medical Engineering & Physics*, 122, 104074. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2023.104074>
- Reyes Leiva, K., Cuba, M., & Serrano Olmedo, J. (2021). *A simplified methodology to measure gait spatio-temporal parameters using low-cost inertial sensors*.

- Saxby, D. J., Modenese, L., Bryant, A. L., Gerus, P., Killen, B., Fortin, K., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Cicutti, F. M., & Lloyd, D. G. (2016). Tibiofemoral contact forces during walking, running and sidestepping. *Gait & Posture, 49*, 78-85. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.014>
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Computational Biology, 14*(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Sikidar, A., & Kalyanasundaram, D. (2022). An open-source OpenSim® ankle-foot musculoskeletal model for assessment of strains and forces in dense connective tissues. *Computer Methods and Programs in Biomedicine, 224*, 106994. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106994>
- Spanos, S., Kanellopoulos, A., Petropoulakos, K., Dimitriadis, Z., Siasios, I., & Poulis, I. (2023). Reliability and applicability of a low-cost, camera-based gait evaluation method for clinical use. *Expert Review of Medical Devices, 20*(1), 63-70. <https://doi.org/10.1080/17434440.2023.2171289>
- Uhlrich, S. D., Uchida, T. K., Lee, M. R., & Delp, S. L. (2023). Ten steps to becoming a musculoskeletal simulation expert: A half-century of progress and outlook for the future. *Journal of Biomechanics, 154*, 111623. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111623>
- Wang, Y., Li, X., Huang, P., Li, G., & Fang, P. (2018). An Analysis of Biomechanical Characteristics of Gait Based on the Musculoskeletal Model. *2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS)*, 151-154. <https://doi.org/10.1109/CBS.2018.8612292>
- Wu, Y., Zhu, A., Shen, H., Shen, Z., Zhang, X., & Cao, G. (2019). Biomechanical simulation analysis of human lower limbs assisted by exoskeleton. *2019 16th International Conference on Ubiquitous Robots (UR)*, 765-770. <https://doi.org/10.1109/URAI.2019.8768685>
- Yazdani, F., Razeghi, M., Karimi, M. T., Raeisi Shahraki, H., & Salimi Bani, M. (2018). The influence of foot hyperpronation on pelvic biomechanics during stance phase of the gait: A biomechanical

simulation study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 232(7), 708-717. <https://doi.org/10.1177/0954411918778077>

Zhang, J., Sorby, H., Clement, J., Thomas, C. D. L., Hunter, P., Nielsen, P., Lloyd, D., Taylor, M., & Besier, T. (2014). The MAP Client: User-Friendly Musculoskeletal Modelling Workflows. En F. Bello & S. Cotin (Eds.), *Biomedical Simulation* (pp. 182-192). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-12057-7_21