



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO PARA UN LABORATORIO DE
ANÁLISIS DE LA MARCHA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:
Ingenieras Biomédicas**

AUTOR: ANGIE ALEXANDRA AILLÓN ORBE

CAROLINA LISSETTE ÁLVAREZ RIOFRÍO

TUTOR: Ph.D. FABIÁN RODRIGO NARVÁEZ ESPINOZA

Quito - Ecuador

2024

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotras, Angie Alexandra Aillón Orbe con documento de identificación N° 1719590331 y Carolina Lissette Álvarez Riofrío con documento de identificación N° 1724926694; manifestamos que:

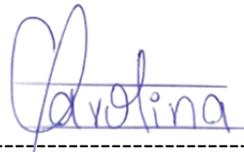
Somos las autoras y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 01 de agosto del año 2024

Atentamente,



Angie Alexandra Aillón Orbe
1719590331



Carolina Lissette Álvarez Riofrío
1724926694

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotras, Angie Alexandra Aillón Orbe con documento de identificación N° 1719590331 y Carolina Lissette Álvarez Riofrío con documento de identificación N° 1724926694, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto Técnico: “SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO PARA UN LABORATORIO DE ANÁLISIS DE LA MARCHA”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingenieras Biomédicas, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 01 de agosto del año 2024

Atentamente,

Angie Alexandra Aillón Orbe
1719590331

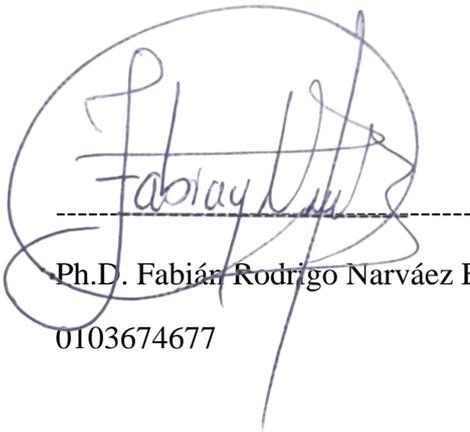
Carolina Lissette Álvarez Riofrío
1724926694

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Fabián Rodrigo Narváez Espinoza con documento de identificación N° 0103674677, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO PARA UN LABORATORIO DE ANÁLISIS DE LA MARCHA, realizado por Angie Alexandra Aillón Orbe con documento de identificación N° 1719590331 y por Carolina Lissette Álvarez Riofrío con documento de identificación N° 1724926694, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 01 de agosto del año 2024

Atentamente,



Ph.D. Fabián Rodrigo Narváez Espinoza

0103674677

Dedicatoria

A mi familia, quienes me han brindado su apoyo incondicional para cumplir con la meta de culminar una etapa importante en mi vida. Gracias por proveerme los recursos necesarios para alcanzar esta nueva meta y por formarme como una persona de bien. A mi novio, Adrián Padilla, por nunca abandonarme en los momentos más difíciles y por estar siempre a mi lado apoyándome en el logro de mis metas. Finalmente, a mis amigos Luisa Terán, David Vega y Erick Salazar, por brindarme su apoyo y compañía a lo largo de mi vida universitaria.

Gracias a todos ustedes por ser parte fundamental de este logro.

Angie Aillón

A mis padres, por su presencia constante y apoyo incondicional en cada paso de mi vida profesional, me han permitido crecer y llegar a ser lo que soy, sin ellos nada de esto hubiera sido posible. Gracias por nutrir mis sueños con su amor y sacrificio.

A mis amigos, especialmente a Leonardo C., Doménica Y., Alexander M. y Luis Gabriel M., el regalo más preciado que la Universidad supo brindarme ya que me vieron caer mil y un veces, sin embargo, gracias a ellos pude levantarme, seguir adelante y no rendirme.

Carolina Álvarez

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro más sincero y profundo agradecimiento a todas las personas que han sido parte fundamental de este logro. En primer lugar, agradecemos infinitamente a nuestros docentes por su invaluable apoyo y guía a lo largo de nuestra formación académica. Su dedicación, compromiso y conocimiento han sido pilares esenciales para nuestro desarrollo profesional y personal. Queremos agradecer en especial a nuestro tutor de tesis, Fabián Narváez, cuya paciencia, orientación y constante disposición para ayudarnos han sido cruciales para la realización de este proyecto. Gracias por creer en nosotras y por ser una fuente de inspiración durante todo este proceso.

También queremos expresar nuestra gratitud a nuestros compañeros de la universidad, quienes han sido un sostén invaluable a lo largo de nuestra carrera. Juntos hemos enfrentado retos y compartido experiencias que han enriquecido enormemente nuestro aprendizaje y crecimiento personal.

De igual manera, agradecemos profundamente a nuestros padres por su amor incondicional, paciencia y apoyo constante. Ustedes han sido un pilar fundamental en nuestras vidas, brindándonos el sostén necesario para perseguir nuestras metas y alcanzar este importante logro.

Por sobre todo, queremos dar gracias a Dios, por guiarnos a lo largo de este camino y brindarnos las fortalezas necesarias para culminar esta etapa con éxito. Estamos infinitamente agradecidas con todos ustedes por ser parte de este proceso y por haber contribuido de manera significativa a nuestro desarrollo y crecimiento.

Resumen

El análisis de la marcha utiliza diversas estrategias para capturar y evaluar los patrones de movimiento de los segmentos corporales, incluyendo sistemas de captura de movimiento con marcadores pasivos o activos, sistemas inerciales con sensores acoplados al cuerpo, y técnicas de procesamiento de información visual sin necesidad de marcadores. Cada uno de estos enfoques presenta ventajas y desventajas en términos de precisión, portabilidad, complejidad de instalación, costo y requisitos computacionales, por lo que la elección del método adecuado dependerá de los objetivos específicos del análisis y las características del entorno de investigación. En este proyecto se describe la implementación de un sistema de captura de movimiento óptico basado en marcadores pasivos reflectivos, para el laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación de la Universidad Politécnica Salesiana Sede Girón, para lo cual se ha dispuesto de un sistema compuesto de ocho cámaras infrarrojas proporcionadas por el fabricante OptitrackTM. Este sistema fue implementado en un área de 25 m², con las cámaras configuradas y calibradas para evitar la oclusión y garantizar la precisión en la captura de diferentes segmentos corporales durante los movimientos. Para este efecto, se ha implementado un esquema de calibración de las cámaras y así obtener la zona de registro de información definido como un volumen de captura, logrando de esta manera el registro tridimensional de las trayectorias de los marcadores del sujeto bajo análisis. Para la visualización y procesamiento de la información, un modelo biomecánico es implementado, el mismo que permite simular los movimientos capturados y establecer medidas clínicas de los movimientos corporales. Todo esto basado en librerías de código abierto. Finalmente, se realizaron estudios cinemáticos, obteniendo en sí los ángulos de Euler tanto de la parte inferior como posterior del sujeto. Los resultados obtenidos de las medidas angulares para el análisis de marcha fueron contrastados frente a un esquema de evaluación convencional mediante el software KINOVEA, mostrando un coeficiente de correlación, tanto de la articulación de la rodilla como del hombro. Siendo un sistema útil en las áreas de biomecánica e ingeniería en rehabilitación ya que permite evaluar y monitorear la marcha en pacientes sanos o con patologías, además se constituye en un escenario para el desarrollo de nuevas técnicas de análisis de la marcha en general.

Palabras clave: (Optical motion capture, Optitrack, Camera calibration, Reflective markers, Gait laboratory).

Abstract

Gait analysis uses a variety of strategies to capture and evaluate the motion patterns of body segments, including motion capture systems with passive or active markers, inertial systems with sensors attached to the body, and visual information processing techniques without the need for markers. Each of these approaches has advantages and disadvantages in terms of accuracy, portability, installation complexity, cost, and computational requirements, so the choice of the appropriate method will depend on the specific objectives of the analysis and the characteristics of the research environment. This project describes the implementation of an optical motion capture system based on passive reflective markers, for the Rehabilitation Engineering laboratory of the Universidad Politécnica Salesiana Sede Girón, for which a system composed of eight infrared cameras provided by the manufacturer OptitrackTM was used. This system was implemented in an area of 25 m^2 , with the cameras configured and calibrated to avoid occlusion and ensure accuracy in capturing different body segments during movements. For this purpose, a calibration scheme of the cameras has been implemented to obtain the information recording area defined as a capture volume, thus achieving the three-dimensional recording of the trajectories of the markers of the subject under analysis. For the visualization and processing of the information, a biomechanical model is implemented, which allows to simulate the captured movements and to establish clinical measurements of the body movements. All this based on open source libraries. Finally, kinematic studies were performed, obtaining the Euler angles of both the lower and posterior part of the subject. The results obtained from the angular measurements for gait analysis were contrasted against a conventional evaluation scheme using KINOVEA software, showing a correlation coefficient for both the knee and shoulder joints. Being a useful system in the areas of biomechanics and rehabilitation engineering as it allows to evaluate and monitor gait in healthy patients or patients with pathologies, it also constitutes a scenario for the development of new techniques for gait analysis in general.

Keywords: Optical motion capture, Optitrack, Camera calibration, Reflective markers, Gait laboratory

Contenido

Dedicatoria	I
Agradecimientos	II
Resumen	III
Lista de símbolos	XI
1. Introducción	1
1.1. Importancia y Alcances	3
1.2. Objetivos	3
1.2.1. Objetivo general	3
1.2.2. Objetivos específicos	4
2. Marco teórico	5
2.1. Captura de movimiento	5
2.1.1. Captura de movimiento óptico	6
2.1.2. Marcadores utilizados en Mocap óptico	10
2.1.3. Captura de movimiento mediante sensores inerciales	12
2.1.4. Captura de movimiento basado en visión por computadora	16
2.1.5. Captura de movimiento magnético	19
2.2. Métodos de calibración para cámaras MoCap	21
2.3. Configuración de la ubicación de las cámaras MoCap	23
2.3.1. Configuración de Sistemas de Análisis de Movimiento Bidimensional	23
2.3.2. Configuración de Cámaras de Video	24
2.3.3. Sistemas de Análisis de Movimiento Tridimensional	24
2.4. Reconstrucción de esqueletos mediante marcadores 3D	26
2.5. Formatos de archivo brindados por sistemas MoCap	27
2.6. Metodologías de captura	28
2.6.1. Laboratorios de marcha	28
2.6.2. Análisis de la marcha humana	29
3. Metodología para implementación de un Sistema MOCAP	54
3.1. Configuración del sistema de MoCap	54
3.1.1. Captura de movimiento basado en tecnología OptiTrack	54

3.1.2.	Cámaras aplicadas para el sistema de captura	55
3.1.3.	Preparación del área de captura de movimiento según recomendaciones de Optitrack	56
3.1.4.	Consideraciones para la Ubicación de las cámaras	58
3.1.5.	Configuración de la red de la cámara	59
3.2.	Definición de áreas para el posicionamiento de cámaras	62
3.2.1.	Área rectangular para 4 cámaras	62
3.2.2.	Área rectangular para 5 cámaras	63
3.2.3.	Área rectangular 8 cámaras	64
3.2.4.	Área cuadrada para 4 cámaras	65
3.2.5.	Área cuadrada para 5 cámaras	67
3.2.6.	Área cuadrada para 8 cámaras	68
3.3.	Software de captura y visualización: Motive	69
3.3.1.	Configuración del software Motive	71
3.4.	Construcción del esqueleto	77
3.5.	Captura de datos	78
3.6.	Post-procesamiento de datos mocap	79
4.	Implementación del Modelo Biomecánico	83
4.1.	Kinetics toolkit	83
4.1.1.	Instalación de paquetes para Python	83
4.1.2.	Configurar Spyder	84
4.1.3.	Matplotlib y NumPy	86
4.1.4.	Importación de la herramienta Kinetics	87
4.1.5.	Lectura y escritura de archivos de datos	87
4.1.6.	Geometría de cuerpo rígido	89
4.1.7.	Aspectos básicos del sujeto	91
4.1.8.	Interconexión de marcadores	92
4.1.9.	Estilo y Exportación	96
5.	Análisis Biomecánico del Movimiento Humano	98
5.1.	Análisis Cinemático	98
5.1.1.	Cálculo de ángulos articulares a partir de una adquisición cinemática	99
5.2.	Interfaz de Visualización	103
5.2.1.	PyQT Designer	103
5.2.2.	Interfaz Creada	104
6.	Resultados	108
6.1.	Diseño del sistema de captura de movimiento	108
6.2.	Procesamiento de datos para análisis biomecánico	111
6.3.	Evaluación convencional de los datos analizados	118

7. Conclusiones y recomendaciones	123
7.1. Conclusiones	123
7.2. Recomendaciones	124
A. Anexo: Captura de movimiento con el uso de cámaras Optitrack	125
B. Anexo: Interfaz Final del Análisi Biomecánico del Movimiento	126
Bibliografía	127

Lista de Figuras

2-1. Interfaz de usuario de VICON	7
2-2. Interfaz de usuario de Optitrack	8
2-3. Interfaz de usuario de Analysis	9
2-4. Marcadores pasivos o reflectantes	10
2-5. Marcadores activos	11
2-6. Sensores inerciales	12
2-7. Interfaz de usuario de Xsens	14
2-8. Herramientas de Noitom	15
2-9. Interfaz de usuario de Perception Neuron	16
2-10. Demostración de uso de Kinect Mocap de Xbox 360	17
2-11. Herramientas de Intel RealSense	18
2-12. Sensores aplicados en Polhemus	20
2-13. Herramientas del sistema MoCap Flock of birds	21
2-14. Calibración estática	22
2-15. Calibración dinámica	22
2-16. Método de Zhang	23
2-17. Configuración de cámaras de video	24
2-18. Configuración lineal de cámaras	25
2-19. Configuración en paraguas de cámaras	26
2-20. Ciclo de la Marcha	29
2-21. Ángulos de Euler	33
2-22. Marco de referencia global y de referencia	36
2-23. Coordenadas de tibia y calcáneo	39
2-24. JCS y movimiento para el complejo del tobillo	39
2-25. Coordenadas pélvicas y femorales	41
2-26. Coordenadas pélvicas y femorales	42
2-27. Coordenadas pélvicas y femorales	43
2-28. Referencia anatómica	44
2-29. Sistema de coordenadas del tórax	44
2-30. Sistema de coordenadas clavícula	45
2-31. Sistema de coordenadas escápula	45
2-32. Sistema de coordenadas húmero	46
2-33. Sistema de coordenadas antebrazo	46

2-34.	Referencia anatómica	48
2-35.	Sistema de coordenadas	51
2-36.	Obtención de datos	52
3-1.	Cámara Flex 3	56
3-2.	Espacio a implementar el sistema MoCap basado en Optitrack	57
3-3.	OptiSync	61
3-4.	Sincronización por cable	61
3-5.	Área para MOCAP basado en Optitrack	62
3-6.	Bosquejo del área rectangular con 4 cámaras	63
3-7.	Bosquejo del área rectangular con 5 cámaras	64
3-8.	Bosquejo del área rectangular con 8 cámaras	65
3-9.	Bosquejo del área cuadrada con 4 cámaras	66
3-10.	Bosquejo del área cuadrada con 5 cámaras	68
3-11.	Bosquejo del área cuadrada con 8 cámaras	69
3-12.	Visualización del software Motive	71
3-13.	Visualización de cámaras	72
3-14.	Colocación de máscaras en reflejos	73
3-15.	Configuraciones de la Varilla	73
3-16.	Calibración dinámica	74
3-17.	Resultados favorables de la calibración	75
3-18.	Calibración de plano a tierra	76
3-19.	Vista superior de los ángulos y su espacio de captura	76
3-20.	Modelo Baseline	77
3-21.	Modelo 3D obtenido	78
3-22.	Trayectorias de etiquetas	80
3-23.	Etiqueta faltante	80
3-24.	Etiquetas seleccionadas hacia adelante y hacia atrás	81
4-1.	Matplotlib configurar	84
4-2.	Código automático	85
4-3.	Docstrings	86
4-4.	Flujo de datos en kineticstoolkit	88
4-5.	Sistema de coordenadas globales	90
4-6.	Target, azimuthy elevation	92
4-7.	Visualización marcadores	93
4-8.	Diccionario de interconexión	93
4-9.	Nombres de marcadores	94
4-10.	Interconexión extremidad inferior izquierda	95
4-11.	Esqueleto finalizado	96
4-12.	Exportación en video	97

5-1.	Sistema de coordenadas muslo y tobillo	99
5-2.	Transformaciones homogéneas	100
5-3.	Serie de ángulos de Euler	101
5-4.	Análisis de rodilla	102
5-5.	Creación de interfaz	105
6-1.	Sistema MoCap aplicado en el laboratorio de Rehabilitación	109
6-2.	Volumen de captura asignado	109
6-3.	Sujeto con marcadores pasivos	110
6-4.	Esqueleto obtenido por el software de visualización Motive	110
6-5.	Sujeto con marcadores pasivos realizando movimientos	111
6-6.	Análisis del Hombro	113
6-7.	Análisis del Codo	114
6-8.	Análisis de la Mano	115
6-9.	Análisis de la Cadera	116
6-10.	Análisis de la Rodilla	117
6-11.	Análisis del Tobillo	118
6-12.	Comparación entre datos cinemáticos de la rodilla	119
6-13.	Matriz de correlación	120
6-14.	Comparación entre datos cinemáticos del hombro	121
6-15.	Matriz de correlación	122
A-1.	Análisis de movimiento	125
B-1.	Interfaz Final del Análisis Biomecánico	126

Lista de símbolos

Abreviaturas

Abreviatura	Término
<i>MOCAP</i>	Sistema de Captura de Movimiento
<i>IMU</i>	Unidades de Medición Inercial
<i>MEMS</i>	Sistema Microelectromecánico
<i>LED</i>	Diodo Emisor de Luz
<i>IR</i>	Luces Infrarrojas
<i>FOV</i>	Campo de Visión
<i>ISB</i>	Sociedad Internacional de Biomecánica
<i>STC</i>	Comite de Normalización y Terminología
<i>JCS</i>	Sistema de Coordenadas Conjuntas
<i>CCS</i>	Sistema de Coordenadas Cartesianas
<i>MM</i>	Maléolo Medial
<i>LM</i>	Maléolo Lateral
<i>MC</i>	Cóndilo Medial
<i>LC</i>	Cóndilo Lateral
<i>TT</i>	Tuberosidad tibial
<i>IM</i>	Punto Intermaleolar
<i>IC</i>	Punto Intercondilar
<i>ASIS</i>	Espina Ilíaca Anterosuperior
<i>PSIS</i>	Espina Ilíaca Posterosuperior
<i>FE</i>	Epicóndilo Femoral
<i>C7</i>	7a Vértebra Cervical
<i>T8</i>	8a Vértebra Torácica
<i>IJ</i>	Escotadura Supraesternal
<i>PX</i>	Apófisis Xifoides
<i>SC</i>	Articulación Esternoclavicular
<i>AC</i>	Articulación Acromioclavicular
<i>TS</i>	Espina escapular
<i>AI</i>	Ángulo Inferior Escápula
<i>AA</i>	Ángulo Acromia Escápula

Abreviatura	Término
<i>PC</i>	Proceso Coracoideo
<i>GH</i>	Rotación Glenohumeral
<i>EL</i>	Caudal del Epicóndilo Lateral
<i>EM</i>	Caudal del Epicóndilo Medial
<i>RS</i>	Caudal-Lateral de la Estiloides Radial
<i>US</i>	Caudal-Medial de la Estiloides Cubital

1. Introducción

La marcha humana se refiere al modo en que las personas se mueven y avanzan de forma bipedal. El análisis de la marcha es una herramienta valiosa para evaluar el patrón de movimiento corporal humano durante la locomoción, con diversas aplicaciones en campos como la rehabilitación, la biomecánica deportiva y la evaluación de trastornos de la movilidad [1]. Este análisis permite comprender la eficiencia y calidad de la locomoción humana, identificando problemas o trastornos musculoesqueléticos, neurológicos o biomecánicos que afectan a la movilidad. Esto facilita el desarrollo de planes de tratamiento y rehabilitación para mejorar la marcha. Además, el análisis sirve para evaluar los efectos de intervenciones como prótesis, órtesis o procedimientos quirúrgicos, y para estudiar cómo factores como la edad, el género o las lesiones pueden afectar al patrón de marcha. En última instancia, el análisis de la marcha permite analizar y optimizar el rendimiento deportivo y la eficiencia de la locomoción [2]. Los principales métodos y herramientas utilizados incluyen el análisis cinemático, el análisis cinético, el análisis espacio-temporal y la observación clínica. El análisis cinemático emplea cámaras y sistemas de captura de movimiento para registrar y medir los ángulos y desplazamientos de las articulaciones, mientras que el análisis cinético se basa en plataformas de fuerza, sensores de presión y electromiografía para evaluar las fuerzas, la activación muscular y los momentos y potencias articulares. El análisis espacio-temporal permite medir parámetros temporales y analizar la simetría y el ritmo de la marcha. Finalmente, la observación clínica por parte de expertos permite identificar alteraciones y problemas de movilidad. Estos métodos, al combinarse proporcionan una imagen completa de las características biomecánicas de la locomoción [3].

Los estudios sobre la postura y el movimiento humano se llevan a cabo en laboratorios especializados, utilizando sistemas de adquisición de datos compuestos por cámaras optoelectrónicas infrarrojas y cámaras de video convencionales, junto con plataformas de fuerza, para analizar la cinemática y la cinética de la marcha. En algunos casos, estos sistemas se complementan con electromiografía (EMG) dinámica para evaluar la actividad muscular durante la locomoción [4]. Estos laboratorios de análisis de movimiento proporcionan una comprensión profunda de los patrones de movimiento humano, basada en la medición de trayectorias, ángulos de las articulaciones, desplazamientos y posiciones, con el objetivo de identificar anomalías en la marcha y evaluar los efectos de intervenciones terapéuticas [5]. Los sistemas utilizados en estos laboratorios emplean tecnología avanzada, como sensores de movimiento, plataformas de fuerza y cámaras de alta velocidad, para registrar y analizar de

manera precisa y detallada los parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha humana [6]. Estos laboratorios se caracterizan por la alta precisión de sus sistemas y herramientas de medición, lo que les permite obtener resultados cuantificados de los patrones cinemáticos, cinéticos, dinámicos y del desplazamiento del centro de gravedad durante el movimiento [7].

Los sistemas de captura de movimiento que utilizan cámaras y sensores reflectivos enfrentan importantes retos que han limitado su implementación a gran escala. Uno de los principales desafíos es la necesidad de contar con un espacio físico amplio y controlado, lo cual restringe su uso fuera de entornos de laboratorio especializados [8]. Estas soluciones requieren un área de medición lo suficientemente grande para permitir que el sujeto se mueva libremente, siendo capturado desde múltiples ángulos por las cámaras. Además de los requisitos de espacio, la alta precisión necesaria para el análisis del movimiento humano implica el uso de tecnología avanzada y costosa. Estos sistemas emplean cámaras de alta velocidad, sistemas de iluminación especializados, sensores de movimiento y software complejo para el seguimiento y modelado de los segmentos corporales [7]. El desarrollo y adquisición de estos componentes tecnológicos especializados representa una inversión sustancial, lo que conlleva elevados costos de implementación. Además, su uso requiere personal altamente calificado, capaz de realizar la configuración, calibración y análisis de resultados, así como la gestión de los softwares de procesamiento y modelado de datos, tareas que exigen conocimientos y habilidades especializadas. Esto dificulta la adopción y uso generalizado de estas soluciones, que dependen de la disponibilidad de personal técnico capacitado. En cuanto a la integración y portabilidad, los sistemas de captura de movimiento basados en cámaras y sensores reflectivos han sido diseñados principalmente para entornos de laboratorio. Adaptar estas tecnologías a otros escenarios o integrarlas con otros dispositivos sigue siendo un desafío, limitando su aplicabilidad en contextos más amplios [8].

En el presente proyecto, se desarrolló un sistema de captura de movimiento óptico en el Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación de la Universidad Politécnica Salesiana sede Girón. Para ello, se colocaron cámaras infrarrojas que permitieron la captura de movimiento del sujeto, quien llevaba marcadores reflectivos en puntos anatómicos especiales de acuerdo a la morfometría y antropometría de los segmentos corporales. Una vez obtenida la captura de movimiento, se utilizó el software Kinetiks Toolkit, el cual es de acceso completamente gratuito para el público. Esto permitió realizar el análisis cinemático, generando sistemas de coordenadas que facilitaron el correspondiente análisis. Además, se tomó como referencia las recomendaciones de la Sociedad Internacional Biomecánica (ISB) para desarrollar un modelo biomecánico y obtener la cinemática humana, generando información útil para nuevas investigaciones y sistemas de detección de patrones relacionados con el movimiento humano.

1.1. Importancia y Alcances

Los sistemas de captura de movimiento basados en cámaras y sensores reflectivos se han implementado en escenarios reales, este tipo de sistemas requieren de varios componentes tecnológicos especializados debido a la precisión de las mediciones necesarias para el análisis del movimiento humano. Estos sistemas suelen ser muy costosos y no se han implementado de manera regular. Entre las principales dificultades para su implementación se encuentra la necesidad de un espacio físico específico y adecuado para la adquisición de datos, la necesidad de contar con personal calificado para la ubicación de marcadores y los elevados costos que conllevan los softwares para el análisis de los segmentos corporales.

El proyecto ofrece una alternativa más económica y asequible en sistemas de captura y análisis de movimiento en comparación con otras soluciones que suelen ser muy costosas debido a la tecnología que se utiliza. Por tal motivo en el laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación de la Universidad Politécnica Salesiana sede Girón, se ha destinado un espacio específico para implementar un sistema para el análisis de la marcha. Además, se han utilizado softwares accesibles al público, lo que permite un manejo más sencillo y eficiente al momento de realizar cualquier tipo de análisis que genere la persona. El proyecto facilita el análisis del movimiento humano, proporcionando a los estudiantes una herramienta valiosa para el desarrollo de actividades tanto como de investigación y académicas.

Además, se realizaron pruebas del registro de movimiento de estudiantes sanos de la carrera de Biomedicina de la Universidad Politécnica Salesiana donde se les ubicaron los marcadores tanto en articulaciones y segmentos corporales específicos para el análisis cinemático, utilizando la tecnología de Optitrack y softwares de código abierto para el procesamiento de los registros obtenidos, siendo como propósito principal analizar la biomecánica del movimiento en actividades cotidianas de diversos pacientes.

1.2. Objetivos

Para el desarrollo de este trabajo se dieron cumplimiento a los siguientes objetivos:

1.2.1. Objetivo general

Implementar un sistema de captura de movimiento para el laboratorio de análisis de la marcha en los laboratorios del Campus Girón.

1.2.2. Objetivos específicos

- Realizar una revisión bibliográfica sobre documentación técnica de los sistemas de captura del movimiento para el análisis de marcha utilizando marcadores pasivos.
- Seleccionar el hardware y software necesario para el sistema a implementar.
- Implementar un modelo de calibración de las cámaras utilizadas en el sistema de captura de movimiento y el conjunto de marcadores pasivos.
- Construir un modelo biomecánico a partir de los datos adquiridos por el sistema y los marcadores para estimar el movimiento humano.
- Evaluar el desempeño del sistema de captura de movimiento implementado en el laboratorio de rehabilitación del campus Girón.

2. Marco teórico

2.1. Captura de movimiento

La captura de movimiento, también conocida como MOCAP (del inglés motion capture), es una técnica que registra digitalmente el movimiento de personas, animales u objetos para luego incluir dichos movimientos a modelos 2D o 3D y generar animaciones con los mismos [9]. Esta técnica se utiliza ampliamente en la industria del entretenimiento, especialmente en la producción cinematográfica, juegos de video y animaciones. Permite capturar y transferir los movimientos humanos a personajes virtuales en tiempo real o durante la postproducción. Además, la captura de movimiento tiene aplicaciones en medicina, donde se utiliza para identificar anomalías óseas o musculares en el cuerpo humano, lo que facilita el diagnóstico y tratamiento de enfermedades o discapacidades [5]. Las tecnologías para la captura de movimientos ha presentado avances significativos en la última década, ofreciendo soluciones cada vez más precisas y versátiles para registrar y analizar el movimiento humano. Estos sistemas integran datos de múltiples fuentes, como cámaras, sensores y unidades de medición, para obtener una captura de movimiento más precisa y robusta [10]. Con una amplia gama de opciones disponibles, los profesionales pueden elegir la solución de captura de movimiento más adecuada para sus necesidades específicas, ya sea en aplicaciones de animación, análisis deportivo, rehabilitación o investigación. Tanto los alcances como el entorno en el que se desarrollará el trabajo influirán en la elección de la tecnología, los requisitos de precisión, la portabilidad y el presupuesto disponible [11]. Las tecnologías de captura de movimiento avanzadas encuentran aplicaciones en diversos campos que se benefician de manera significativa.

En el ámbito de la animación y los efectos visuales, la captura de movimiento en tiempo real permite a los animadores y artistas visuales crear movimientos naturales y realistas para personajes y objetos digitales en películas, videojuegos y otros medios [12]. En el análisis deportivo y la biomecánica, la captura precisa de los movimientos de atletas y deportistas permite entender mejor la técnica y el rendimiento, así como a prevenir lesiones y mejorar los entrenamientos [13]. En la rehabilitación y terapia física, estas tecnologías se utilizan para evaluar el progreso de los pacientes, monitorear sus movimientos y diseñar programas de rehabilitación personalizados de manera más eficiente. En el campo de la investigación biomédica, los investigadores emplean estos sistemas para analizar el movimiento humano y estudiar trastornos neurológicos, musculoesqueléticos y del comportamiento, contribuyendo

al desarrollo de nuevos tratamientos y dispositivos de asistencia. En el ámbito de la ergonomía y el diseño de productos, la captura de movimiento ayuda a evaluar la interacción de las personas con productos y entornos, lo que permite mejorar el diseño para hacerlos más cómodos y eficientes. Además, en el campo de la seguridad y la vigilancia, algunas aplicaciones utilizan la captura de movimiento para detectar y rastrear patrones de movimiento en entornos públicos o industriales. Estas son solo algunas de las numerosas áreas que se benefician de las tecnologías de captura de movimiento avanzadas, las cuales permiten un análisis más profundo y preciso del movimiento humano, con implicaciones relevantes en diversas disciplinas [14]. Para llevar a cabo la captura de movimiento, se utilizan sensores, marcadores o cámaras especiales que registran los movimientos de los segmentos corporales. Estos movimientos se capturan en un entorno controlado, como un estudio, donde se colocan múltiples cámaras alrededor del sujeto para capturar los movimientos desde diferentes ángulos. Los sensores o marcadores pueden colocarse directamente en el cuerpo del sujeto o en un traje especial [15]. Estos marcadores emiten señales que son detectadas por las cámaras, permitiendo registrar las coordenadas y orientación de cada marcador en el espacio tridimensional. Los datos recopilados se procesan utilizando software especializado, que crea una representación digital del movimiento capturado [16].

2.1.1. Captura de movimiento óptico

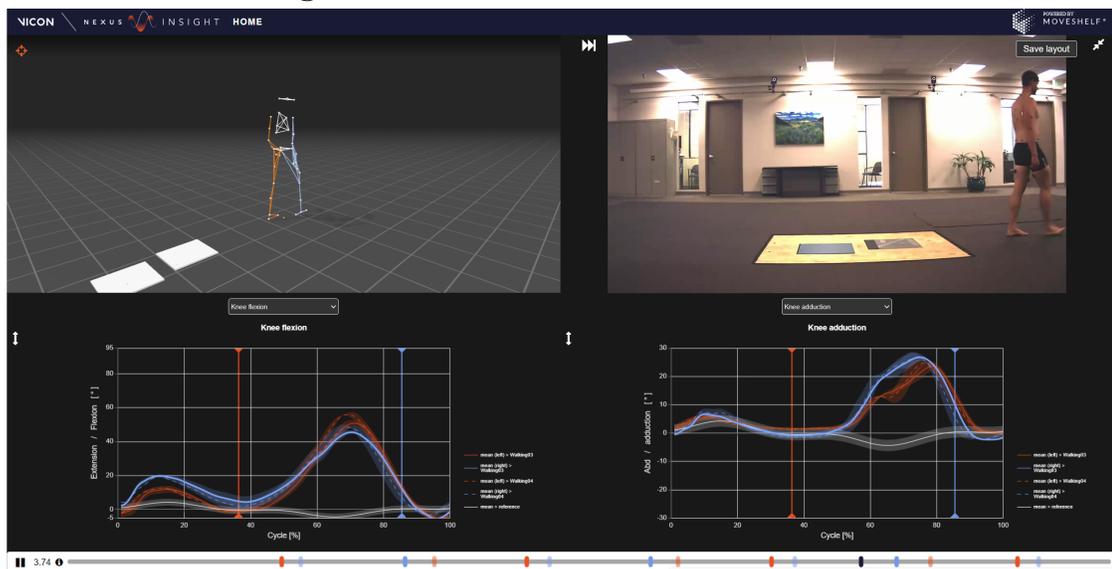
En la captura de movimientos usando sensores ópticos, como cámaras infrarrojas, las cámaras se encargan de registrar los componentes tridimensionales de los puntos de referencia (marcadores) colocados en el cuerpo u objeto que se desea capturar. Los marcadores pueden ser reflectantes o luces LED, y su movimiento es rastreado desde diferentes ángulos por las cámaras, proporcionando una captura precisa y detallada del movimiento [17]. La captura de movimiento óptica utiliza una serie de cámaras sincronizadas que rodean el sujeto o el objeto en movimiento. Estas cámaras capturan la posición de los marcadores a intervalos regulares, generalmente a velocidades de hasta 240 cuadros por segundo. Los datos recopilados se procesan luego mediante software especializado para reconstruir el movimiento tridimensional del sujeto u objeto [18]. Este método es extensamente empleado en la industria cinematográfica y de los videojuegos para generar efectos visuales realistas y animaciones de personajes. También se emplea en aplicaciones de biomecánica, análisis de movimiento y en el desarrollo avanzado de interfaces hombre-máquina [12].

Sistemas comerciales Vicon

Vicon es una empresa destacada en la industria de la captura de movimiento (motion capture) y sistemas de localización. Estos sistemas ofrecen una tecnología avanzada que permite registrar con precisión los movimientos de personas y objetos en una diversidad de aplicaciones, desde la producción cinematográfica y de videojuegos hasta la investigación biomédica y el análisis del movimiento [19].

Los costos de los sistemas Vicon pueden variar ampliamente dependiendo de factores como el número de cámaras, el volumen de captura y las características avanzadas requeridas. Los sistemas básicos para aplicaciones de escala pequeña pueden empezar en aproximadamente \$50,000 USD, mientras que los sistemas más avanzados para aplicaciones de gran escala pueden estar en el rango de \$100,000 a \$500,000 USD. Además de los costos iniciales, también se deben considerar los costos de mantenimiento, soporte técnico y actualizaciones de software [20]. En cuanto a los requerimientos técnicos, los sistemas Vicon requieren cámaras especializadas de alta velocidad y resolución para capturar el movimiento con precisión. La cantidad de cámaras necesarias dependerá del tamaño del volumen de captura y la complejidad de los movimientos a rastrear. Además, se requiere una computadora potente para procesar los datos de movimiento en tiempo real, y los sujetos deben usar trajes especiales con marcadores reflectivos para que las cámaras puedan detectar y rastrear sus movimientos [19].

Figura 2-1.: Interfaz de usuario de VICON



Nota. Ilustración del software de VICON y entornos gráficos del esqueleto y gráficas cinemáticas. Tomado de [19].

En cuanto al espacio, el área requerida dependerá de la aplicación, pero típicamente se necesita un área despejada de al menos 5×5 metros para aplicaciones de escala media. Para aplicaciones a gran escala, como salas de cine o estudios de juegos, se pueden requerir espacios de 10×10 metros o más, con suficiente espacio alrededor del volumen de captura para colocar las cámaras Vicon [20]. Vicon ofrece sistemas de captura de movimiento líderes en la industria, pero con costos y requerimientos de espacio y hardware que deben considerarse cuidadosamente para su implementación en función de las necesidades y el presupuesto de cada proyecto [19].

Tecnología Optitrack

OptiTrack es otra empresa líder en la industria de la captura de movimiento. Sus sistemas básicos pueden comenzar en aproximadamente \$20,000 USD, mientras que los sistemas más avanzados y de gran escala pueden llegar a \$100,000 - \$300,000 USD. Además de los costos iniciales, hay costos recurrentes para mantenimiento, soporte técnico y actualizaciones de software [21]. Al igual que los sistemas de Vicon, los sistemas de OptiTrack requieren cámaras especiales de alta velocidad y resolución, así como una computadora potente para procesar los datos de movimiento en tiempo real [20]. Los sujetos deben usar trajes o marcadores reflectivos durante el proceso de captura de movimiento.

El espacio requerido para usar los sistemas OptiTrack varía según la aplicación, pero típicamente se necesita un área despejada de al menos 5m x 5m, con suficiente espacio alrededor del volumen de captura para colocar adecuadamente las cámaras. En general, OptiTrack ofrece sistemas de captura de movimiento de alta calidad a un costo más asequible que otras soluciones del mercado. Sin embargo, la implementación de estos sistemas aún requiere una inversión significativa en hardware especializado y el acondicionamiento de un espacio de trabajo adecuado [22].

Figura 2-2.: Interfaz de usuario de Optitrack



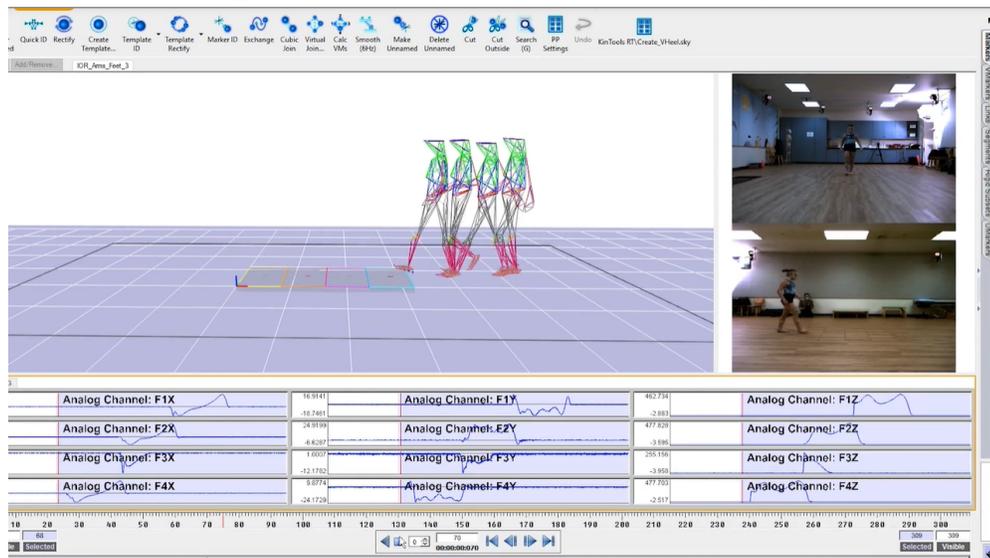
Nota. Ilustración del software de captura Optitrack y generación del esqueleto humano. Tomado de [22]

Sistemas de Motion Analysis

Motion Analysis es otra empresa líder en la industria de la captura de movimiento (motion capture). Los sistemas básicos de Motion Analysis pueden empezar en alrededor de \$75,000 USD, mientras que los sistemas más avanzados y de gran escala pueden llegar a \$200,000 - \$500,000 USD o más [23]. Además de los costos iniciales, hay costos recurrentes para mantenimiento, soporte técnico y actualizaciones de software. Al igual que Vicon y OptiTrack, los sistemas Motion Analysis requieren cámaras especializadas de alta velocidad y resolución para capturar el movimiento con precisión [20]. La cantidad de cámaras necesarias depende del tamaño del volumen de captura y la complejidad de los movimientos. Se requiere una computadora robusta y servidores para procesar los datos de movimiento en tiempo real, y los sujetos deben usar trajes especiales con marcadores reflectivos que puedan ser detectados por las cámaras.

El espacio requerido varía según la aplicación, pero típicamente se necesita un área despejada de al menos 10m x 10m o más. Para aplicaciones de gran escala, como estudios de efectos visuales o cine, se pueden requerir espacios de 15m x 15m o mayores [24]. Debe haber suficiente espacio alrededor del volumen de captura para colocar adecuadamente las cámaras Motion Analysis. Motion Analysis ofrece sistemas de captura de movimiento de alta gama y precisión, pero con costos iniciales y de mantenimiento más elevados que otras soluciones. Requiere una inversión significativa en hardware especializado y espacio de trabajo adecuado [25].

Figura 2-3.: Interfaz de usuario de Analysis



Nota. Ilustración del software de Analysis y generación de su esqueleto y a la vez imprime gráficas cinemáticas. Tomado de [23].

2.1.2. Marcadores utilizados en Mocap óptico

En la captura de movimiento se utilizan principalmente dos tipos de marcadores: los pasivos y los activos, cualquiera de estos deben estar correctamente colocados y fijados de manera segura a las superficies a estudiar. Además de su ubicación, la cantidad de marcadores y sus especificaciones tales como el tamaño, forma circular y capacidad reflectante también influirán en la calidad del seguimiento. Por otro lado, en ciertos sistemas el uso de marcadores no es obligatorio, esto dependerá bastante del tipo de aplicación que se realizará.

- *Pasivos:* Los marcadores pasivos reflectantes generalmente tienen forma esférica o semiesférica y están recubiertos con materiales reflectantes, lo cual permite que sean detectados por las cámaras. La detección se basa en la reflexión de la luz emitida por las cámaras o por fuentes de luz externas, que es captada de vuelta por los sensores de las cámaras. Por ejemplo, en estudios de la marcha donde se requiere una visualización clara y estable de las articulaciones y movimientos corporales, se utilizan marcadores con un diámetro de aproximadamente 15 mm, pero existe la posibilidad de que queden ocluidos. Por otro lado, en estudios que requieren una mayor resolución y precisión, como en análisis de movimientos fáciles o de los dedos, se emplean marcadores de menor tamaño [15].

Figura 2-4.: Marcadores pasivos o reflectantes



Nota. Paciente colocado marcadores pasivos para realizar un estudio del codo. Tomado de [26].

- *Activos:* Los sistemas que utilizan marcadores activos emplean dispositivos que emiten luz infrarroja, la cual es detectada directamente por las cámaras. Estos marcadores pueden ofrecer ventajas en términos de precisión y resistencia a interferencias lumínicas del entorno, ya que la luz infrarroja emitida es específica y más fácil de distinguir por los

sensores de las cámaras [27]; así mismo, se puede personalizar, siempre y cuando sean configurados de una manera correcta. En una revisión sistémica de la literatura, donde el punto de interés es la aplicación de los sistemas de captura de movimiento, mencionan que los tamaños de marcadores más comunes para el análisis del movimiento humano son de 20 mm y 11 mm, sin embargo, en otros artículos se han empleado tamaños incluso de 15 mm, 14 mm, 10 mm, 9.5 mm y 8 mm. No obstante, según los estudios de validación realizados en mencionado artículo, el tamaño del marcador no tiene un efecto determinante o significativo en la precisión de las mediciones realizadas por el sistema, a diferencia de otros factores como la resolución de la cámara, que sí tiene un impacto positivo en la exactitud [1].

Figura 2-5.: Marcadores activos



Nota. Paciente colocado marcadores activos en todo el cuerpo, los cuales emiten luz LED. Tomado de [28].

Una vez seleccionados el tipo de marcadores a usar, se los debe pegar al sujeto, ya sea un objeto rígido o una persona, donde es necesario reducir los reflejos no deseados cubriendo las superficies brillantes con cintas no reflectantes o adhesivos como de tipo acrílico, de goma, para piel y velcro.

- *Sin marcadores:* En muchas situaciones, resulta poco práctico, imposible o no deseable colocar marcadores en el sujeto que realiza el movimiento, como en el caso de atletas en competiciones y pacientes en situaciones clínicas que no pueden soportar un prolongado período de preparación experimental. En estos casos, el investigador debe digitalizar manualmente el registro del movimiento utilizando puntos anatómicos identificables para localizar los puntos necesarios para el modelo de movimiento. Sin

embargo, se han realizado esfuerzos para desarrollar sistemas automáticos de análisis de movimiento sin marcadores [29]. Los sistemas sin marcadores utilizan técnicas de gráficos por computadora para hacer coincidir la forma de un segmento del cuerpo con una forma predeterminada. Inicialmente, se construye un modelo del cuerpo que coincide con el tamaño general y las características morfológicas del sujeto. Se graba un video del sujeto en movimiento y se convierte en formato digital. El software de computadora intenta alinear el modelo computarizado con la imagen del sujeto en cada fotograma del video. Si la computadora puede encontrar una posición aceptable para el modelo en cada fotograma, esto replica efectivamente el movimiento del sujeto. El software extrae las posiciones de puntos y segmentos individuales del modelo, digitalizando eficazmente las ubicaciones de los puntos deseados [29].

2.1.3. Captura de movimiento mediante sensores inerciales

Las unidades de medición inercial (IMU) se basan en el uso de sensores inerciales que registran los cambios en la aceleración, la velocidad y la orientación del objeto o persona que se está capturando. Los sensores inerciales, como los acelerómetros, los cuales se encargan de calcular el cambio en posición de los segmentos en relación con otros segmentos, y los giroscopios se colocan en diferentes partes del cuerpo o en el objeto y capturan los datos de movimiento (Figura 2-6). La ventaja de este enfoque es que es portátil y no requiere una configuración compleja, pero puede tener una precisión limitada en comparación con el MOCAP óptico [30].

Figura 2-6.: Sensores inerciales



Nota. Paciente colocado sensores inerciales estratégicamente en el cuerpo. Tomado de [28].

Las IMUs en términos de MOCAP, usan un sensor inercial para cada segmento del cuerpo con el fin de medir el movimiento en 3D; en cuestión de mediciones en biomecánica sufren de inherentes cuestiones ya que la precisión del giroscopio depende de la precisión del acelerómetro, y los acelerómetros suelen ser sensibles a los cambios de presión, temperatura y altura, donde esto puede afectar de manera negativa a los datos que se obtengan [31].

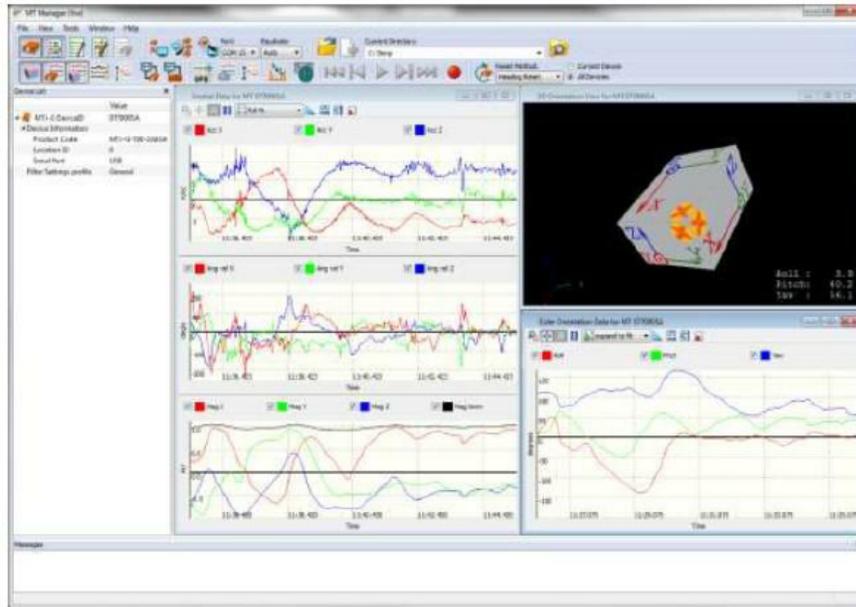
Así mismo, las IMUs son muy sensibles a los cambios de aceleración, velocidad angular y el vector de campo magnético y sus mediciones dependen de su propio sistema de coordenadas tridimensionale local. Con una calibración adecuada, los ejes de este sistema de coordenadas local forman una base ortonormal que generalmente está bien alineada con la carcasa exterior del sensor. Además de las señales de medición inerciales mencionadas, algunos dispositivos comerciales incorporan algoritmos que estiman la orientación del sensor con respecto a un sistema de coordenadas fijo global. Esta orientación se puede representrsr mediante un cuaternión, una matriz de rotación o ángulos de Euler [4].

Tecnología inercial Xsens

Xsens es una empresa especializada en la tecnología de captura de movimiento 3D, que desarrolla y comercializa sensores con tecnología MEMS (Microelectromechanical System) para diversas aplicaciones como el análisis de movimiento, la animación de personales, el control industrial y la estabilización [32]. Su línea de productos Xsens MVN, destinada al análisis de movimiento humano, cuenta con dos configuraciones de hardware: MVN Link y MVN Awinda, ambas trabajan con 17 sensores pequeños e inalámbricos para capturar los movimientos de todo el cuerpo [33]. La configuración MVN Awinda emplea sensores inerciales MTw Awinda que se fijan al cuerpo mediante bandas, lo que permite una mayor flexibilidad y comodidad para el usuario, su costo va alrededor de \$ 8,460. Por otro lado, MVN Link utiliza sensores miniaturizados interconectados en un traje de lycra, proporcionando una solución más integrada y ajustada que es especialmente útil en entornos que requieren movimientos intensivos, el costo de esta configuración oscila entre \$ 15,000 y \$ 30,000 [32].

El software asociado a este sistema, MVN Analyze, está optimizado para su uso en investigación, ciencias del deporte, ergonomía y rehabilitación; ofrece herramientas para el análisis y visualización de datos de movimiento, permitiendo a los usuarios obtener una comprensión de la cinemática y dinámica del cuerpo humano. Los datos reportados por el sistema incluyen ángulos de articulaciones, cinemática de segmentos, posiciones globales de los segmentos, centro de masa del cuerpo y los datos propios de los sensores [34].

Figura 2-7.: Interfaz de usuario de Xsens



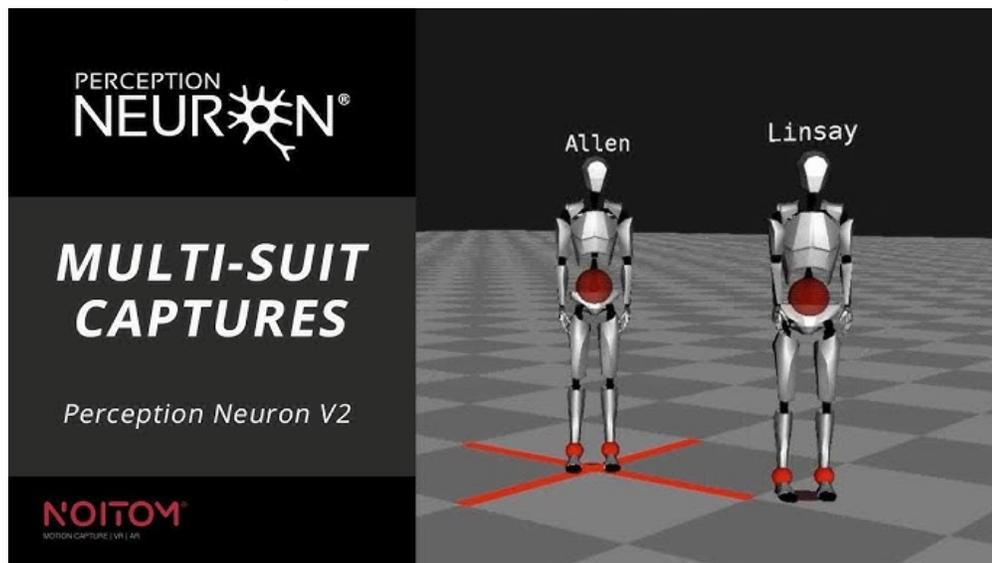
Nota. Ilustración del software de Xsens y las diversas gráficas que se obtienen de un cuerpo rígido. Tomado de [32].

Tecnología Noitom

Noitom es una empresa especializada en el desarrollo de sistemas de captura de movimiento y tecnologías de realidad virtual [35]. Los sistemas de captura de movimiento de Noitom tienen un rango de precios bastante amplio, desde aproximadamente \$10,000 USD hasta \$100,000 USD o más, dependiendo del modelo y la configuración. Por ejemplo, su solución base, el sistema Perception Neuron, tiene un costo de alrededor de \$10,000 USD para la versión más básica, mientras que las soluciones avanzadas de Noitom, como el sistema Hi5 VR, pueden costar \$50,000 USD o más para una configuración completa. Además de los costos iniciales, también hay costos recurrentes para soporte, mantenimiento y actualizaciones de software [35]. Los sistemas de Noitom utilizan una combinación de sensores inerciales, ópticos y/o electromagnéticos para rastrear el movimiento, y requieren una computadora potente con capacidades de procesamiento en tiempo real, así como, en algunos casos, el uso de cámaras especializadas de alta velocidad y resolución. El espacio requerido para los sistemas de Noitom varía según el modelo y la aplicación, pero generalmente se necesita un área de captura de aproximadamente 3m x 3m o más para las soluciones básicas, y un espacio más amplio, de 5m x 5m o incluso más, para los sistemas más avanzados [35]. Noitom ofrece soluciones tanto para aplicaciones de realidad virtual como para captura de movimiento en general, y sus sistemas se utilizan en diversos campos, como animación, efectos visuales, rehabilitación y desarrollos de investigación. La empresa es conocida por su experiencia y soporte técnico

en el campo de la tecnología de captura de movimiento, y también ofrece herramientas de software y SDK para integrar sus soluciones en diversos proyectos y aplicaciones [36].

Figura 2-8.: Herramientas de Noitom



Nota. Presentación breve del MoCap de Noitom. Tomado de [35].

Sistema Perception Neuron

Perception Neuron es un sistema de captura de movimiento desarrollado por la empresa Noitom. El costo básico del sistema es de aproximadamente \$10,000 USD y esta versión incluye 32 sensores inerciales y un hub central para conectarlos, aunque existen opciones de expansión que incrementan el costo total [35]. Perception Neuron utiliza sensores inerciales (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) para rastrear el movimiento, con cada sensor conectado al hub central a través de cables, y el hub conectado a una computadora a través de un puerto USB. Se requiere una computadora con suficiente potencia de procesamiento (con procesador core i5 o superior) y tarjeta gráfica dedicada para procesar los datos de movimiento en tiempo real, y el software es compatible con Windows, macOS y Linux [35]. El espacio recomendado para usar Perception Neuron es de aproximadamente 3m x 3m o más, lo que permite que los sensores puedan cubrir adecuadamente el volumen de captura. Perception Neuron se considera una solución relativamente asequible y accesible para la captura de movimiento en 3D, compatible con una amplia gama de software de animación, realidad virtual y desarrollo de videojuegos, y ofrece un SDK y herramientas de integración para que los desarrolladores puedan incorporar la captura de movimiento en sus proyectos, aunque su precisión suele ser inferior a la de los sistemas ópticos más avanzados [36].

Figura 2-9.: Interfaz de usuario de Perception Neuron

Nota. Software y sensores del MoCap Perception Neuron. Tomado de [36].

2.1.4. Captura de movimiento basado en visión por computadora

En este tipo de sistemas se utilizan algoritmos de procesamiento de imágenes y visión por computadora para rastrear y analizar el movimiento. En lugar de utilizar sensores físicos, se utilizan cámaras convencionales para capturar el movimiento y luego se aplican técnicas de visión por computadora para extraer y analizar los datos de movimiento [37]. La captura de movimiento basada en visión por computadora ofrece varias ventajas sobre los sistemas tradicionales que utilizan sensores físicos. Una de las principales ventajas es la mayor flexibilidad y facilidad de configuración. Las cámaras pueden colocarse fácilmente en diferentes ángulos y posiciones para capturar el movimiento desde múltiples perspectivas, lo que brinda una mayor flexibilidad en la configuración del sistema [37]. Adicionalmente, el menor costo de implementación es otra ventaja importante, debido a que las cámaras convencionales son mucho más económicas que los sensores de movimiento especializados. Finalmente, esta tecnología también destaca por la mejor precisión y resolución que puede lograr, ya que los algoritmos de visión por computadora pueden rastrear el movimiento con gran detalle y exactitud [38].

Cámara Microsoft Kinect

Microsoft Kinect es un sistema de captura de movimiento y seguimiento de cuerpo completo desarrollado originalmente por Microsoft para su consola Xbox 360 [39]. Los costos de Microsoft Kinect son relativamente bajos en comparación con otros sistemas de captura de movimiento profesionales. El dispositivo Kinect original para Xbox 360 tenía un costo aproximado de \$150 USD. Versiones posteriores de Kinect para Windows han tenido precios

alrededor de \$200-\$400 USD. Además del costo del hardware, se requiere una computadora con suficiente potencia de procesamiento para utilizar Kinect. Kinect utiliza una cámara RGB, un sensor de profundidad y un micrófono integrados en un único dispositivo [40]. El sensor de profundidad permite a Kinect rastrear el movimiento y la posición de los sujetos en 3D. Kinect requiere una conexión USB a una computadora o consola compatible para funcionar. El software de desarrollo de Kinect está disponible tanto para Windows como para otras plataformas.

Kinect tiene un campo de visión más limitado que los sistemas de captura de movimiento profesionales. El espacio recomendado para usar Kinect es de aproximadamente 1.8m a 4m de distancia del sensor. Se necesita un espacio despejado de al menos 3m x 3m delante del sensor para una experiencia óptima. Kinect fue inicialmente diseñado para aplicaciones de juegos y entretenimiento, pero posteriormente se adaptó para uso en aplicaciones de investigación y desarrollo [40]. Es una solución relativamente económica y accesible para la captura de movimiento a pequeña escala. Kinect ha sido ampliamente adoptado por la comunidad de desarrolladores y se ha utilizado en una variedad de aplicaciones, desde rehabilitación hasta robótica. Sin embargo, la precisión y el volumen de captura de Kinect son limitados en comparación con los sistemas profesionales [39].

Figura 2-10.: Demostración de uso de Kinect Mocap de Xbox 360



Nota. Sin necesidad de ocupar sensores, esta clase de MoCap imita los movimientos del sujeto. Tomado de [39].

Cámara Intel RealSense

Intel RealSense es una familia de tecnologías de detección y percepción desarrollada por Intel. Esta solución ofrece una variedad de características clave para los usuarios. En cuanto a los costos, los módulos y cámaras Intel RealSense varían en precio, desde aproximadamente \$99 USD para los modelos más básicos hasta \$399 USD o más para las configuraciones más avanzadas [41]. Por ejemplo, el Intel RealSense Depth Camera D435i tiene un precio aproximado de \$169 USD. Además del costo del hardware, es necesario considerar los costos de integración y desarrollo de software para utilizar las capacidades de Intel RealSense. En términos de requerimientos técnicos, los módulos y cámaras Intel RealSense se conectan a la computadora a través de puertos USB y requieren una computadora con suficiente potencia de procesamiento, como un procesador Intel Core i5 o superior, para manejar los datos de profundidad y sensores [42]. Además, es necesario instalar el software SDK y drivers proporcionados por Intel. Algunos modelos también cuentan con sensores adicionales como cámaras RGB, infrarrojos o sensores de movimiento. En cuanto al espacio requerido, varía según el modelo y la aplicación, pero en general se recomienda tener un espacio de al menos 0.5m a 5m de distancia entre la cámara y el objeto/sujeto a capturar. Para aplicaciones de realidad virtual o reconocimiento de gestos, se necesita un espacio más amplio, de aproximadamente 2m a 5m de distancia [42]. Es importante asegurar que el espacio esté bien iluminado y sin obstrucciones para obtener los mejores resultados. Finalmente, Intel RealSense ofrece diversas capacidades, como detección de profundidad, seguimiento de manos y gestos, reconocimiento facial, entre otras, y está diseñado para integrarse en una amplia gama de aplicaciones, desde robótica y drones hasta realidad aumentada y videojuegos, contando con SDK y herramientas de desarrollo para que los programadores puedan incorporar fácilmente sus funcionalidades en sus proyectos [41].

Figura 2-11.: Herramientas de Intel RealSense



Nota. Las diferentes herramientas de Intel RealSense permite capturar el movimiento sin necesidad de usar sensores en el cuerpo. Tomado de [41].

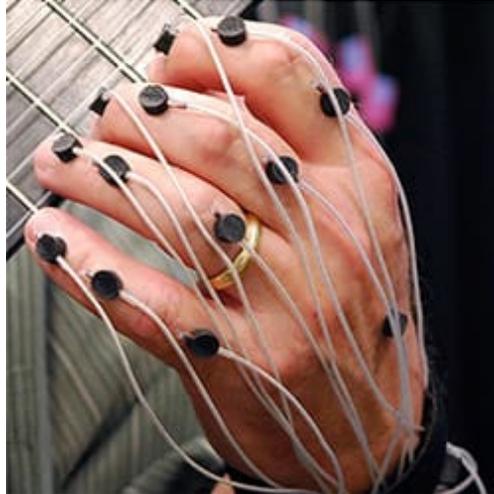
2.1.5. Captura de movimiento magnético

Este enfoque se basa en el uso de sensores magnéticos para detectar y registrar el movimiento. Estos sensores, como los sistemas de seguimiento magnético o los sensores de campo magnético, capturan los cambios en los campos magnéticos con el fin de determinar la posición y orientación de un objeto o persona. Esta estrategia es especialmente útil en aplicaciones portátiles o en espacios reducidos donde el uso de cámaras ópticas puede estar limitado [43]. Los sensores magnéticos funcionan mediante la detección de los cambios en los campos magnéticos producidos por los movimientos de los objetos o personas, los cuales son registrados y analizados para determinar la posición y orientación del elemento en movimiento. Esta tecnología es más robusta y fiable que los sistemas ópticos, debido a que no se ve afectada por la iluminación o las condiciones ambientales. Además, los sensores magnéticos son más pequeños y consumen menos energía, lo que los hace ideales para aplicaciones portátiles y de espacios reducidos [44].

Sistemas Polhemus

Polhemus es una empresa líder en el desarrollo de sistemas de rastreo y captura de movimiento en 3D, que han sido utilizados en una amplia variedad de aplicaciones desde la década de 1980. La compañía fue fundada en 1969 en Vermont, Estados Unidos, y desde entonces se ha consolidado como uno de los principales proveedores de esta tecnología a nivel mundial [45]. Los sistemas de rastreo y captura de movimiento 3D de Polhemus utilizan sensores que se colocan sobre los objetos o personas que se desean rastrear, y una unidad de control que determina la posición y orientación de estos sensores en tiempo real. La tecnología que emplea Polhemus se basa en el rastreo electromagnético, lo que les permite ofrecer una precisión y frecuencia de muestreo muy elevadas en comparación con otros métodos como los sistemas ópticos [45].

Los costos de los sistemas Polhemus varían entre \$15,000 y \$50,000 USD, dependiendo del modelo y las características requeridas. Estos sistemas suelen incluir una unidad de control de escritorio de aproximadamente 20-30 cm de ancho, y fuentes de campo electromagnético de 10-15 cm o más. Con esta configuración, Polhemus garantiza una precisión de posicionamiento de 0.1-3 mm y orientación de 0.1-0.5 grados, a frecuencias de muestreo de hasta 240 Hz [46]. Las principales aplicaciones de los sistemas de rastreo y captura de movimiento 3D de Polhemus incluyen la realidad virtual, la realidad aumentada, el análisis biomecánico y la animación 3D. Estas tecnologías han sido ampliamente adoptadas en campos como la medicina, el diseño, los videojuegos y la industria del entretenimiento, entre otros [45].

Figura 2-12.: Sensores aplicados en Polhemus

Nota. Tomado de [45].

Sistema Flock of Birds

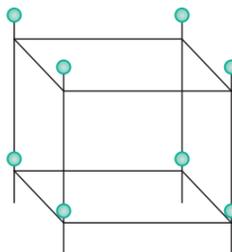
Flock of Birds es un sistema de captura de movimiento desarrollado por la empresa Ascension Technology Corporation. Los sistemas básicos de Flock of Birds su precio empieza desde alrededor de \$30,000 USD, mientras que los sistemas más avanzados y de mayor escala pueden llegar a \$80,000 - \$150,000 USD. Además de los costos iniciales, hay costos recurrentes para mantenimiento, soporte técnico y actualizaciones de software [47]. A diferencia de los sistemas ópticos como Vicon y OptiTrack, Flock of Birds utiliza un enfoque electromagnético para rastrear el movimiento, lo que requiere de un transmisor electromagnético y sensores o receptores que se colocan en los objetos a rastrear. La cantidad de receptores necesarios depende de la complejidad del movimiento a capturar, y requiere una computadora para procesar los datos de movimiento en tiempo real [48]. El espacio requerido para Flock of Birds es menor que los sistemas ópticos, típicamente se necesita un área de 3m x 3m o menos, pero el volumen de captura está limitado por el alcance del campo electromagnético generado por el transmisor. Flock of Birds se destaca por su portabilidad y facilidad de configuración en comparación con los sistemas ópticos, y es ampliamente utilizado en aplicaciones médicas, de rehabilitación y en algunos entornos de realidad virtual, ofreciendo una solución más económica que los sistemas ópticos, pero con menor precisión y volumen de captura [47].

Figura 2-13.: Herramientas del sistema MoCap Flock of birds

Nota. Tomado de [47].

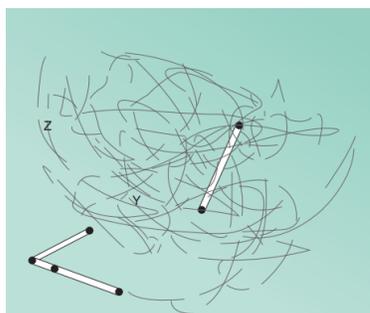
2.2. Métodos de calibración para cámaras MoCap

Para cualquier sistema de captura de datos cinemáticos, es necesario emplear un método de calibración adecuado para asegurar que las coordenadas del sistema estén correctamente ajustadas al tamaño real del volumen de captura. En este contexto, el método de calibración más recomendado para sistemas multicámara se basa en el establecimiento de una serie de puntos de referencia. Estos puntos de referencia son marcadores colocados en una estructura o fijados en el lugar de filmación o laboratorio, cuyas coordenadas exactas se conocen [29]. El número de puntos de control necesarios depende de sí el sistema es 2D o 3D; para sistemas 2D, se requieren al menos cuatro puntos coplanares para definir las mediciones en un plano. Es importante posicionar correctamente el marco de calibración, manteniendo en el mismo plano en donde se realiza la actividad a registrar para minimizar los errores de perspectiva. Por otro lado, para sistemas 3D, es necesario al menos seis puntos de control no coplanares, es decir, puntos que no estén situados en el mismo plano, distribuidos en los tres planos (Figura 2-14). Los marcos de calibración para sistemas 3D suelen tener más de seis puntos para cubrir un área más grande y mejorar la precisión [31].

Figura 2-14.: Calibración estática

Nota. Sistema de calibración para sistemas 3D con 6 puntos de control no coplanares. Tomado de [31].

Por otro lado, existe la calibración dinámica que se puede realizar de diversas maneras, pero el método más común y confiable implica el uso de un marco estático para establecer el origen y la dirección de los ejes $X - Y$ positivos. Además del marco estático, se utiliza un dispositivo como varilla que se mueve a través del volumen captado por las cámaras (Figura 2-14). Este movimiento genera numerosas coordenadas bidimensionales que se utilizan para calcular la posición y orientación de las cámaras, así como las coordenadas tridimensionales de la varilla mediante un proceso conocido como ajuste de paquete [31].

Figura 2-15.: Calibración dinámica

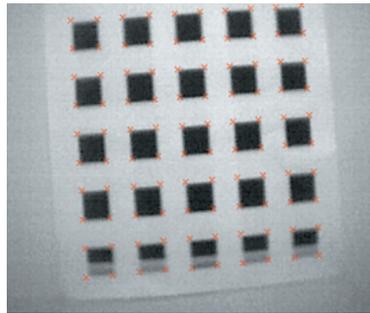
Nota. Método de calibración dinámica el cual se basa en mover una varilla dentro del área. Tomado de [31].

Con estas calibraciones se pueden obtener parámetros intrínsecos los cuales incluyen datos como la distancia focal, el centro de la imagen en relación con la lente y los parámetros de distorsión de la lente. También se obtienen los parámetros extrínsecos donde se aborda la posición y la orientación de la cámara y la imagen en el sistema de coordenadas de medición, que generalmente es el sistema de coordenadas global (GCS) [31].

Por otro lado, para la calibración de cámaras digitales se emplea el método de Zhang [49], el cual utiliza patrones de cuadros blancos y negros como base fundamental (Figura 2-16). Esta técnica se basa en usar un "checker pattern" (patrón de tablero de ajedrez),

el cual proporciona puntos de referencia visuales claros y bien definidos para la respectiva calibración de las cámaras. Luego, se capturan múltiples imágenes del patrón desde diferentes perspectivas y así, en cada imagen capturada con ayuda de estrategias clásicas de detección, se localizan las esquinas de los cuadros del patrón [50]. Esto se logra utilizando algoritmos de visión por computadora que identifican puntos de interés precisos en la imagen donde se intersectan las líneas de los cuadros del patrón.

Figura 2-16.: Método de Zhang



Nota. Calibración basado en el método de Zhang donde se usa un checker pattern y se detecta las esquinas de cada cuadro. Tomado de [49].

2.3. Configuración de la ubicación de las cámaras MoCap

El tipo de sistema utilizado varía según los requisitos de la profundidad del análisis necesario. En primer lugar, existen los sistemas bidimensionales que normalmente se basan en el uso de cámaras de video simples posicionadas ortogonalmente para capturar el movimiento en el plano coronal o sagital con respecto al sujeto bajo análisis. Por otra parte, los sistemas tridimensionales normalmente están compuestos por muchas cámaras (generalmente entre 4 y 10); estos tipos de sistemas permiten un análisis tridimensional detallado del movimiento humano, generalmente son mucho más costosos que los sistemas bidimensionales [31].

2.3.1. Configuración de Sistemas de Análisis de Movimiento Bidimensional

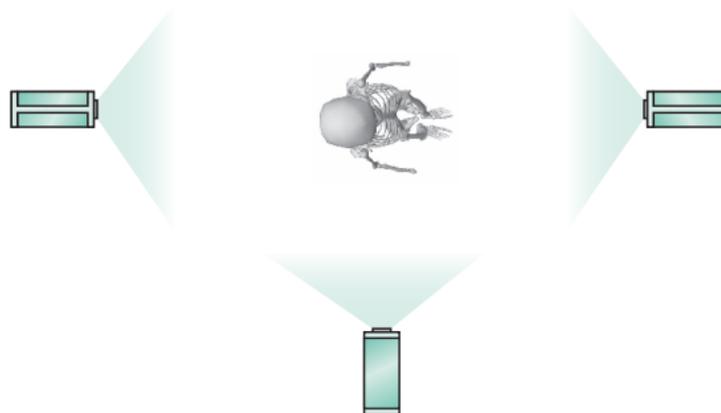
Las configuraciones de análisis bidimensional consisten en una o múltiples cámaras de video, las cuales proporcionan información valiosa sobre movimientos en un solo plano. Una cámara de video estándar generalmente será suficiente, pero no podrá captar movimientos multiplanares más complejos. El único costo adicional asociado con los sistemas bidimensionales es el software para digitalizar y procesar los datos. Este software es producido por varios fabricantes, incluyendo HU-M-AN (HMA Technologies Inc.), APAS (Ariel Performance Analysis

System) y Siliconcoach [31]. Algunos de estos sistemas funcionan mediante la digitalización manual de marcadores, mientras que otros utilizan el reconocimiento de color y forma para identificar los marcadores. Al utilizar sistemas de este tipo, siempre hay una serie de riesgos asociados con la calidad de los datos. Estos incluyen errores de paralaje, errores de perspectiva, errores interplanares y errores de digitalización [31]. El uso de sistemas bidimensionales se basa en la colocación de marcadores en el lado lateral de la articulación del sujeto bajo estudio para su identificación. Aunque estos marcadores no están colocados directamente sobre la articulación, los movimientos relativos entre ellos pueden ofrecer información útil sobre el movimiento articular.

2.3.2. Configuración de Cámaras de Video

Configurar cámaras de video directamente en los planos sagital y coronal de acuerdo a la anatomía humana puede proporcionar un registro útil. Esto permite el análisis de las articulaciones de las extremidades inferiores en el plano sagital y puede indicar el movimiento en articulaciones de la rodilla y la cadera. Se debe tener cuidado para asegurar que la cámara esté exactamente en el plano de movimiento y evitar el riesgo de que este sistema identifique incorrectamente el movimiento de las articulaciones y malinterprete los movimientos interplanares en un solo plano [31].

Figura 2-17.: Configuración de cámaras de video



Nota. Ilustración de la ubicación de una cámara posterior para capturar el movimiento que realiza el sujeto de otra perspectiva. Tomado de [31].

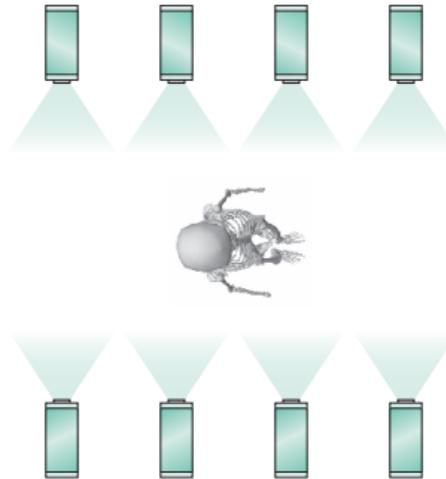
2.3.3. Sistemas de Análisis de Movimiento Tridimensional

Los sistemas tridimensionales eliminan gran parte del riesgo asociado con los sistemas bidimensionales mencionado anteriormente; sin embargo, esto está directamente relacionado con

el costo del sistema. En general, el valor de una cámara puede variar entre \$1000 y \$15.000 por cámara. Esto puede elevar el costo total del hardware a más de \$100,000. Luego, se debe considerar el soporte y el software, que pueden costar hasta \$2300 adicionales por año. Sin embargo, el costo de estos sistemas generalmente está asociado a su rendimiento [31].

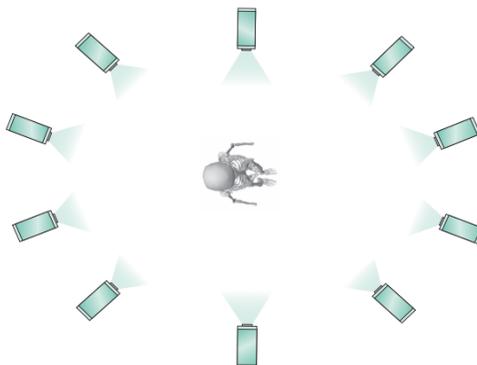
Un sistema tridimensional permite al usuario aprovechar configuraciones de marcadores más avanzadas, debido a que el sistema generalmente identifica automáticamente los marcadores y no se es afectado por errores como los de perspectiva y errores interplanares. Al igual que con los sistemas bidimensionales, se debe tener cuidado al configurar sistemas tridimensionales. Hay dos tipos principales de configuración: lineal y en paraguas. La configuración lineal se refiere a las cámaras posicionadas a distancias establecidas, todas funcionando en dos líneas paralelas (Figura 2-19). Sin embargo, existe un mayor riesgo de que las cámaras se identifiquen entre sí como una cámara debido a que las cámaras rastrean la cámara opuesta [31].

Figura 2-18.: Configuración lineal de cámaras



Nota. Esta configuración es posible con ciertos sistemas que no requieren que todas las cámaras sigan el marco de calibración. Tomado de [31].

Por otro lado, las configuraciones en paraguas se refieren a aquellas que utilizan un banco de cámaras alrededor del frente y la parte trasera, las cámaras se posicionan de manera que aseguran que al menos tres cámaras siempre estén rastreando los datos de cada marcador (Figura ??). Esta configuración resultará en un volumen de calibración ligeramente menor [31].

Figura 2-19.: Configuración en paraguas de cámaras

Nota. Esta configuración es posible con ciertos sistemas que no requieren que todas las cámaras sigan el marco de calibración. Tomado de [31].

2.4. Reconstrucción de esqueletos mediante marcadores 3D

Los sistemas de captura de movimiento que trabajan con marcadores, se encargan de reconstruir las trayectorias de los mismos en el sistema de referencia 3D utilizando las cámaras determinadas por el sistema MoCap, es decir que, cada uno de los marcadores se posiciona a la vista en al menos dos cámaras, por lo que se colocan múltiples cámaras a cada lado del sujeto [51].

En este contexto, la reconstrucción está correlacionada a los datos en dos dimensiones (2D) los cuales constituyen el fundamento esencial en el proceso de captura de movimiento, cubriendo principalmente los fotogramas capturados por cada cámara dentro de un sistema. La composición y calidad de las imágenes en estos datos 2D varían en función del modo de procesamiento de imágenes, también conocido como tipo de video, para lo cual se configura cada cámara durante el momento de la captura [29]. Las cámaras configuradas en modos de referencia, como las que graban videos en escala de grises MJPEG, capturan videos de referencia, mientras que aquellas configuradas en modos de seguimiento, como objeto, precisión o segmento, registran imágenes de los objetos en dos dimensiones que posteriormente se emplean en el proceso de reconstrucción [52].

Los datos resultantes de los objetos en 2D ofrecen información detallada sobre las posiciones de los centroides en los reflejos capturados, así como sus dimensiones respectivas en píxeles y su nivel de redondez. Al combinar estos datos de objetos 2D con los parámetros de calibración de la cámara, se logra calcular la información en tres dimensiones (3D) [29]. La transformación de las ubicaciones de centroides en 2D a coordenadas en 3D se conoce como Reconstrucción. Este paso es determinante en el flujo de trabajo de captura de movimiento,

debido a que permite la traducción de la información bidimensional obtenida por las cámaras en una representación tridimensional precisa de los movimientos y posiciones capturadas. Por otra parte, los datos en tres dimensiones (3D) encapsulan las coordenadas tridimensionales de los marcadores reconstruidos, los cuales se derivan de datos en dos dimensiones (2D) y representan una perspectiva visual de las escenas capturadas [5].

2.5. Formatos de archivo brindados por sistemas MoCap

De manera general, los sistemas de captura de movimiento brindan algunos formatos estándar, a continuación se detallará brevemente algunos de ellos:

- *CSV*: Los datos de seguimiento capturados pueden ser exportados en formato CSV (Comma-Separated Values). Este tipo de archivo utiliza comas como delimitadores para separar múltiples valores en cada fila y puede ser importado utilizando software de hojas de cálculo o mediante un script de programación. Dependiendo de las opciones de exportación habilitadas, los archivos CSV pueden incluir datos de marcadores, cuerpos rígidos y/o esqueletos [53].
- *C3D*: Los datos de seguimiento pueden ser exportados en formato de archivo C3D. El C3D (Coordinate 3D) es un formato binario ampliamente utilizado, especialmente en aplicaciones de biomecánica y estudios de movimiento. Los datos registrados de dispositivos externos, como plataformas de fuerza y dispositivos de adquisición de datos fabricados por National Instruments (NI-DAQ), también se incluirán en los archivos C3D exportados. Es importante tener en cuenta que las aplicaciones biomecánicas comunes utilizan un sistema de coordenadas de mano derecha con el eje Z hacia arriba [54].
- *FBX*: FBX, conocido como FilmBox, es un formato de archivo 3D ampliamente utilizado que fue inicialmente desarrollado por Kaydara para MotionBuilder. En 2006, Autodesk Inc. adquirió este formato, convirtiéndolo en uno de los principales estándares de intercambio 3D utilizado por diversas herramientas de creación digital. FBX está disponible tanto en formato binario como en formato ASCII, y se estableció con el propósito de facilitar la interoperabilidad entre aplicaciones de contenido digital. Existen numerosas herramientas disponibles para la conversión hacia y desde el formato FBX [55]. Los archivos FBX exportados en formato ASCII pueden incluir datos de coordenadas de marcadores reconstruidos, así como datos de 6 grados de libertad para cada activo según las configuraciones de exportación. Estos archivos ASCII son accesibles para abrir y editar con aplicaciones de edición de texto. En contraste, los archivos FBX binarios son más compactos que los ASCII y no contienen los datos de marcadores 3D reconstruidos. En su lugar, exportan esqueletos seleccionados con ángulos de la

articulación y longitudes de segmento correspondientes. Para los cuerpos rígidos, estos archivos binarios exportan posiciones y orientaciones definidas en el origen del cuerpo rígido [22].

- *BVH*: En un archivo BVH, se guarda la posición tridimensional de un segmento primario del esqueleto (Hips), junto con los datos de segmentos posteriores utilizando ángulos de articulación y parámetros específicos del segmento. Cada archivo BVH exporta únicamente un esqueleto y contiene la definición fundamental del esqueleto necesaria para su caracterización en otras secuencias. Estos datos son organizados de manera gerárquica [56].
- *TRC*: Los datos de seguimiento capturados pueden exportarse al formato de archivo Track Row Column (TRC), comúnmente utilizado en varias aplicaciones de captura de movimiento. Los archivos TRC exportados son accesibles desde software de hojas de cálculo como Excel. Estos archivos contienen datos brutos de salida de la captura, que incluyen las posiciones de cada marcador etiquetado y no etiquetado de una toma seleccionada. Sin embargo, no se incluyen las ubicaciones esperadas de los marcadores ni los datos de orientación del segmento en los archivos exportados. El encabezado del archivo proporciona información básica como el nombre del archivo, la velocidad de fotogramas, el tiempo, la cantidad de fotogramas y las etiquetas de los marcadores correspondientes. Los datos XYZ correspondientes se presentan en las filas restantes del archivo [57].

2.6. Metodologías de captura

2.6.1. Laboratorios de marcha

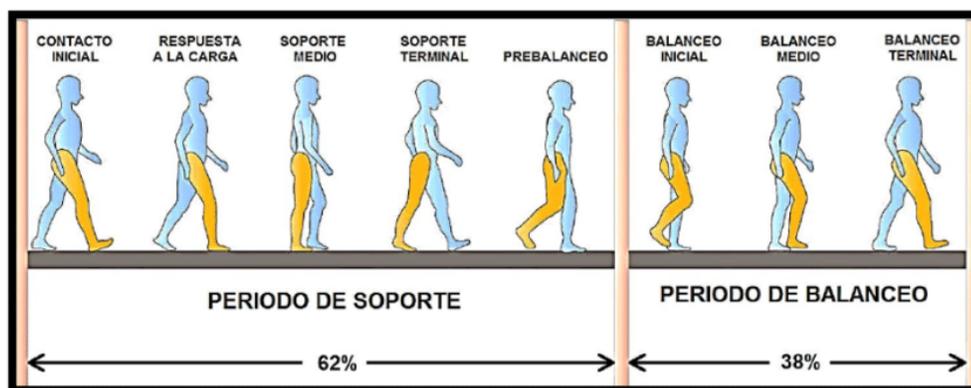
En términos generales, un laboratorio de marcha contiene sistemas y herramientas de medición de alta precisión que permite a investigadores, estudiantes y profesionales monitorizar diversos movimientos durante la marcha humana. Esto proporciona resultados cuantificados de parámetros cinéticos, cinemáticos, dinámicos, de activación muscular, gasto energético y desplazamiento del centro de gravedad durante el movimiento corporal. Este complejo facilita el diagnóstico, tratamiento, implementación de equipos de rehabilitación y seguimiento de diversas patologías relacionadas con la marcha [7]. Los patrones del ciclo de marcha han sido objeto de estudio desde tiempos antiguos hasta hoy en día, con la evolución en los métodos de análisis. Inicialmente, los estudios eran observacionales, proporcionando datos insuficientes para identificar los componentes intrínsecos y extrínsecos de una zancada, así como las alteraciones del movimiento humano. Para mejorar la precisión del análisis, se desarrollaron e implementaron nuevas tecnologías, como las cámaras fotográficas y la videogrametría [7]. Estas innovaciones permitieron una captura más detallada del movimiento, facilitando el análisis de los patrones en un laboratorio especializado.

Es así que el uso de algoritmos avanzados para análisis de movimiento y algoritmos de inteligencia artificial ha potenciado aún más la capacidad de estos laboratorios. Estas herramientas permiten procesar grandes cantidades de datos rápidamente, identificar patrones complejos y predecir posibles problemas de marcha antes de que se manifiesten clínicamente. Así, el laboratorio de marcha no solo es un recurso vital para la investigación y educación, sino también una herramienta diagnóstica indispensable para la clínica y establecer acciones para mejorar la calidad de vida de los pacientes con problemas locomotores.

2.6.2. Análisis de la marcha humana

El análisis de marcha permite la medición, descripción y evaluación sistemática de los parámetros que caracterizan la locomoción humana. A través del análisis de la marcha se obtienen y se examinan datos cinemáticos, cinéticos y espacio-temporales, proporcionando información que describe las características esenciales de este proceso. El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales (Figura 2-20), En primer lugar, tenemos la fase de soporte, que constituye aproximadamente el 62 % del ciclo, incluye el contacto inicial del talón, la carga de respuesta, el apoyo medio, el apoyo terminal y el despegue del pie. Por otro lado, la segunda etapa es la fase de balanceo, que abarca el 38 % restante, se subdivide en la fase de aceleración, el balanceo medio y la fase de desaceleración [58]. Esta información es interpretada por profesionales de la salud para evaluar de manera cuantitativa cómo una patología ha afectado la marcha de un individuo [3]. Estos estudios se realizan en laboratorios de análisis de postura y movimiento, suelen utilizar un sistema de adquisición compuesto por cámaras optoelectrónicas infrarrojas y cámaras de video convencionales para el estudio cinemático, ubicadas alrededor de un sendero de marcha central que incluye plataformas de fuerza para el estudio cinético. En algunos casos, estos sistemas se complementan con electromiografía (EMG) dinámica para analizar la actividad muscular durante la marcha [4].

Figura 2-20.: Ciclo de la Marcha



Nota. Ciclo de la marcha y sus correspondientes etapas en donde se especifica el proceso tanto en la etapa de soporte como en la etapa de balanceo. Tomado de [58].

Cinética del movimiento humano

La cinética del movimiento humano estudia las fuerzas que causan y afectan el movimiento del cuerpo. Esta disciplina implica el análisis de las fuerzas internas, como la acción muscular, y las fuerzas externas, como la gravedad, que interactúan para producir y modificar el movimiento. Es fundamental comprender cómo estas fuerzas y movimientos interactúan para poder analizar y optimizar el desempeño humano [59].

Comenzando con las fuerzas externas, se considera que la gravedad ejerce una fuerza constante sobre el cuerpo, determinando su peso como una fuerza de atracción hacia el suelo. Cuando el cuerpo entra en contacto con una superficie, se genera una fuerza de reacción del suelo que contrarresta la fuerza gravitacional. Además, al moverse a través del aire, el cuerpo experimenta fuerzas aerodinámicas, como la resistencia al movimiento, que pueden influir significativamente en su desempeño. En cuanto a las fuerzas internas, los músculos son los principales responsables de generar movimiento a través de su contracción y relajación [60]. Las fuerzas musculares son fundamentales para la locomoción y la realización de diversas actividades. Las fuerzas articulares, por su parte, actúan en las uniones de los huesos, permitiendo la rotación y el movimiento de las extremidades. Los ligamentos y tendones también desempeñan un papel crucial, ya que transmiten y distribuyen las fuerzas a través del sistema musculoesquelético. Los tipos de movimiento pueden ser de tres tipos principales: traslacional, rotacional y combinado. El movimiento traslacional, como caminar o correr, implica desplazamiento sin rotación. El movimiento rotacional, como la flexión y extensión de una articulación, gira alrededor de un eje. Mientras que los movimientos combinados, como saltar o lanzar un objeto, involucran tanto traslación como rotación. Finalmente, los principios cinéticos establecen las leyes fundamentales que rigen el movimiento [59]. El principio de acción y reacción indica que toda fuerza tiene una fuerza de reacción igual en magnitud y opuesta en dirección. El principio de impulso y momento lineal establece que el cambio en el momento lineal es proporcional al impulso aplicado. Y el principio de momento angular dice que el momento angular se conserva a menos que una fuerza externa lo modifique.

Comprender esta clasificación y los principios que rigen la cinética del cuerpo humano es fundamental para algunas áreas como la biomecánica, la medicina deportiva y el análisis del rendimiento atlético. Al profundizar en estos conceptos, se puede aclarar la comprensión del movimiento humano y desarrollar estrategias más efectivas para optimizar el desempeño y prevenir lesiones [59].

Entre las principales ventajas se tiene las siguiente:

- Permite comprender mejor los mecanismos subyacentes del movimiento humano.
- Ayuda a identificar y analizar patrones de movimiento eficientes y saludables.
- Facilita el diseño de programas de entrenamiento y rehabilitación más efectivos.

- Proporciona información crucial para el desarrollo de dispositivos y tecnologías de asistencia.
- Contribuye al avance de la investigación en áreas como la biomecánica, la fisiología del ejercicio y la ergonomía.

Y las desventajas que la cinética presenta son las siguientes:

- Requiere conocimientos especializados en áreas como la física, la ingeniería y la anatomía.
- La recopilación y el análisis de datos biomecánicos pueden ser complejos y consumir mucho tiempo.
- Algunas técnicas de medición pueden ser incómodas o invasivas para los sujetos de estudio.
- Algunas técnicas de medición pueden ser incómodas o invasivas para los sujetos de estudio.
- La interpretación de los resultados puede ser desafiante y requerir un enfoque interdisciplinario.

Cinemática del movimiento humano

La cinemática del movimiento humano estudia el movimiento sin considerar las fuerzas que lo causan. Este enfoque se centra en la descripción y cuantificación de las características del movimiento, como la posición, la velocidad y la aceleración. La cinemática del cuerpo humano, tanto en su aspecto lineal como angular, proporciona una descripción exhaustiva del movimiento del cuerpo y sus segmentos. Esta clasificación es importante para comprender, analizar y cuantificar los diversos tipos de movimiento que se producen durante las actividades humanas [61].

En la cinemática lineal, la posición describe la ubicación del cuerpo o de un segmento corporal en el espacio, lo que puede medirse en términos de distancia, coordenadas o desplazamiento [62]. La velocidad representa la rapidez con la que cambia esta posición, expresada en unidades de distancia sobre tiempo, como metros por segundo (m/s). Por su parte, la aceleración expresa la tasa de cambio de la velocidad, es decir, cómo varía la velocidad a lo largo del tiempo [62], medida en unidades de velocidad sobre tiempo, como metros por segundo al cuadrado (m/s^2). En cuanto a la cinemática angular, el ángulo describe la orientación de un segmento corporal con respecto a una referencia, que se mide en grados o radianes. La velocidad angular representa la rapidez con la que cambia este ángulo, expresada en unidades de ángulo sobre tiempo, como radianes por segundo (rad/s). Asimismo, la aceleración angular

expresa la tasa de cambio de la velocidad angular, es decir, cómo varía la velocidad angular a lo largo del tiempo, medida en unidades de velocidad angular sobre tiempo, como radianes por segundo al cuadrado (rad/s^2) [62].

Esta clasificación de la cinemática en sus componentes lineales y angulares permite comprender y cuantificar de manera integral el movimiento del cuerpo humano. Esta información es fundamental para el análisis biomecánico, el diseño de dispositivos de asistencia [61], la evaluación del rendimiento deportivo y la comprensión de los mecanismos subyacentes del movimiento.

Las principales ventajas son las siguientes:

- Permite analizar y comprender los patrones de movimiento en detalle.
- Facilita la identificación de problemas o limitaciones en el movimiento.
- Proporciona información valiosa para el diseño de programas de entrenamiento y rehabilitación.
- Contribuye al desarrollo de tecnologías de asistencia y prótesis.
- Mejora la comprensión de los mecanismos subyacentes del movimiento humano.

Y las desventajas que se presentan son las siguientes:

- No considera las fuerzas que generan el movimiento, lo que limita la comprensión completa del fenómeno.
- Algunas técnicas de medición, como el uso de cámaras de alta velocidad, pueden ser costosas o requerir equipos especializados.
- La interpretación de los datos cinemáticos puede ser compleja y requerir conocimientos especializados.
- Algunas técnicas de medición pueden ser incómodas o invasivas para los sujetos de estudio.

Ángulos de Euler

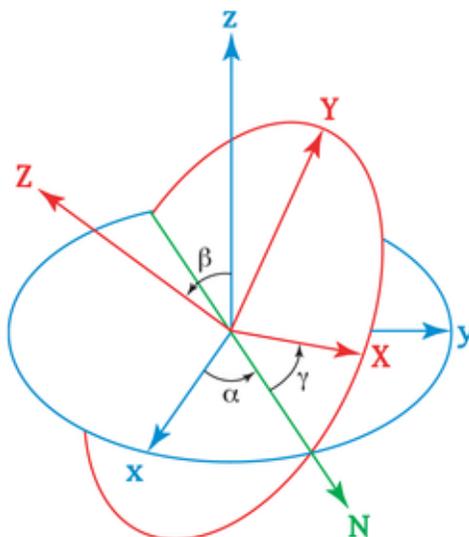
Los ángulos de Euler son una representación matemática utilizada para describir la orientación de un objeto rígido en el espacio tridimensional. Estos ángulos se definen como tres rotaciones secuenciales alrededor de diferentes ejes, a saber:

1. Ángulo de balanceo (Pitch, θ): Rotación alrededor del eje Y.
2. Ángulo de guiñada (Yaw, ψ): Rotación alrededor del eje Z.

3. Ángulo de alabeo (Roll, ϕ): Rotación alrededor del eje X.

Los ángulos de Euler son ampliamente utilizados en diversas áreas, como la robótica, la aviación, la física, la astronomía y la computación gráfica, para describir y manipular la orientación de objetos en el espacio 3D (Figura 2-21) [63]. Algunas características importantes de los ángulos de Euler incluyen la orientación de un objeto utilizando solo tres parámetros angulares, aunque pueden presentar problemas de singularidad (gimbal lock) en ciertas configuraciones. Existen otras representaciones alternativas, como los cuaterniones y las matrices de rotación, que a veces se prefieren para evitar estos problemas de singularidad.

Figura 2-21.: Ángulos de Euler



Nota. Los ángulos de Euler permiten especificar la orientación de un sistema de referencia de ejes ortogonales móviles con respecto a otro sistema de referencia [63].

Las principales ventajas de utilizar los ángulos de Euler son la simplicidad y visualización intuitiva, así como la facilidad de implementación. Sin embargo, también presentan algunas desventajas, como los problemas de singularidad, la dependencia del sistema de coordenadas, la ambigüedad en la representación y la sensibilidad a errores [64]. Los ángulos de Euler tienen numerosas aplicaciones en el análisis biomecánico de la marcha humana. Específicamente, se emplean para describir y cuantificar la orientación y el movimiento de los diferentes segmentos corporales durante el ciclo de la marcha humana [63]. Algunas de las principales aplicaciones incluyen el análisis de las articulaciones, el análisis del tronco y la pelvis, el análisis de la extremidad inferior, la comparación entre sujetos y condiciones, y la entrada para modelos biomecánicos más complejos.

Recomendaciones de la ISB para la normalización en la comunicación de datos cinemáticos

El Comité de Normalización y Terminología de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB) ha trabajado desde 1990 en elaborar una recomendación para estandarizar la presentación de datos cinemáticos en publicaciones científicas. El objetivo es facilitar la lectura y comparación de datos entre diferentes investigadores, sin restringir la forma en que se recogen o procesan los datos [65]. La ISB ha buscado coordinarse con otros grupos que trabajan en estandarización, como CAMARC en Europa y el Clinical Gait Laboratory Group en EE.UU. Aunque en algunos casos han mantenido posiciones diferentes debido a la opinión de los miembros de la ISB. Las recomendaciones iniciales se han publicado en el Boletín de la ISB y abarcan áreas como el uso de marcos de referencia segmentarios, los sistemas de coordenadas articulares y la definición de puntos de referencia anatómicos. Se han formado subcomités para abordar la estandarización en articulaciones específicas [66].

■ *Geometría de cuerpo rígido*

La geometría de cuerpo rígido se refiere al estudio del comportamiento y las propiedades de objetos tridimensionales que son considerados rígidos, es decir, que no sufren deformaciones en su estructura. Esta rama de la geometría analiza las características espaciales de los cuerpos rígidos, como su forma, tamaño, orientación, posición y movimiento [67]. Algunos de los conceptos clave dentro de la geometría de cuerpo rígido incluyen la descripción de la posición y orientación de un objeto mediante sistemas de coordenadas, las transformaciones geométricas que pueden aplicarse a un cuerpo rígido como translaciones, rotaciones y reflexiones, y el análisis del movimiento de estos objetos en el espacio, ya sea de manera lineal, angular o a través de combinaciones de ambos tipos de movimiento. La geometría de cuerpo rígido tiene aplicaciones en diversos campos, como la robótica, la cinemática, la dinámica y la mecánica, donde es fundamental para el diseño, análisis y control de sistemas que involucran objetos rígidos en movimiento [67].

1. *Definición de un marco de referencia global*

Un marco de referencia global debe ser coherente y consistente para estudios biomecánicos y de movimiento humano, independientemente de la actividad o el investigador. La recomendación es utilizar una tríada ortogonal derecha fijada en el suelo, con el eje +Y hacia arriba y paralelo al campo de gravedad, y los ejes X y Z en un plano perpendicular a Y [66], también se considera lo siguiente:

- Cuando hay una dirección clara de desplazamiento o trabajo, el eje +X se define en esa dirección.
- En locomoción en planos inclinados, Y sigue siendo vertical y X-Z están en un plano horizontal.

- Cuando no hay una dirección clara de desplazamiento, el investigador debe definir el eje $+X$.
- En gravedad cero, $+X$ se define con respecto a una superficie visible.
- Reconocen que en algunos casos, sistemas de coordenadas no cartesianos pueden ser más apropiados.
- Para estudios 2D, X-Y se sitúan en el plano sagital, consistente con la convención 3D.

2. *Definición de marcos de referencia segmentales de centro de masa local*

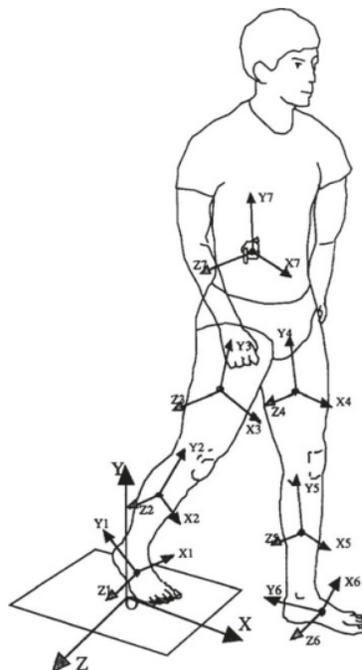
La necesidad es tener un marco coherente para describir la posición y orientación de los segmentos corporales con respecto a un marco de referencia global [66]. La recomendación es utilizar una serie de tríadas ortogonales derechas fijadas en los centros de masa de cada segmento, con:

- Eje $+X_i$ apuntando anteriormente
- Eje $+Y_i$ apuntando proximalmente
- Eje $+Z_i$ definido por la regla de la mano derecha

Algunas notas adicionales con respecto a marcos de referencia segmentales tenemos los siguientes:

- Las direcciones anteroposteriores, proximal-distal y medial-lateral se definen en relación a la posición anatómica estándar.
- Para los segmentos del lado derecho, $+Z_i$ apunta lateralmente, mientras que para los del lado izquierdo, $+Z_i$ apunta medialmente.
- Esto implica que los movimientos positivos en los ejes X_i e Y_i tendrán efectos opuestos en los lados derecho e izquierdo del cuerpo.
- Esta diferencia debe tenerse en cuenta al describir los movimientos en términos anatómicos.

La idea clave es tener un sistema de coordenadas segmentario estandarizado y consistente con la anatomía para facilitar la descripción y comparación del movimiento entre estudios [66].

Figura 2-22.: Marco de referencia global y de referencia

Nota. Marco de referencia global y marco de referencia del centro de masa local segmentario con sus respectivas fuerzas ilustradas. Tomado de [66].

Recomendación de la ISB para tobillo, cadera y columna vertebral

Desde 1993, el Comité de Normalización y Terminología (STC) de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB) ha estado trabajando en el desarrollo de un conjunto de normas para informar sobre el movimiento articular [66]. Dirigido por los Dres. Peter Cavanagh y Ge Wu, el STC decidió adoptar el Sistema de Coordenadas Conjuntas (JCS) propuesto por Grood y Suntay como el estándar a seguir. Con el apoyo de la comunidad biomecánica a través de Biomech-L, el STC reclutó a voluntarios para trabajar en la definición del JCS para las principales articulaciones del cuerpo. Hasta la fecha, se han completado ocho propuestas para articulaciones como el tobillo, cadera, columna vertebral, hombro, codo, mano, muñeca y ATM. La creación de estos JCS responde a dos necesidades principales: 1) La falta de un estándar para informar sobre el movimiento articular, dificultando la comparación entre estudios, y 2) La ventaja del JCS de expresar los movimientos en términos clínicamente relevantes, facilitando su aplicación e interpretación por parte de los clínicos [66]. El objetivo de este documento es presentar estas definiciones del JCS a la comunidad biomecánica para fomentar su uso, proporcionar información de primera mano y facilitar futuras revisiones. Esto ayudará a la comunidad a avanzar hacia el desarrollo y uso de un conjunto de normas ampliamente aceptadas, mejorando la comunicación entre los diversos grupos de investigación y profesionales relacionados. Las recomendaciones del Sistema de Coordena-

das Conjuntas (JCS) para las diferentes articulaciones siguen un procedimiento similar al propuesto originalmente por Grood y Suntay [66]:

- Se establece un sistema de coordenadas cartesianas (CCS) para cada uno de los dos segmentos corporales adyacentes a la articulación. Los ejes de estos CCS se definen en función de puntos de referencia óseos palpables o identificables en radiografías, siguiendo las recomendaciones generales de la ISB.
- El origen común de ambos CCS se toma como el punto de referencia para la traslación lineal que ocurre en la articulación en su posición neutra inicial.
- El JCS se establece a partir de los dos CCS, donde dos de los ejes son fijos al cuerpo y uno es "flotante".
- Finalmente, el movimiento de la articulación, con sus tres componentes de rotación y tres de traslación, se define a partir del JCS establecido.

Este procedimiento estandarizado permite una definición coherente del movimiento articular, facilitando la comparación entre estudios y la aplicación clínica de los hallazgos biomecánicos [66].

1. *JCS para el complejo articular del tobillo*

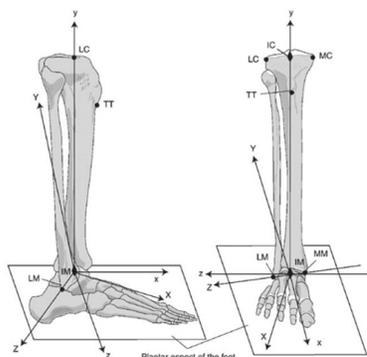
El complejo articular del tobillo se compone de las articulaciones talocrural y subtalar. Una norma completa debería incluir una definición separada para cada una de estas articulaciones individuales, así como una definición general para todo el complejo articular del tobillo. Sin embargo, para la mayoría de estudios biomecánicos sobre actividades funcionales como caminar y correr, una norma para el sistema pie-vertebra es suficiente [66]. Esto se debe a que en estos estudios se utilizan puntos de referencia anatómicos externos, sin poder distinguir directamente entre las articulaciones talocrural y subtalar. Dentro de las articulaciones que conforman el complejo del tobillo, se encuentra la articulación talocrural, también conocida como la articulación del tobillo. Esta articulación se establece entre el astrágalo y la tibia o fibula [66]. Por otro lado, la articulación subastragalina, también llamada talocalcánea, se forma entre el astrágalo y el calcáneo. Este conjunto de articulaciones, la talocrural y la subastragalina, son las encargadas de estructurar el complejo articular del tobillo, permitiendo los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción de esta importante región del cuerpo [66].

Los principales puntos de referencia anatómicos son: la punta del maléolo medial (MM), la punta del maléolo lateral (LM), el punto más medial del borde del cóndilo medial de la tibia (MC), el punto más lateral del borde del cóndilo lateral de la tibia (LC), la tuberosidad tibial (TT), el punto intermaleolar situado a medio camino entre MM y LM

(IM), y el punto intercondilar situado a medio camino entre MC y LC (IC) [66]. Estos puntos óseos prominentes y de fácil palpación permiten realizar mediciones fiables de los ángulos y distancias relacionados con la posición y alineación de la articulación de la rodilla. Su identificación y marcaje preciso es clave para obtener datos objetivos y reproducibles durante la evaluación biomecánica [66]. Los planos anatómicos de la tibia/fíbula se establecen en los planos presentes del cuerpo humano. En este caso, el plano frontal estará constituido por los puntos IM, MC y LC. En el plano de torsión se encontrarán los puntos IC, MM y LM. El plano sagital se genera de manera perpendicular al plano frontal, obteniendo un eje longitudinal que une los puntos IC y IM. Finalmente, el plano transversal será perpendicular a los planos frontal y sagital [66]. Además, se establece una configuración neutra del complejo articular del tobillo, con las siguientes características:

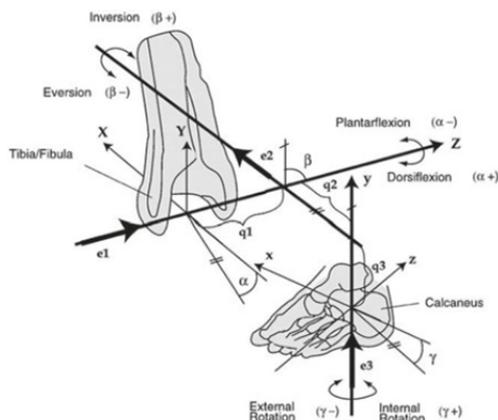
- ***Dorsiflexión/plantarflexión neutra:*** Cero grados entre el eje largo de la tibia/fíbula y la línea perpendicular a la cara plantar del pie, proyectada sobre el plano sagital de la tibia/fíbula.
- ***Inversión/eversión neutra:*** Cero grados entre el eje longitudinal de la tibia/fíbula y la línea perpendicular a la cara plantar del pie, proyectada sobre el plano frontal de la tibia/fíbula.
- ***Rotación interna/externa neutra:*** Cero grados entre la línea perpendicular al plano frontal de la tibia/fíbula y el eje largo del segundo metatarsiano, proyectado sobre el plano transversal de la tibia/fíbula.

El sistema de coordenadas tibia/fíbula tiene su origen (O) coincidiendo con el punto IM. El eje Z representa la línea que une los puntos MM y LM, apuntando hacia la derecha. El eje X es perpendicular al plano de torsión de la tibia/fíbula, apuntando anteriormente [66]. El eje Y es la línea común perpendicular a los ejes X y Z. Por otro lado, el sistema de coordenadas del calcáneo tiene su origen (o) coincidiendo con el del sistema de coordenadas de la tibia/fíbula en la configuración neutra. El eje y es coincidente con el eje largo de la tibia/fíbula en la configuración neutra, apuntando cranealmente. El eje x es perpendicular al plano frontal de la tibia/fíbula en la configuración neutra, apuntando anteriormente [66].

Figura 2-23.: Coordenadas de tibia y calcáneo

Nota. El eje z es la línea común perpendicular a los ejes x e y . Tomado de [66].

El JCS y el movimiento para el complejo del tobillo se establece que el eje e_1 se encuentra fijado a la tibia/fíbula y es coincidente con el eje Z del sistema de coordenadas de la tibia/fíbula. La rotación alrededor de este eje (α) representa la dorsiflexión (positiva) o la plantarflexión (negativa) [66]. El desplazamiento a lo largo de este eje (q_1) representa el desplazamiento medial (negativo) o lateral (positivo). El eje e_3 está fijado al calcáneo y es coincidente con el eje y del sistema de coordenadas del calcáneo. La rotación alrededor de este eje (γ) representa la rotación interna (positiva) o la rotación externa (negativa) [66]. El desplazamiento a lo largo de este eje (q_3) corresponde a la compresión (positiva) o a la distracción (negativa). El eje e_2 es un eje flotante, que es el eje común perpendicular a e_1 y e_3 . La rotación alrededor de este eje (β) representa la inversión (positiva) o la eversión (negativa).

Figura 2-24.: JCS y movimiento para el complejo del tobillo

Nota. El desplazamiento a lo largo de este eje (q_2) representa el cajón anterior (positivo) o el cajón posterior (negativo). Tomado de [66].

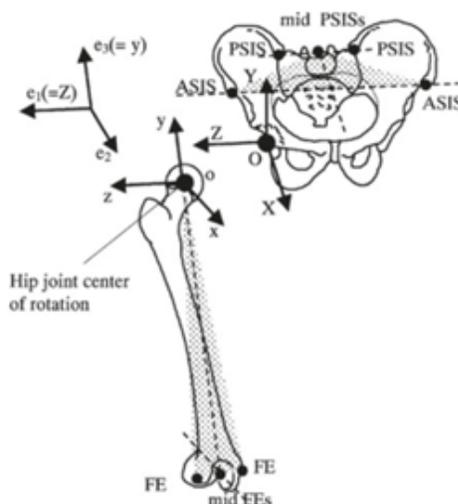
2. *JCS para la articulación de la cadera*

Permite la búsqueda de un sistema de referencia más universalmente aceptable para investigaciones biomecánicas como el análisis de la marcha, análisis radiográfico, estudios in vitro y modelado de elementos finitos [66]. Se reconoció que estos diferentes campos a menudo utilizan diferentes puntos de referencia anatómicos y ejes de referencia, en parte porque los puntos de referencia más reproducibles de los huesos no son siempre accesibles in vivo [66]. La propuesta actual define puntos de referencia fácilmente accesibles en humanos a través de palpación externa o métodos de estimación, lo cual no es necesariamente óptimo para investigaciones in vitro donde el hueso es totalmente accesible. Para estas aplicaciones in vitro, se han propuesto y discutido diferentes sistemas de referencia alternativos [66]. Los principales puntos de referencia anatómicos utilizados incluyen la espina ilíaca anterosuperior (ASIS), la espina ilíaca posterosuperior (PSIS) y los epicóndilos femorales (FE). La EIAS es una prominencia ósea ubicada en la parte anterior de la cresta ilíaca, mientras que la PSIS se encuentra en la parte posterior [66]. Estos dos puntos de referencia son importantes para evaluar la alineación pélvica. Por otro lado, el epicóndilo medial y lateral del fémur son prominencias óseas ubicadas en los extremos inferior y superior del fémur, respectivamente. Estos puntos de referencia se utilizan comúnmente para evaluar el alineamiento y la posición de la rodilla durante exámenes físicos y evaluaciones biomecánicas [66].

La articulación de la cadera se trata como una articulación esférica, con el centro de rotación definido como el centro de la articulación de la cadera. Existen dos enfoques principales para estimar la ubicación de este centro de rotación: el enfoque "funcional" y el enfoque de "predicción" [66]. Se recomienda utilizar el enfoque funcional, que parece más apropiado cuando es posible analizar un rango de movimiento adecuado en la cadera. También se pueden examinar algoritmos más específicos para una estimación óptima del centro de rotación esférica. Cuando no se puede obtener eficazmente las rotaciones de la cadera, se pueden utilizar los métodos de predicción [66]. Sin embargo, se ha demostrado que los errores en la estimación del centro de la articulación de la cadera afectan significativamente a los cálculos de los ángulos y momentos en las articulaciones de cadera y rodilla, siendo los momentos de flexión-extensión de la cadera particularmente sensibles a los errores en dirección anteroposterior [66]. El sistema de coordenadas pélvicas tiene su origen coincidente con el centro de rotación de la cadera derecha (o izquierda). La coordenada Z es una línea paralela a una línea que une los ASIS derecho e izquierdo, y que apunta hacia la derecha. La coordenada X es una línea paralela a una línea situada en el plano definido por los dos ASIS y el punto medio de los dos PSIS, ortogonal al eje Z y orientada hacia delante. La coordenada Y es la línea perpendicular a X y Z, apuntando cranealmente [66]. Por otro lado, el sistema de coordenadas femorales tiene su origen coincidente con el centro de rotación de la

cadera derecha (o izquierda), que coincide con el del sistema de coordenadas pélvicas (O) en la configuración neutra. La coordenada y es la línea que une el punto medio entre las FE medial y lateral y el origen, y que apunta cranealmente. La coordenada z es la línea perpendicular al eje y , situada en el plano definido por el origen y los dos FE, que apunta hacia la derecha[66].

Figura 2-25.: Coordenadas pélvicas y femorales



Nota. La coordenada x es la línea perpendicular a los ejes y y z , apuntando anteriormente. Tomado de [66].

El JCS de la articulación de la cadera derecha (o izquierda) se define de la siguiente manera: el eje e_1 está fijado a la pelvis y es coincidente con el eje Z del sistema de coordenadas de la pelvis. Este eje permite la rotación α , que corresponde a la flexión o extensión [66]. El desplazamiento q_1 a lo largo de este eje corresponde a la traslación mediolateral. El eje e_3 está fijado al fémur y es coincidente con el eje y del sistema de coordenadas del fémur derecho (o izquierdo). Este eje permite la rotación γ , que corresponde a la rotación interna o externa. El desplazamiento q_3 a lo largo de este eje corresponde a la traslación proximodistal. Por último, el eje e_2 es un eje flotante, que es el eje común perpendicular a e_1 y e_3 . Este eje permite la rotación β , que corresponde a la aducción o abducción. El desplazamiento q_2 a lo largo de este eje corresponde a la traslación anteroposterior [66].

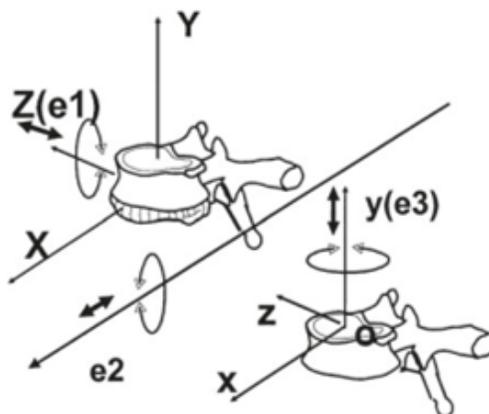
3. JCS para la columna vertebral

El movimiento de la columna vertebral se produce en las articulaciones intervertebrales entre las vértebras adyacentes. La columna vertebral consta de 7 vértebras cervicales, 12 torácicas y 5 lumbares. El movimiento global de la columna es la suma de los movimientos intervertebrales en todas las articulaciones móviles [66]. Hay movimiento

regional, es decir, en una sección definida de la columna, como la región lumbar. Las vértebras se articulan entre sí mediante discos intervertebrales flexibles y articulaciones facetarias. La vértebra superior se articula con el cráneo y las vértebras torácicas con las costillas [66]. La última vértebra lumbar se articula con el sacro, que a su vez se une a los huesos de la cadera. Las articulaciones intervertebrales tienen 6 grados de libertad (3 traslaciones y 3 rotaciones), cada uno con una rigidez medible. Esto se describe mediante una matriz de rigidez que incluye términos de acoplamiento. Por lo tanto, el patrón de movimiento depende de la combinación de fuerzas aplicadas y no hay un eje de rotación fijo. Una alternativa es describir el movimiento mediante un eje helicoidal de rotación, con una traslación y rotación escalares a lo largo de dicho eje [66].

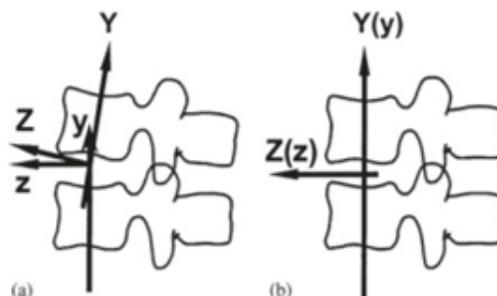
El sistema de coordenadas vertebrales se define con un sistema de ejes XYZ (proximal) y xyz (distal). El origen O es la intersección de los ejes Y e y en la posición neutral de referencia, donde estos ejes son coplanares [66]. Si Y e y son paralelos, el origen O se ubica en el punto medio entre las placas terminales adyacentes. El eje Y(y) pasa por los centros de las placas terminales superior e inferior, apuntando cranealmente. El eje Z(z) es paralelo a una línea que une puntos de referencia en las bases de los pedículos, apuntando a la derecha [66]. El eje X(x) es perpendicular a Y y Z, apuntando anteriormente. Este sistema de coordenadas define los movimientos intervertebrales según los ejes e_1 , e_2 y e_3 fijados a las vértebras proximal y distal: rotación α de flexión/extensión, rotación β de flexión lateral, y rotación γ de rotación axial, junto con los desplazamientos q_1 , q_2 y q_3 en las direcciones mediolateral, anteroposterior y proximodistal, respectivamente [66].

Figura 2-26.: Coordenadas pélvicas y femorales



Nota. Sistema de coordenadas vertebrales se define con un sistema de ejes XYZ (proximal) y xyz (distal). Tomado de [66].

Figura 2-27.: Coordenadas pélvicas y femorales



Nota. En la parte a se da el origen 0 en los ejes coplanares, por otro lado, en la parte b si Y e y son paralelos, el origen se ubica entre las placas terminales adyacentes. Tomado de [66].

Recomendación de la ISB para hombro, codo, muñeca y mano

En los últimos años, el Comité de Normalización y Terminología (STC) de la Sociedad Internacional de Biomecánica ha trabajado para proponer un conjunto de normas que definan los sistemas de coordenadas articulares (JCS) de diversas articulaciones. Las propuestas se basan en la norma de la ISB para la notificación de datos cinemáticos para el hombro, codo, muñeca y mano. Los principales valores del uso del JCS de Grood y Suntay son la facilidad de comunicación con clínicos y la inclusión de cálculos de traslaciones articulares relevantes [66].

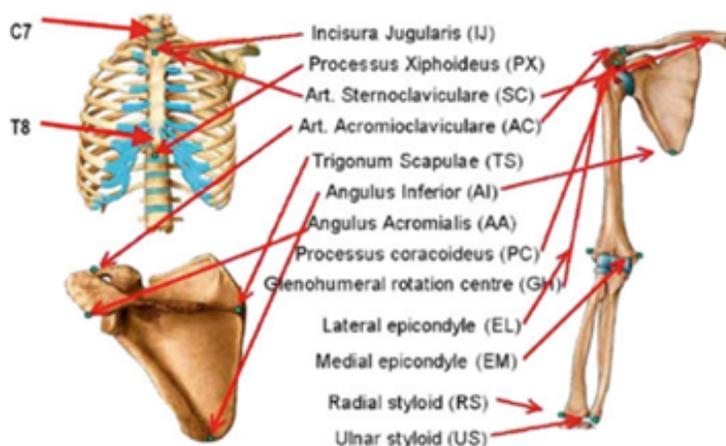
1. *JCS para el hombro*

La estandarización de los movimientos articulares es fundamental para mejorar el estudio biomecánico del movimiento. El Grupo Internacional del Hombro (ISG) apoya los esfuerzos de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB) en esta iniciativa, y recomienda que los investigadores utilicen el mismo conjunto de puntos de referencia óseos, sistemas de coordenadas locales idénticos, e informen sobre los movimientos siguiendo estos estándares, los cuales se basan en un artículo de Van der Helm [66]. La estandarización se aplica específicamente a las articulaciones del hombro derecho, aunque para hombros izquierdos se sugiere reflejar los datos de posición respecto al plano sagital; las rotaciones se describen mediante ángulos de Euler tras alinear inicialmente los sistemas de coordenadas de los segmentos proximal y distal, y los desplazamientos articulares se miden con respecto al sistema de coordenadas del segmento proximal al segmento en movimiento, a partir de un punto común que suele ser una estimación aproximada del centro de rotación [68].

Los puntos de referencia anatómicos discutidos incluyen el tórax (C7, T8, IJ, PX), la clavícula (SC, AC), la escápula (TS, AI, AA, PC), el húmero (GH, EL, EM) y el

antebrazo (RS, US) [66]. Se indica que algunos puntos como la rotación axial de la clavícula no pueden determinarse por palpación no invasiva, por lo que se propone usar métodos alternativos como la estimación del punto AA. El punto GH, que no es óseo, es necesario para definir el eje del húmero y puede estimarse mediante análisis de regresión o cálculo de ejes helicoidales, siendo este último método preferido [68].

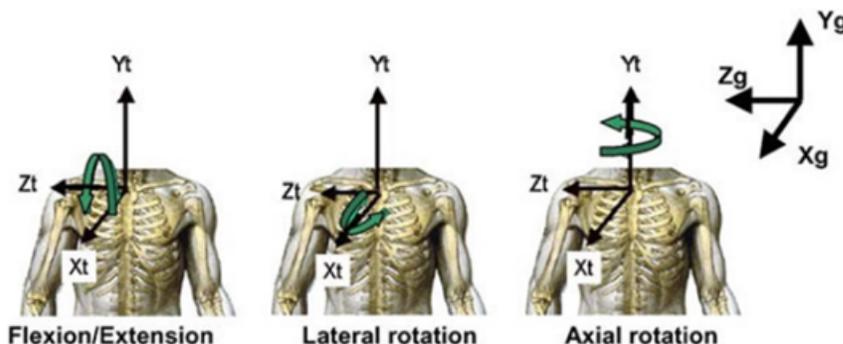
Figura 2-28.: Referencia anatómica



Nota. Puntos anatómicos importantes a considerar. Tomado de [66].

Los sistemas de coordenadas de los segmentos corporales del tórax se considera que el origen (O_t) coincide con el punto medio entre IJ y C7, el eje Y_t apunta hacia arriba, uniendo el punto medio entre PX y T8 con el punto medio entre IJ y C7, el eje Z_t apunta hacia la derecha, siendo perpendicular al plano formado por IJ, C7 y el punto medio entre PX y T8 y el eje X_t apunta hacia adelante, siendo común perpendicular a los ejes Z_t y para Y_t [66].

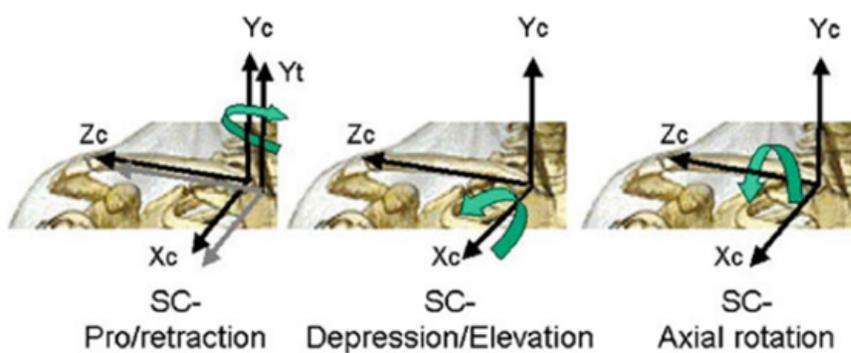
Figura 2-29.: Sistema de coordenadas del tórax



Nota. Sistemas de coordenadas en los tres planos. Tomado de [66].

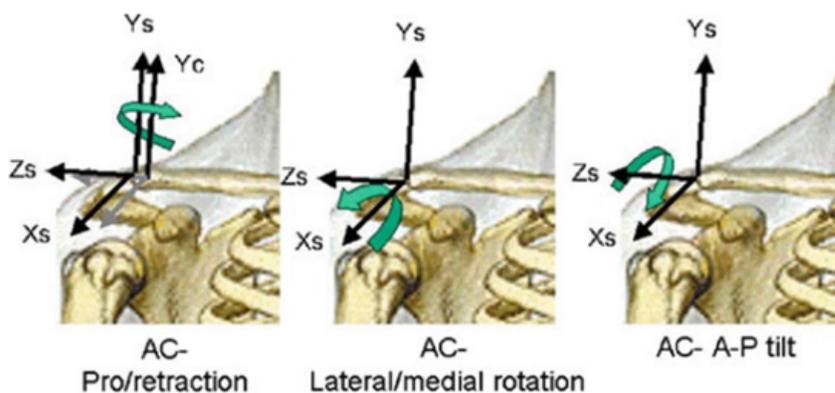
Mientras que el sistema de la clavícula el origen (O_c) coincide con el punto SC, el eje Z_c apunta hacia el punto AC, el eje X_c apunta hacia adelante, siendo perpendicular a Z_c e Y_t , finalmente el eje Y_c apunta hacia arriba, siendo común perpendicular a X_c y Z_c . Para el sistema de coordenadas de la escápula el origen (O_s) coincide con el punto AA, el eje Z_s apunta hacia el punto AA, el eje X_s apunta hacia adelante, siendo perpendicular al plano formado por AI, AA y TS y el eje Y_s apunta hacia arriba, siendo común perpendicular a X_s y Z_s [68].

Figura 2-30.: Sistema de coordenadas clavícula



Nota. Sistemas de coordenadas en los tres planos de la clavícula. Tomado de [66].

Figura 2-31.: Sistema de coordenadas escápula

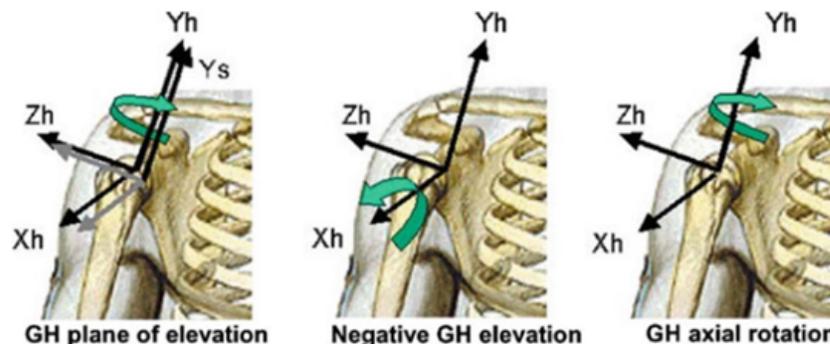


Nota. Sistemas de coordenadas en los tres planos de la escápula. Tomado de [66].

Para el sistema de coordenadas del húmero (1^a opción) el origen (O_{h1}) coincide con el punto GH, el eje Y_{h1} apunta hacia GH, uniendo este punto con el punto medio entre EL y EM, el eje X_{h1} apunta hacia adelante, siendo perpendicular al plano formado por EL, EM y GH y el eje Z_{h1} apunta hacia la derecha, siendo común perpendicular a Y_{h1} y X_{h1} . Para el sistema de coordenadas del húmero (2^a opción) el origen (O_{h2}) coincide con el punto GH, el eje Y_{h2}

apunta hacia GH, uniendo este punto con el punto medio entre EL y EM, el eje Z_{h2} apunta hacia la derecha, siendo perpendicular al plano formado por Y_{h2} e Y_f (eje del antebrazo) y el eje X_{h2} apunta hacia adelante, siendo común perpendicular a Z_{h2} e Y_{h2} [68].

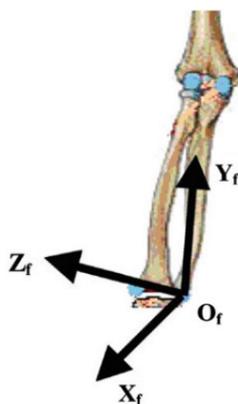
Figura 2-32.: Sistema de coordenadas húmero



Nota. Sistemas de coordenadas en los tres planos del húmero. Tomado de [66].

Por último el sistema de coordenadas del antebrazo el origen (O_f) coincide con el punto US, el eje Y_f apunta proximalmente, uniendo US con el punto medio entre EL y EM, el eje X_f apunta hacia adelante, siendo perpendicular al plano que pasa por US, RS y el punto medio entre EL y EM y el eje Z_f apunta hacia la derecha, siendo común perpendicular a X_f e Y_f [66].

Figura 2-33.: Sistema de coordenadas antebrazo



Nota. Sistemas de coordenadas en los tres planos del antebrazo. Tomado de [66].

1. JCS para el codo

Para hacer una descripción cinemática del codo que sea útil y práctica, utilizamos las siguientes aproximaciones anatómicas (ver Figura 2-28):

- La articulación GH es una articulación de rótula.
- La articulación humeroulnar es una articulación de bisagra.
- La articulación radioulnar (que se contacta proximal y distalmente) es una articulación de bisagra. El centro del capítulo del húmero y los ejes de las dos articulaciones radioulnares (proximal y distal) están en el eje de la articulación.

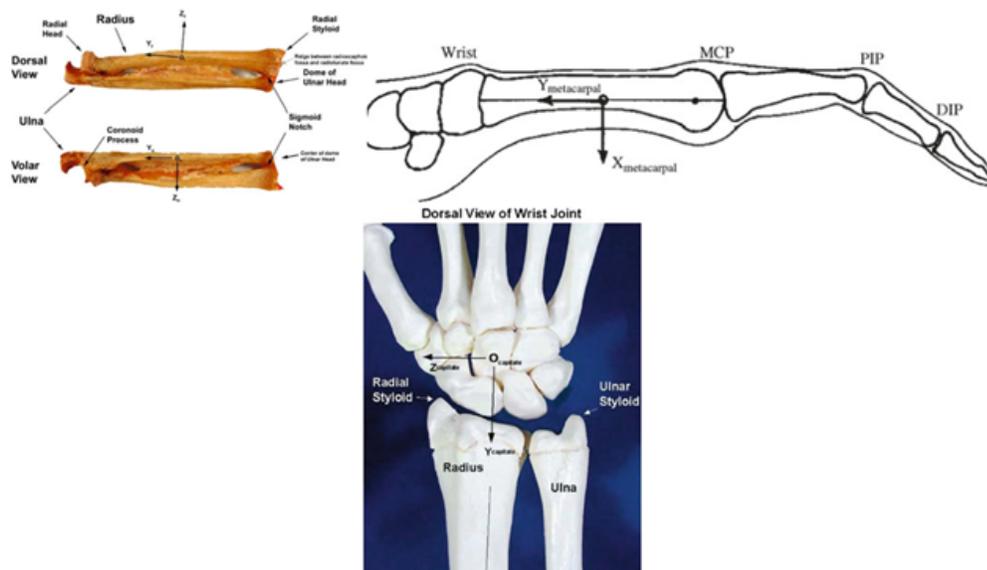
El sistema de coordenadas ulnar, se define con el codo flexionado 90° en el plano sagital. El origen es en US. La línea Y_u apunta proximalmente desde US hasta el punto medio entre EM y EL. La línea X_u es perpendicular al plano formado por US, EM y EL, apuntando hacia adelante [66]. La línea Z_u es perpendicular a los ejes X_u y Y_u , apuntando hacia la derecha. El sistema de coordenadas radio, se define con el antebrazo en posición neutral y el codo flexionado 90° en el plano sagital. El origen es en RS. La línea Y_r apunta proximalmente desde RS hacia EL. La línea X_r es perpendicular al plano formado por RS, US y EL, apuntando hacia adelante. La línea Z_r es perpendicular a los ejes X_r y Y_r , apuntando hacia la derecha [68].

2. *JCS para la mano y la muñeca*

Se han desarrollado sistemas de coordenadas separados para cada hueso distal al codo, de modo que se pueda describir el movimiento relativo entre cualquier par de segmentos adyacentes. Estos sistemas también se pueden aplicar tanto al movimiento global de la muñeca como al movimiento de los componentes individuales que causan ese movimiento global [68]. Para describir el movimiento de la muñeca, generalmente se utiliza el tercer metacarpiano en relación con el radio, ya que el movimiento se logra mediante el movimiento de los huesos del carpo con respecto al radio, así como de las numerosas articulaciones de los ocho huesos del carpo entre sí. Sin embargo, para describir la cinemática de las partes componentes, la ubicación del triáde ortogonal en cada hueso se basa principalmente en puntos de referencia óseos y suele estar ubicada en el centro axial de los huesos largos o en el centroide volumétrico de los huesos del carpo [66]. Los principales puntos de referencia anatómicos utilizados en la descripción del radio incluyen la fosa radiocarpiana (articulación del escafoides con el radio), la fosa radiolunada (articulación del hueso semilunar con el radio), la apófisis estiloides radial y la escotadura sigmoidea (donde se articula la ulna). En la ulna, se mencionan el domo de la cabeza de la ulna y el proceso coronoide [68]. Los huesos del carpo son el escafoides, semilunar, piramidal, pisiforme, trapecio, trapezoide, grande y ganchoso. Respecto a las posiciones estándar de la muñeca, la posición neutra se define cuando el eje longitudinal del tercer metacarpiano es paralelo al eje Y del radio, con la muñeca en flexión/extensión y desviación radial/ulnar neutral, y la posición neutra del antebrazo se establece cuando el codo está flexionado 90° y el pulgar apunta al hombro [66] (ver la Figura 2-34). El origen se ubica a mitad de camino entre el radio distal a nivel de la cresta entre la fosa radioscafoidea y la fosa radiolunada, y el radio proximal a nivel de

la depresión en la cabeza radial proximal [66]. La línea Y_r es paralela al eje largo del radio, desde el origen hasta intersectar con la cresta ósea entre la fosa radioscafoidea y la fosa radiolunada. La línea Z_r es perpendicular al eje Y_r , en un plano definido por la punta del estiloides radial, la base de la concavidad de la escotadura sigmoidea y el origen especificado [68]. La línea X_r es perpendicular a los ejes Y_r y Z_r .

Figura 2-34.: Referencia anatómica



Nota. Nombres anatómicos de puntos de interés en la muñeca y dedos. Tomado de [66].

El sistema de coordenadas del cúbito se define de manera similar, con el origen O_u ubicado a mitad de camino entre el cúbito distal a nivel de la cúpula de la cabeza cubital y el cúbito proximal a nivel del proceso coronoides [66]. Para los huesos del carpo, la mayoría de los investigadores usan el centroide volumétrico del hueso como origen del sistema de coordenadas. Para el trapecio se utiliza un sistema de coordenadas específico. Los sistemas de coordenadas de los metacarpianos y falanges se definen de manera análoga, con los orígenes ubicados a mitad de camino entre la base y la cabeza de cada hueso [68].

Recomendaciones de la ISB sobre la notificación de fuerzas y momentos intersegmentarios durante el análisis del movimiento humano

El progreso en cualquier campo de investigación depende de la capacidad de los investigadores para comparar los resultados publicados anteriormente y replicar la investigación. Sin embargo, a medida que aumenta la complejidad del diseño y el análisis, esto se vuelve más desafiante [66]. En el campo de la investigación del movimiento humano, las técnicas de medición directa rara vez están disponibles y a menudo son inadecuadas para medir la carga

interna durante las actividades de la vida diaria y el ejercicio. A menudo, los investigadores dependen de capas de modelos para estimar estas cargas y aplicarlos de diversas maneras. Los resultados de las simulaciones informáticas, los estudios anatómicos y las mediciones in vivo se producen en centros de investigación específicos, pero luego se informan a nivel nacional e internacional, en congresos y en revistas, para ser compartidos dentro de la comunidad científica [66]. En este campo de estudio, existe confusión sobre estos asuntos, con errores evidentes en varios artículos publicados e incomprensión e interpretación cuestionable de muchos de los resultados disponibles. Esto dificulta la capacidad de los investigadores para aprovechar la base de conocimientos compartida. Si bien se han realizado algunos esfuerzos de estandarización, como los trabajos publicados por la Sociedad Internacional de Biomecánica, aún queda trabajo por hacer para eliminar las principales fuentes de error y confusión en el campo del análisis del movimiento humano [66].

1. *Tratamiento de señales*

La aplicación correcta y el reporte completo de los métodos de procesamiento de señales son cruciales al trabajar con datos cinemáticos y cinéticos. Un aspecto fundamental es el muestreo, que debe ser a una tasa adecuada para asegurar que las frecuencias presentes en el movimiento sean completamente capturadas [66]. Como mínimo, la tasa de muestreo debe ser mayor al doble de la frecuencia más alta en la señal, de lo contrario se perderá información y habrá contaminación de la señal. Para digitalizar con precisión los valores pico, la señal debe muestrearse a una tasa mucho más alta (5-10 veces la frecuencia más alta) o reconstruirse mediante técnicas de remuestreo. Los datos cinemáticos deben diferenciarse dos veces para calcular velocidades y aceleraciones para usar en las ecuaciones de dinámica inversa, lo cual amplifica el ruido de alta frecuencia en la señal de aceleración [66]. Se utilizan técnicas de suavizado para atenuar las frecuencias que comprenden el ruido, manteniendo intacta la señal real. La selección de las frecuencias a atenuar puede hacerse usando un valor fijo o algoritmos que identifican objetivamente las frecuencias de corte. Es importante que los contenidos de frecuencia de los datos cinemáticos y cinéticos estén en concordancia, ya que discrepancias pueden causar artefactos en los momentos intersegmentarios. Esto requiere utilizar las mismas frecuencias de corte para el filtrado de ambos tipos de datos [66].

2. *Método de cálculo*

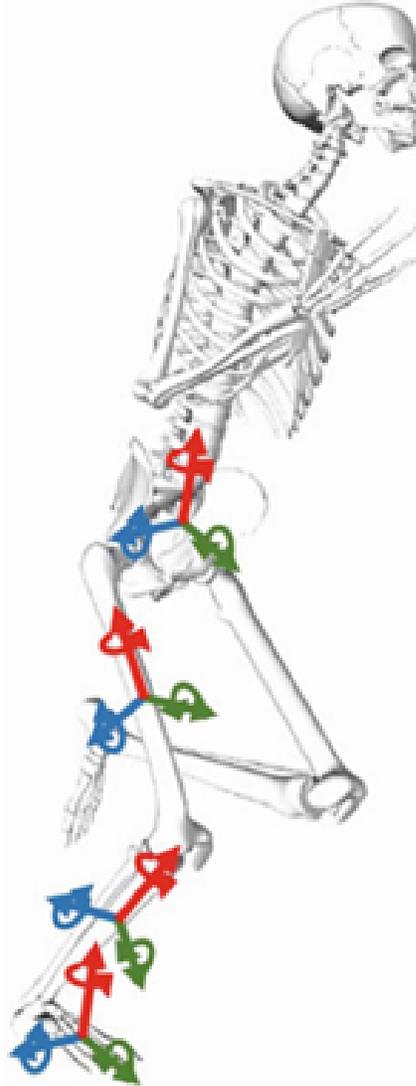
Existen dos métodos equivalentes para describir la dinámica de sistemas mecánicos: Newton-Euler y Lagrange. En biomecánica, las articulaciones humanas tienen poco desplazamiento, por lo que las ecuaciones de Lagrange generalmente solo resultan en momentos [66]. El método de Newton-Euler es más simple y da acceso a los vectores 3D de fuerza y momento intersegmentarios, incluyendo momentos para grados de libertad restringidos. Los métodos de Lagrange son útiles para modelos articulares más

complejos, pero no resuelven cargas en grados de libertad restringidos. Los momentos equivalentes se obtienen proyectando las ecuaciones de Newton-Euler sobre los ejes de los grados de libertad [66]. Estos momentos articulares se relacionan directamente con la potencia articular y se usan en modelado musculoesquelético. Aunque teóricamente equivalentes, los dos métodos pueden producir pequeñas desviaciones por diferencias en propagación de artefactos de tejidos blandos. Ambos conducen a procedimientos de dinámica inversa, derivando fuerzas y momentos intersegmentarios de la cinemática. Cuando los efectos inerciales son despreciables, se puede usar un análisis estático simple basado en la reacción de fuerza del suelo, pero este método conlleva grandes errores si no se cumplen sus suposiciones [66].

3. *Sistema de coordenadas*

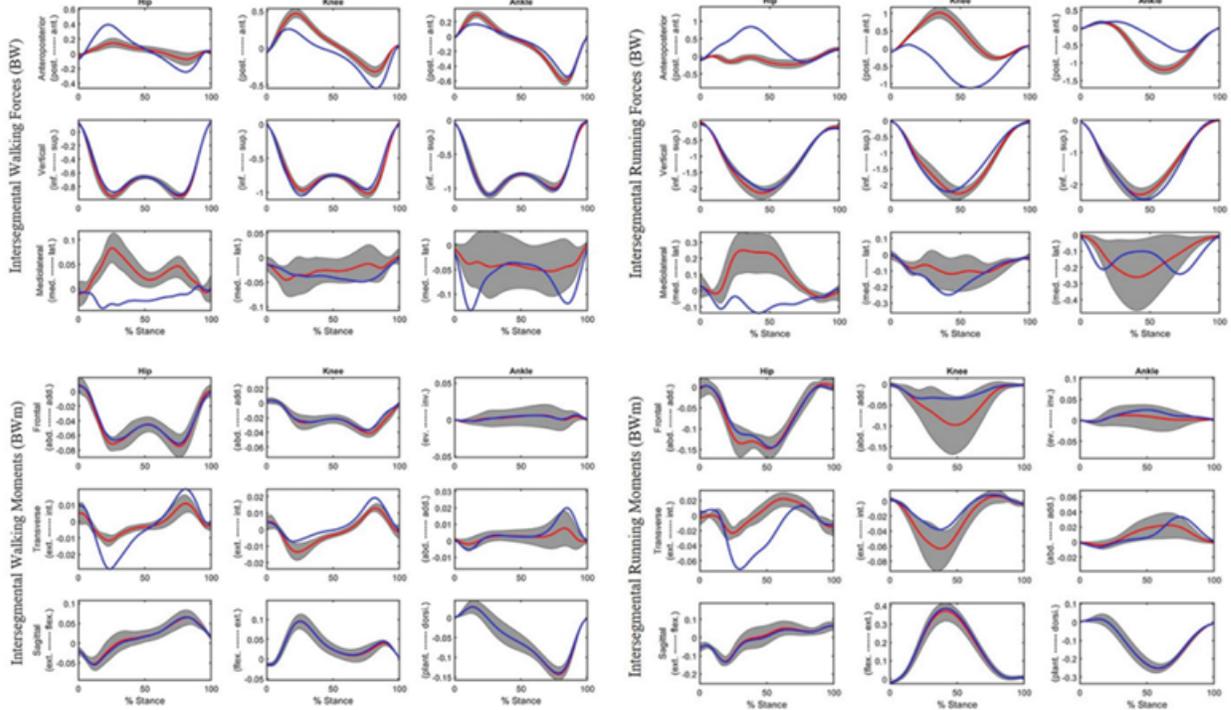
Las fuerzas y momentos intersegmentales se han presentado en una variedad de sistemas de coordenadas: globales (también conocidos como inerciales o de laboratorio), proximales, distales y el sistema de coordenadas articulares [66]. En general, se debe evitar la presentación de fuerzas y momentos intersegmentales en el sistema de coordenadas global, ya que se verán afectados por los cambios en la dirección del movimiento, a diferencia de los sistemas de coordenadas de segmento. El sistema de coordenadas articulares (JCS) es atractivo si también se presentan las cinemáticas en el JCS, pero se debe tener cuidado porque los ejes del JCS no son ortogonales, lo cual puede ser problemático al calcular la norma del momento o recuperar el vector 3D [66]. Si se utiliza un JCS, se prefiere la proyección usando un producto punto (en lugar de una proyección no ortogonal).

Estos momentos proyectados ortogonalmente obtenidos del método de Newton-Euler serán idénticos a los momentos obtenidos del método de Lagrange donde el mecanismo JCS se modela explícitamente [66]. La elección del sistema de coordenadas utilizado para informar sobre las fuerzas y momentos intersegmentales puede afectar drásticamente la interpretación de los datos (Figura **2-36**). La elección del sistema de coordenadas intersegmentales debe ser consistente con la cinemática y el modelo antropométrico, tanto matemática como informativamente [66].

Figura 2-35.: Sistema de coordenadas

Nota. Los sistemas de coordenadas de segmento proximal o distal son útiles para la estimación de tensiones en los tejidos de la tibia. Tomado de [66].

Figura 2-36.: Obtención de datos



Nota. Los sistemas de coordenadas permiten obtener gráficas cinemáticas. Tomado de [66].

4. Fuerza y momento intersegmentario interno y externo

Las fuerzas y momentos intersegmentarios pueden analizarse desde dos perspectivas: externa e interna. Desde una perspectiva externa, estas fuerzas y momentos representan el resultado de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo, así como de las acciones centrífugas y de Coriolis derivadas del movimiento de los segmentos corporales [66]. Desde una perspectiva interna, estas variables representan fuerzas y momentos que se originan en el interior del cuerpo y actúan para resistir la carga externa y mantener la postura o acelerar los segmentos. Las estructuras anatómicas que atraviesan la articulación, como la piel, la grasa, la fascia, los músculos y los ligamentos, junto con la fricción y el contacto entre las superficies articulares, producen la acción mecánica. Aunque ambas perspectivas son igualmente válidas, el valor numérico del resultado es igual y opuesto debido al equilibrio del sistema articular [66]. Por ejemplo, durante el apoyo medio de la marcha, existe un momento de extensión de la rodilla desde la perspectiva interna para evitar el colapso, pero desde la perspectiva externa existe un momento de flexión de la rodilla causado por la fuerza externa de reacción del suelo. Esta diferencia en la presentación de los momentos puede llevar a confusión, especialmente en el caso de la articulación de la rodilla, donde los ligamentos y las superficies articulares se consideran las principales fuentes de los momentos de aducción-abducción [69].

5. *Normalización*

En el análisis clínico del movimiento, las características demográficas y antropométricas (edad, altura, peso, sexo) y las velocidades de ejecución de la tarea motora influyen en las variables cinemáticas y cinéticas. Si estos factores no son equivalentes entre los grupos comparados, pueden actuar como confusores y es necesario controlarlos estadísticamente (análisis de covariables) o eliminar su efecto (normalización) [66]. La normalización tiene ventajas cuando se usan diseños de medidas repetidas, ya que no altera los resultados estadísticos. También permite comparar convenientemente los resultados con otros estudios. Los procedimientos de normalización reducen la varianza entre individuos al comparar fuerzas y momentos intersegmentales [70]. Normalmente, las fuerzas se dividen por el peso o masa corporal, mientras que los momentos se dividen por estas variables o por cantidades que dan lugar a valores adimensionales, como el peso por la altura o el peso por la longitud de las extremidades. Este tipo de normalización ha demostrado reducir las diferencias estadísticas entre hombres y mujeres durante la marcha. Además, se pueden conseguir reducciones adicionales de la varianza considerando medidas de distancia más específicas de las articulaciones o ajustes no lineales [66].

3. Metodología para implementación de un Sistema MOCAP

La captura de movimiento desempeña un papel fundamental en el análisis y evaluación de la marcha humana en el ámbito de la biomecánica. Este sistema de seguimiento óptico permite registrar con precisión los movimientos de los segmentos corporales durante la ejecución de diversas tareas y actividades. La implementación de este sistema de captura de movimiento en el laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación de nuestra institución implica una serie de pasos cruciales que garantizan su correcto funcionamiento y la obtención de datos confiables. En primer lugar, se lleva a cabo una minuciosa preparación y calibración de las cámaras OptiTrack Flex 3, siguiendo rigurosamente las especificaciones y recomendaciones del fabricante. Esta etapa de acondicionamiento de los dispositivos de captura es fundamental para asegurar la fiabilidad y precisión de las mediciones realizadas durante las sesiones de análisis de la marcha. El presente capítulo describe en detalle el proceso de implementación del sistema de captura de movimiento, abordando desde la configuración inicial de las cámaras hasta la validación de su funcionamiento de acuerdo a los parámetros establecidos por el fabricante. Esta información servirá de guía para futuros estudiantes de biomedicina, garantizando la correcta y eficiente utilización del sistema de seguimiento óptico en el estudio de la biomecánica de la marcha humana.

3.1. Configuración del sistema de MoCap

3.1.1. Captura de movimiento basado en tecnología OptiTrack

Para la implementación del sistema de captura de movimiento se eligió la tecnología Opti-track por sus costos beneficios. OptiTrack es una marca de tecnología de captura de movimiento desarrollada por NaturalPoint, una empresa especializada en sistemas de seguimiento óptico. OptiTrack utiliza una combinación de cámaras y marcadores reflectantes para rastrear el movimiento de objetos o individuos en un espacio tridimensional. Los sistemas OptiTrack se conocen por su precisión, confiabilidad y escalabilidad. Pueden rastrear múltiples objetos simultáneamente y son capaces de capturar movimientos de pequeña y gran escala con alta precisión. Los datos capturados se pueden utilizar para animación, análisis o interacción en tiempo real en diversas aplicaciones [1].

3.1.2. Cámaras aplicadas para el sistema de captura

Las cámaras infrarrojas que forman un sistema de captura de movimiento suelen ir de 4 entre 12 cámaras las cuales se instalan en las paredes o en el techo de un laboratorio de marcha para detectar y registrar el movimiento de los marcadores colocados en una persona. Así mismo, en una cámara infrarroja usada para el estudio del movimiento, un arreglo de LEDs infrarrojos se dispone en forma de rosquilla alrededor del lente, emitiendo luz pulsada en periodos de menos de un milisegundo. Los lentes de las cámaras captan exclusivamente la luz infrarroja reflejada por los marcadores, destacándolos en la imagen [4].

Optitrack brinda cámaras infrarrojas del modelo Flex 3 las cuales ofrecen un rendimiento que permite capturas submilimétricas. Estas cámaras cuentan con lentes de clase mundial diseñados internamente, lo que garantiza una baja distorsión y una alta iluminación. El uso del “cristal rápido” en estas cámaras amplía considerablemente su alcance y capacidad de captura. Además de su excelente rendimiento, las cámaras Flex 3 también ofrecen características avanzadas, como la capacidad de grabar videos de referencia en escala de grises de fotograma completo. Esto permite obtener videos flexibles y calibrados para el sistema de seguimiento de movimiento. Además, el procesamiento a bordo de las cámaras permite un análisis de imágenes en tiempo real y en la propia cámara, lo que proporciona datos limpios y fiables a la PC sin exigir una gran demanda del CPU. Esto garantiza un escalado eficiente del sistema. Por último, el control de la cámara es intuitivo y versátil, permitiendo ajustar parámetros como la exposición, la frecuencia de imagen, la resolución, el modo de procesamiento de imágenes y la intensidad de los LED directamente desde la interfaz de usuario de la aplicación [22].

Especificaciones técnicas

1. Cuerpo de la cámara

- El cuerpo de la cámara tiene una anchura de 45,2 mm, altura de 74,7 mm y profundidad de 36,6 mm.
- La cámara pesa 0,1 kg.
- Dispone de LEDs numéricos de 2 dígitos que muestran información relevante sobre el estado de la cámara.

2. Sensor de imagen

- El sensor de imagen tiene un tamaño de píxel de $6 \mu\text{m} \times 6 \mu\text{m}$.
- La cámara tiene un tamaño de $4,5 \text{ mm} \times 2,88 \text{ mm}$.
- La resolución de la cámara es de 640×480 píxeles (0,3 MP).
- La cámara puede capturar imágenes a una frecuencia de 25, 50 o 100 fotogramas por segundo.

Figura 3-1.: Cámara Flex 3

Nota. Las cámaras Flex 3 llevan consigo un arreglo de 26 LED infrarrojos de 850 nm alrededor del lente.

3.1.3. Preparación del área de captura de movimiento según recomendaciones de Optitrack

Para obtener un sistema de captura de movimiento humano, primero es necesario tener un área adecuada para obtener un mejor rendimiento de seguimiento, por lo tanto es considerar algunos aspectos para una buena obtención de captura de movimiento [22].

Tamaño del área de captura de movimiento

Se recomienda contar con suficiente espacio para la instalación de las cámaras, preferiblemente con espacio adicional para posibles modificaciones en la configuración del sistema. La instalación de las cámaras a una altura considerable ofrece ventajas, ya que proporciona una mayor amplitud en las líneas de visión, lo que se traduce en una mejor cobertura del volumen de captura. El tamaño necesario para esta configuración dependerá de las cámaras utilizadas. Una vez que el sistema de la cámara ha sido calibrado, es importante mantenerlo sin cambios para preservar la calidad de la calibración. Los ajustes físicos en las cámaras podrían alterar la configuración, lo que exigiría una recalibración [22].

Piso del área de captura de movimiento

Se recomienda evitar el uso de suelos reflectantes, ya que las luces infrarrojas (IR) de las cámaras podrían reflejarse y causar interferencias en el seguimiento. En caso de que sea inevitable utilizar un suelo reflectante, se sugiere considerar la colocación de tapetes para reducir los reflejos [22]. Asimismo, es aconsejable evitar el uso de suelos flexibles o deformables, ya que podrían tener un impacto negativo en la calibración del sistema. El sistema de captura

de movimiento es implementado en espacio lateral del laboratorio de Rehabilitación como se aprecia en la Figura 3-2.

Figura 3-2.: Espacio a implementar el sistema MoCap basado en Optitrack



El sistema se llevará a cabo en este laboratorio de Rehabilitación de la carrera de Biomedicina

Reducción de interferencia por reflexión de infrarrojos

Las cámaras de captura de movimiento detectan los marcadores mediante la luz infrarroja reflejada, por lo que cualquier luz infrarroja adicional presente dentro del volumen de captura puede causar interferencias. En primer lugar, es recomendable bloquear cualquier entrada de luz solar, ya que esta contiene longitudes de onda dentro del espectro infrarrojo y puede afectar el funcionamiento de las cámaras [22]. Para ello, la solución fue cerrar las ventanas que permitan el ingreso de luz del medio ambiente y se reforzó el bloqueo de la luz colocando cartulinas y fundas negras. Además, se aseguró que no exista ninguna interferencia infrarroja, como vestimentas con accesorios reflectantes. En caso de que no sea posible quitar o bloquear las fuentes de luz infrarroja del área de configuración, se puede utilizar la función de enmascaramiento en el software Motive durante la calibración del sistema. Sin embargo, se debe tener precaución al usar esta función, ya que descarta completamente los datos de la imagen en las regiones enmascaradas, lo que puede afectar negativamente al seguimiento. Por lo tanto, siempre es preferible retirar físicamente el objeto que emite luz infrarroja, en la medida de lo posible [71].

Otros aspectos a considerar

Se debe asegurar que la habitación esté completamente a oscuras, sin ninguna fuente de luz externa. Esto es muy importante para poder registrar con precisión el movimiento y la posi-

ción de la persona. [22]. La persona debe vestir prendas de colores oscuros, preferiblemente negro o gris, para evitar cualquier tipo de reflejo. Deben utilizarse telas opacas que no tengan brillo ni textura brillante. Evita llevar accesorios como joyas, relojes o hebillas que puedan generar reflejos y asegúrate de que la ropa sea holgada y permita una movilidad adecuada durante el análisis. Durante el procedimiento del análisis, es importante tomar en cuenta que movimientos se van a realizar antes de grabar, Optitrack recomienda realizar movimientos suaves y controlados, evitando cambios repentinos en la dirección [22]. Es crucial monitorear constantemente la calidad de la captura del movimiento y hacer ajustes en la iluminación o en la posición de la persona si es necesario. Finalmente, registra los datos del análisis de manera sistemática y organizada para facilitar su posterior interpretación. Por último, se recomienda eliminar cualquier obstáculo innecesario del volumen de captura, ya que estos podrían obstruir la vista de las cámaras y afectar el seguimiento de los marcadores.

3.1.4. Consideraciones para la Ubicación de las cámaras

La ubicación de las cámaras es crucial para aprovechar eficientemente las imágenes capturadas por cada una de ellas. Una disposición bien organizada de las cámaras puede tener un impacto significativo en la calidad del seguimiento. Durante el rastreo de marcadores, las coordenadas 3D se reconstruyen a partir de las vistas 2D captadas por cada cámara del sistema. Específicamente, las posiciones correlacionadas de los marcadores en 2D se utilizan para calcular la posición 3D de cada marcador mediante triangulación [22]. Por lo tanto, contar con múltiples ángulos de vista en el volumen objetivo resulta beneficioso, ya que permite un mayor margen de maniobra para el algoritmo de triangulación, mejorando así la calidad del seguimiento. En consecuencia, una disposición eficiente de las cámaras implica distribuirlas adecuadamente alrededor del espacio de captura. Esto no solo mejorará la precisión del seguimiento, sino que también evitará rayos no correlacionados y la obstrucción de marcadores. Es importante tener en cuenta que los diseños de ubicaciones de cámaras adecuadas pueden variar según el tipo de aplicación de seguimiento, el entorno del volumen de captura y el tamaño del sistema de captura de movimiento [22].

Recomendaciones Generales

Para aplicaciones comunes de seguimiento de la posición y orientación 3D de esqueletos y cuerpos rígidos, Optitrack recomienda colocar las cámaras en la periferia del volumen de captura. Esta configuración suele maximizar la superposición de las imágenes capturadas y minimizar la pérdida de cobertura de la cámara [22]. A continuación, se presentan consejos claves a tomar en cuenta [22]:

- Montar las cámaras a la altura máxima deseada del volumen de captura.
- Distribuir las cámaras de manera equidistante alrededor del área de instalación.

- Ajustar los ángulos de las cámaras y apúntelas hacia el volumen objetivo.
- En el caso de cámaras con campo de visión (FOV) rectangular, monte las cámaras en orientación horizontal. En áreas de configuración muy reducidas, se pueden orientar las cámaras en posición vertical para aumentar la cobertura vertical, pero esto generalmente reduce la superposición de las imágenes capturadas, lo que puede afectar la continuidad de los marcadores y la calidad de los datos.

Altura de la ubicación de las cámaras

Se sugiere colocar las cámaras a una altura elevada para maximizar la cobertura en el volumen de captura y minimizar el riesgo de que los sujetos choquen con la estructura del soporte, lo cual podría afectar la calibración. Además, al colocar las cámaras a alturas bajas y orientarlas directamente una hacia la otra, se pueden detectar las fuentes de iluminación infrarroja sincronizadas de cada cámara, lo que requerirá enmascararlas en las imágenes 2D capturadas [22].

Distancia entre cámaras

Se recomienda mantener una distancia constante entre cada cámara. Cuando las cámaras se colocan muy cerca una de la otra, capturan imágenes similares del sujeto en seguimiento, lo cual no aporta beneficios en términos de evitar oclusiones o mejorar el proceso de reconstrucción [22]. En lugar de ello, esta superposición genera una redundancia en las imágenes capturadas y aumenta la carga computacional requerida para el proceso de calibración. Además, esta configuración también incrementa la posibilidad de que ocurran oclusiones de marcadores, ya que los marcadores pueden ser bloqueados desde múltiples vistas simultáneamente cuando se encuentran obstáculos en el camino [71].

3.1.5. Configuración de la red de la cámara

Sistema de cámara USB

Un sistema de cámaras USB ofrece una captura de movimiento de alta calidad a un precio asequible, especialmente adecuado para volúmenes pequeños y medianos. Los modelos de cámaras USB incluyen la serie Flex (Flex 3 y Flex 13) y los modelos Slim 3U. Estas cámaras USB funcionan con OptiHub, un dispositivo diseñado para maximizar el rendimiento de las cámaras de la serie Flex al suministrar la energía adecuada a cada una, permitiendo así el seguimiento a largas distancias [22]. En un sistema USB, se pueden utilizar hasta cuatro OptiHubs. Al incorporar múltiples OptiHubs, es necesario interconectarlos mediante cables de sincronización RCA. Es importante tener en cuenta que un sistema USB no es adecuado para configuraciones de gran volumen debido a la limitación de longitud de los cables USB 2.0, que es de aproximadamente 5 metros. En caso de ser necesario, se pueden utilizar hasta

dos extensiones USB activas para conectar el OptiHub a la PC principal. Sin embargo, no se recomienda utilizar extensiones USB entre el OptiHub y las cámaras. Es importante destacar que no se admite el uso de más de dos extensiones USB en ningún punto de un sistema USB 2.0 que ejecute Motive, el software de OptiTrack para el procesamiento y seguimiento de datos de captura de movimiento [22].

OptiHub

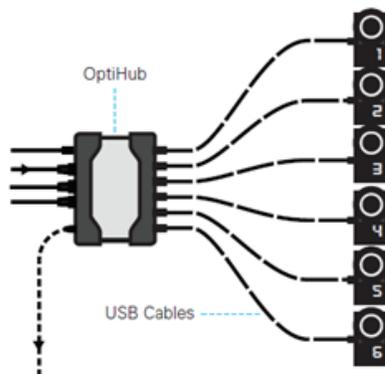
OptiHub es un concentrador USB diseñado específicamente para integrarse en un sistema de cámaras USB. Este dispositivo ofrece opciones de alimentación y sincronización externa, lo que lo convierte en una pieza clave en la configuración del sistema. Es importante destacar que los puertos USB estándar no suministran la cantidad suficiente de energía para alimentar la iluminación infrarroja (IR) dentro de las cámaras Flex 13. Para activar la matriz de LED y garantizar un rendimiento óptimo, es necesario enrutar la alimentación a través de un OptiHub. Esto proporciona la energía necesaria para alimentar la iluminación IR y asegurar un funcionamiento adecuado de las cámaras Flex 13 [22].

Equilibrio de carga USB

Cuando se conectan concentradores a una computadora, es crucial tener en cuenta el equilibrio de carga. La mayoría de las computadoras cuentan con múltiples puertos USB en la parte frontal y trasera, los cuales están conectados a dos controladores USB. Específicamente en sistemas con un gran número de cámaras (más de 18 cámaras), se recomienda distribuir las cámaras de manera equitativa entre los controladores USB disponibles [22]. Esto permitirá aprovechar al máximo el ancho de banda disponible y optimizar el rendimiento del sistema.

Protocolo de comunicación OptiSync

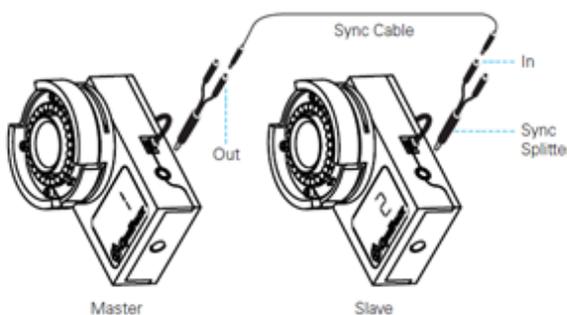
OptiSync es un protocolo de sincronización personalizado que permite la transmisión de señales de sincronización a través del cable USB. Este protocolo innovador permite que cada cámara utilice un único cable USB para la transferencia y sincronización de datos [22] como se observa en la Fig. 3-3, eliminando la necesidad de utilizar cables de sincronización USB y RCA en cadena, como se requería en modelos anteriores. Con OptiSync, se simplifica la configuración del sistema, ya que solo se necesita conectar un cable USB a cada cámara para la transferencia de datos y la sincronización. Esto proporciona una solución más eficiente y ordenada, mejorando la experiencia de uso y minimizando el desorden de cables en el entorno de captura [22].

Figura 3-3.: OptiSync

Nota. Facilita la conexión de varias cámaras y con la computadora. Tomado de [22].

Sincronización por cable

Wired Sync es un protocolo de sincronización de cámara a cámara que utiliza cables RCA en una configuración en cadena posible ver en la Fig.3-4. En este sistema, se utiliza un cable de sincronización RCA maestro para conectar la cámara maestra al OptiHub. Luego, cada cámara del sistema se conecta en serie utilizando cables de sincronización RCA y divisores [22]. Es importante tener en cuenta que las cámaras V100:R1 (Legacy) y Slim 3U solo admiten sincronización mediante cables y, por lo tanto, cualquier sistema OptiTrack que incluya estas cámaras debe utilizar la sincronización por cable. En el caso de las cámaras Flex 3, la opción de Wired Sync está disponible de manera opcional. Esto permite utilizar cables de sincronización RCA y aprovechar el protocolo de sincronización de cámara a cámara para lograr una sincronización precisa en el sistema OptiTrack [22].

Figura 3-4.: Sincronización por cable

Nota. Facilita la conexión entre las cámaras Flex 3. Tomado de [22].

3.2. Definición de áreas para el posicionamiento de cámaras

El fabricante ofrece recomendaciones para evitar oclusiones y asegurar que el software funcione sin problemas, como se requiere el seguimiento de un esqueleto para obtener datos de 6 grados de libertad (posición y orientación en los ejes x, y, z), Optitrack recomienda colocar las cámaras alrededor de la periferia del volumen de captura [22]. Esto permitirá rastrear marcadores tanto en la parte frontal como en la periferia y parte posterior del sujeto. Al tener cámaras posicionadas estratégicamente en la periferia, se logra una cobertura más completa del área de captura, lo que resulta en un seguimiento más preciso y completo del esqueleto en todas las direcciones [22]. Es importante destacar que las dimensiones de instalación pueden ajustarse según las necesidades específicas del proyecto. En este caso, se ha seguido una recomendación específica que sugiere el uso de 8 cámaras Flex 3 para un área de 7x7 metros, con un volumen de captura de 2x2x2 metros, que es el espacio en el cual se pueden registrar los movimientos del sujeto como se ve en la Figura 3-9.

Figura 3-5.: Área para MOCAP basado en Optitrack



Nota. Área cuadrada de 7x7 metros con estructura fija para las cámaras Flex 3. Tomado de [22].

3.2.1. Área rectangular para 4 cámaras

Se realizaron varias pruebas para asegurar el funcionamiento óptimo de las cámaras. En primera instancia, se realizó la primera configuración de acuerdo al espacio asignado para llevar a cabo el laboratorio de marcha, para esto, se colocaron las 4 cámaras dentro de un área rectangular donde se consideró ubicarlas estratégicamente en cada una de las esquinas, con altura de 2 metros cada cámara, las cuales en cada configuración que se realice deben estar dirigidas hacia el volumen de captura donde se rastrearán los marcadores. Para ello, se va consultando en las vistas previas en 2D de las cámaras desde el panel de Vista Previa de Cámara de Motive para asegurar de que cada vista cubra la región de captura deseada. A continuación, se detallan el cálculo del área, tomando en cuenta los valores que nos brindó el espacio del laboratorio donde se montará el sistema:

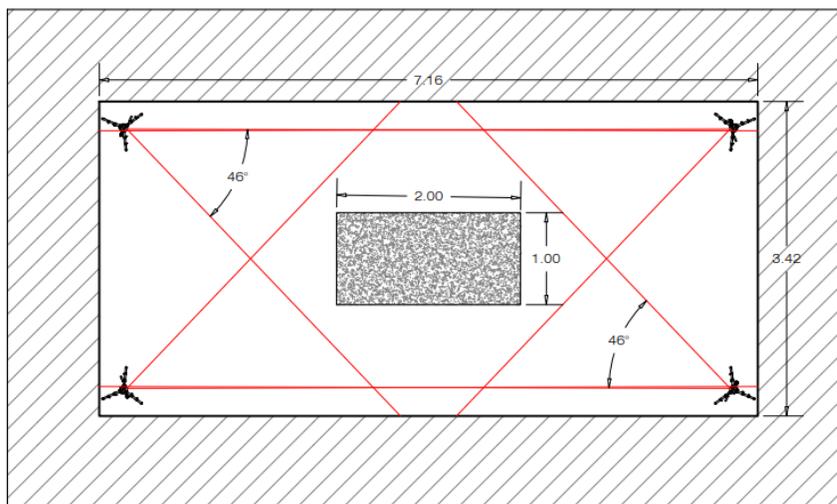
$$\begin{aligned} \text{Área para 8 cámaras: } & 49 \text{ m}^2 \\ \text{Área para 4 cámaras: } & (7.16\text{m} * 3.42\text{m}) = 24.5\text{m}^2 \end{aligned}$$

Una vez analizada el área, se procedió a realizar los cálculos correspondientes al volumen de captura de las cámaras, obteniendo los siguientes resultados:

$$\begin{aligned} \text{Volumen de captura para 8 cámaras: } & 8\text{m}^3 \\ \text{Volumen de captura para 4 cámaras: } & (1\text{m} * 2\text{m} * 2\text{m}) = 4\text{m}^3 \end{aligned}$$

Con este tipo de configuración se presentaron errores en la captura del movimiento debido a la oclusión de los marcadores cuando la persona adoptaba diferentes posiciones. Para solucionar este inconveniente, se optó por agregar una cámara adicional dentro del laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación. Esta modificación en la configuración del sistema de captura tuvo como objetivo mejorar la cobertura y minimizar los problemas de oclusión, permitiendo una captura más precisa y confiable de los movimientos de los sujetos de estudio.

Figura 3-6.: Bosquejo del área rectangular con 4 cámaras



Nota. Tomando en cuenta el espacio del laboratorio de rehabilitación, se realizó este primer bosquejo rectangular.

3.2.2. Área rectangular para 5 cámaras

La colocación de las cámaras dentro de un área rectangular con 5 cámaras se considera estratégica, ubicándolas de manera asimétrica dentro del área. Se consideró la misma configuración anterior, cada cámara colocada en cada vértice del rectángulo con una altura de 2 metros, añadiendo una cámara más con una altura de 1.50 metros en medio de dos cámaras anteriormente mencionados. Esto con el fin de mejorar la recolección de datos debido a que se perdía información de la parte inferior del cuerpo. A continuación, se detallan los cálculos

del área establecida, ya que al aumentar una cámara se optó por realizar una regla de tres sencilla para las 5 cámaras:

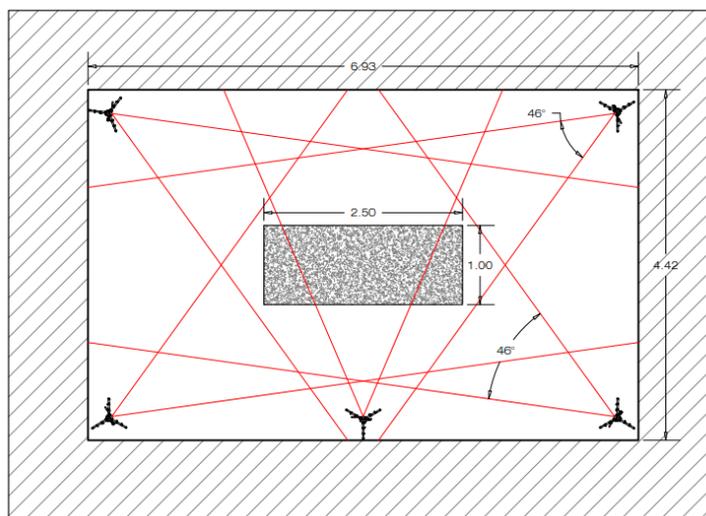
$$\begin{aligned} \text{Área para 8 cámaras: } & 49m^2 \\ \text{Área para 5 cámaras: } & (5 \cdot 49m^2) / 8 = 30.63 m^2 \end{aligned}$$

De igual manera, los valores del volumen de captura tanto como la altura, largo y ancho se obtuvo:

$$\begin{aligned} \text{Volumen de captura para 8 cámaras: } & 8m^3 \\ \text{Volumen de captura para 5 cámaras: } & (1m \cdot 2m \cdot 2.5m) = 5 m^3 \end{aligned}$$

Según el análisis, el volumen de captura óptimo para una mejor captura de los marcadores se estableció en 1 metro de ancho, 2.5 metros de largo y 2 metros de altura. Una vez colocadas las cámaras de acuerdo a los cálculos realizados, se presentaron errores en la captura del movimiento debido a la oclusión de los marcadores cuando la persona adoptaba diferentes posiciones. Para solucionar este inconveniente, se optó por agregar las 8 cámaras dentro del laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación.

Figura 3-7.: Bosquejo del área rectangular con 5 cámaras



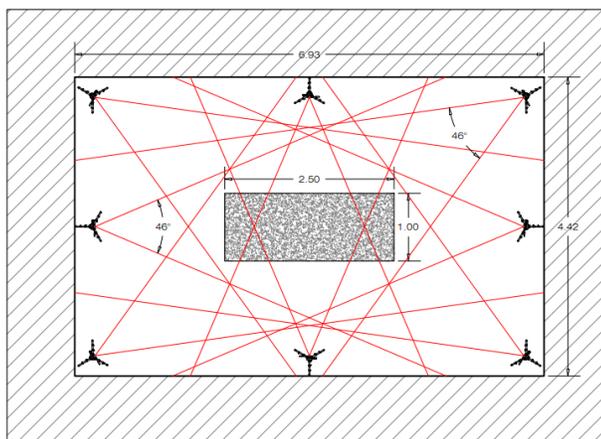
Nota. El ángulo de la quinta cámara acorta el volumen de captura con este tipo de configuración.

3.2.3. Área rectangular 8 cámaras

Para la colocación de las 8 cámaras, se estableció el mismo largo como en la configuración anterior (Figura 3-7), sin embargo, se decidió agrandar el ancho un metro más, esto con la idea de permitir una mayor movilidad dentro del espacio de captura y en sí evitar la

oclusión de los marcadores al momento que el sujeto realice cualquier movimiento. Se realizó un bosquejo que consideraba las distancias entre las cámaras, así como los ángulos verticales y horizontales de cada una de ellas. La altura se mantiene en 2 metros de las 4 cámaras esquineras, mientras que las demás tienen una altura de 1,50 metros.

Figura 3-8.: Bosquejo del área rectangular con 8 cámaras



Nota. La Figura 3-8 demuestra el área establecida para la colocación de 8 cámaras Optitrack en un área rectangular.

En el área establecida, se consideró que las cámaras se encuentren a una distancia asimétrica, tomando en cuenta un ángulo horizontal de captura de 46.2° . Por otro lado, se determinó que las cámaras deben estar situadas a una distancia mínima de 2 metros, tomando de referencia el centro del área de captura. Una vez definido el espacio, se procedió a realizar las pruebas correspondientes. En la parte inferior del área de captura, no se presentaron fallas en la detección de los marcadores. Sin embargo, en la sección superior, se tuvieron mayores inconvenientes. Por recomendación de la página oficial de Optitrack, se estableció realizar el mismo proceso, pero para un área de captura de forma cuadrada, con el fin de mejorar la calidad de la captura [22].

3.2.4. Área cuadrada para 4 cámaras

Considerando que OptiTrack recomienda utilizar 8 cámaras para un área de 7×7 metros (49 m^2), se obtiene una reducción del 50% en el número de cámaras. Por lo tanto, el área de cobertura ideal con 4 cámaras se puede estimar como el 50% del área cubierta por 8 cámaras, donde se asume una distribución proporcional. El siguiente cálculo se realiza para determinar el área de cobertura:

$$\begin{aligned} \text{Área para 8 cámaras: } & 49 \text{ m}^2 \\ \text{Área para 4 cámaras: } & (0.5 * 49 \text{ m}^2) = 24.5 \text{ m}^2 \end{aligned}$$

Al buscar una distribución cuadrada para mantener una configuración similar a la recomendada por el fabricante, se toma la raíz cuadrada del área calculada, teniendo:

$$\sqrt{24,5} = 4.95 \text{ m}$$

Por lo tanto, el área ideal para el uso de 4 cámaras sería aproximadamente un cuadrado de 4.95 x 4.95 metros. De igual manera, se realizará el cálculo para el volumen de captura, ya que este es esencial al momento de calibrar. Para esto, se obtiene lo siguiente:

Volumen de captura para 8 cámaras: 8 m^3

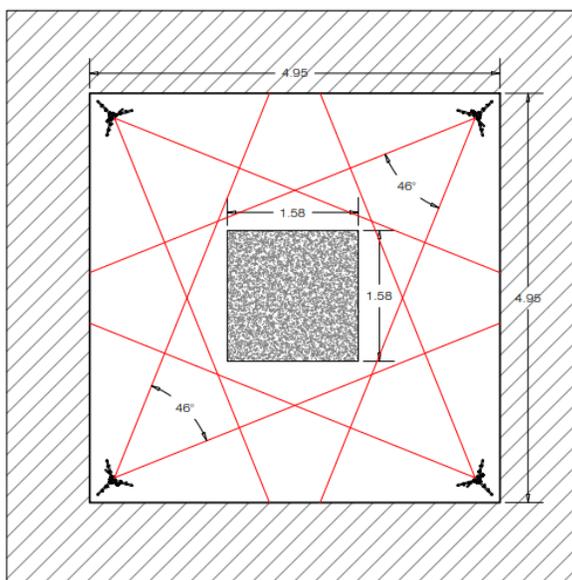
Volumen de captura para 4 cámaras: $(0.5 * 8 \text{ m}^3) = 4 \text{ m}^3$

Para mantener una configuración coherente, el volumen de captura podría ajustarse de manera proporcional en las tres dimensiones (largo, ancho y altura). Si originalmente el volumen de captura era de 2x2x2 metros con 8 cámaras, con 4 cámaras las dimensiones del volumen se ajustarán a:

$$\sqrt[3]{4\text{m}^3} = 1.587 \text{ m}$$

Por último, el volumen de captura aproximado para 4 cámaras sería de 1.587 metros en las tres dimensiones. Una vez obtenida el área y el volumen de captura, se procedió a colocar las cámaras en cada vértice del cuadrado formado con una altura de 1.60 metros cada una, todas apuntando hacia el centro del volumen de captura y siendo ligeramente inclinadas hacia abajo, para evitar que se detecten las cámaras entre sí. Sin embargo, existían pequeñas zonas donde se detectaba oclusión, por lo que se decidió aumentar una cámara más para asegurar la cobertura completa del volumen.

Figura 3-9.: Bosquejo del área cuadrada con 4 cámaras



Nota. La Figura 3-9 demuestra el área establecida para la colocación de 4 cámaras Optitrack.

3.2.5. Área cuadrada para 5 cámaras

Con el aumento del número de cámaras dentro del área, se generaron nuevos cálculos. Se estima que el área de cobertura con 5 cámaras equivale al 63 % del área cubierta por 8 cámaras, asumiendo una distribución que evite cualquier tipo de oclusión existente al momento del análisis del movimiento. A continuación, se realiza el cálculo para determinar el área de cobertura:

$$\begin{aligned}\text{Área para 8 cámaras: } & 49 \text{ m}^2 \\ \text{Área para 5 cámaras: } & (0.623 * 49 \text{ m}^2) = 30.63 \text{ m}^2\end{aligned}$$

Al buscar una distribución cuadrada para mantener una configuración similar a la recomendada por el fabricante, se toma la raíz cuadrada del área calculada. Esto resulta en:

$$\sqrt{30,63} = 5.53 \text{ m}$$

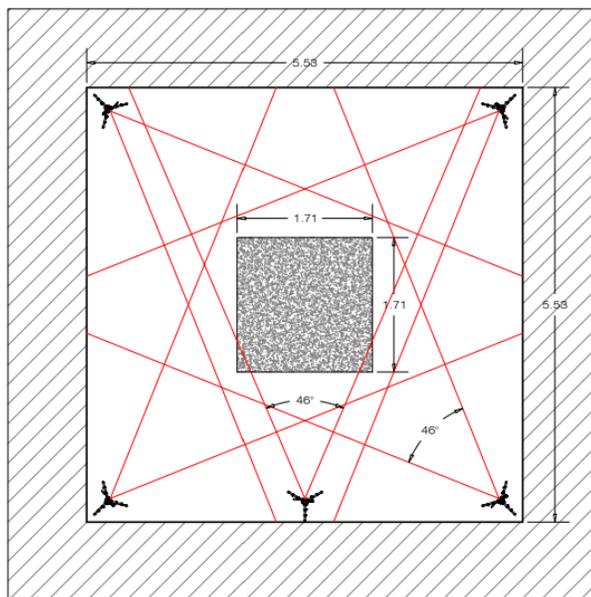
Por consiguiente, el área ideal para el uso de 5 cámaras sería aproximadamente un cuadrado de 5.53 x 5.53 metros. De igual manera, se realizará el cálculo para el volumen de captura, ya que este es esencial al momento de calibrar. Para esto, se obtiene lo siguiente:

$$\begin{aligned}\text{Volumen de captura para 8 cámaras: } & 8 \text{ m}^3 \\ \text{Volumen de captura para 5 cámaras: } & (0.625 * 8 \text{ m}^3) = 5 \text{ m}^3\end{aligned}$$

Para mantener una configuración coherente, el volumen de captura podría ajustarse de manera proporcional en las tres dimensiones (largo, ancho y altura). Si originalmente el volumen de captura era de 2x2x2 metros con 8 cámaras, con 5 cámaras las dimensiones del volumen se ajustarán a:

$$\sqrt[3]{5\text{m}^3} = 1.71 \text{ m}$$

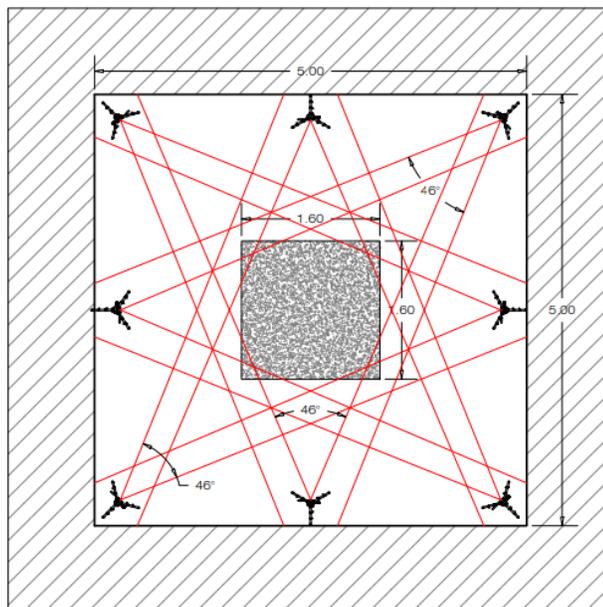
Por lo tanto, un volumen de captura aproximado para 5 cámaras sería de 1.71 metros en las tres dimensiones. Una vez obtenidas el área y el volumen de captura, se procedió a colocar las cámaras en cada vértice del cuadrado formado, todas apuntando hacia el centro del volumen de captura y siendo ligeramente inclinadas hacia abajo para que se encuentren dentro de los ángulos correspondientes que poseen cada una de las cámaras, evitando así que se detecten entre sí, para esto, la altura de las cámaras que van en las esquinas se estimó que fuera de 1.71 metros y la que sobraba se la colocó a una altura de 1.50 metros en medio de dos cámaras altas. Con esta configuración se podría decir que existió una mejoría en la captura de movimiento, sin embargo, hubieron algunos marcadores de la parte posterior del sujeto que no se reconstruían debidamente, sobretodo en la parte inferior del cuerpo por lo resultó agregar más cámaras y realizar las respectivas pruebas.

Figura 3-10.: Bosquejo del área cuadrada con 5 cámaras

Nota. La Figura 3-10 demuestra el área establecida para la colocación de 5 cámaras Optitrack.

3.2.6. Área cuadrada para 8 cámaras

Para el sistema de 8 cámaras Flex 3, se estableció un área de captura de $5m \times 5m$ por cuestiones de espacio, lo que equivale a una superficie de $25m^2$, esto debido a que el funcionamiento correcto destacó más en configuraciones cuadradas, tal como recomendó el fabricante. Dentro de este espacio cuadrado, se delimitó que el área de captura tiene 1.60 metros tanto de altura, ancho y largo, siendo un volumen de captura total de $4,096 m^3$. Se seleccionó esta configuración de área y volumen de captura en función de optimizar el espacio de las 4 cámaras (Figura 3-9). Se mejoró al colocar 8 cámaras para una cobertura más uniforme y completa del espacio, en comparación con un área rectangular. En un espacio rectangular, las zonas suelen tener una cobertura menos densa y un mayor riesgo de oclusión, como se observó en los diferentes bosquejos realizados, lo cual puede afectar la calidad de la captura de movimiento.

Figura 3-11.: Bosquejo del área cuadrada con 8 cámaras

Nota. El área cuadrada de 8 cámaras Optitrack fue finalmente la seleccionada para llevar a cabo el sistema de captura de movimiento en el laboratorio de Rehabilitación.

Al mantener un área cuadrada, las cámaras pudieron ser colocadas de manera simétrica, colocadas a una distancia de 2.5 metros entre cada cámara, lo que optimizó la captura de los marcadores y ayudó a reducir la presencia de zonas muertas dentro del volumen de captura. La distribución simétrica de las cámaras es fundamental para asegurar una cobertura uniforme y reducir los problemas de oclusión. Además, se ha posicionado las cámaras ubicadas en las esquinas a una altura de 2 metros para capturar datos desde la parte superior del sujeto, mientras que las otras 4 cámaras se han colocado a una altura de 1.50 metros para enfocarse principalmente en la parte inferior del sujeto.

Luego de la instalación de las cámaras y la definición del volumen de captura, se ejecutaron las pruebas correspondientes. Durante estas pruebas, se evidenció que tanto para los miembros inferiores como superiores, no presentaron problemas de oclusión de los marcadores. La selección de un área cuadrada de $25m^2$ y un volumen de captura de $4,096m^3$, junto con la colocación simétrica de las 8 cámaras Flex 3, demostró eficacia para garantizar una buena captura de movimiento y sin problemas de oclusión, en comparación con un diseño rectangular.

3.3. Software de captura y visualización: Motive

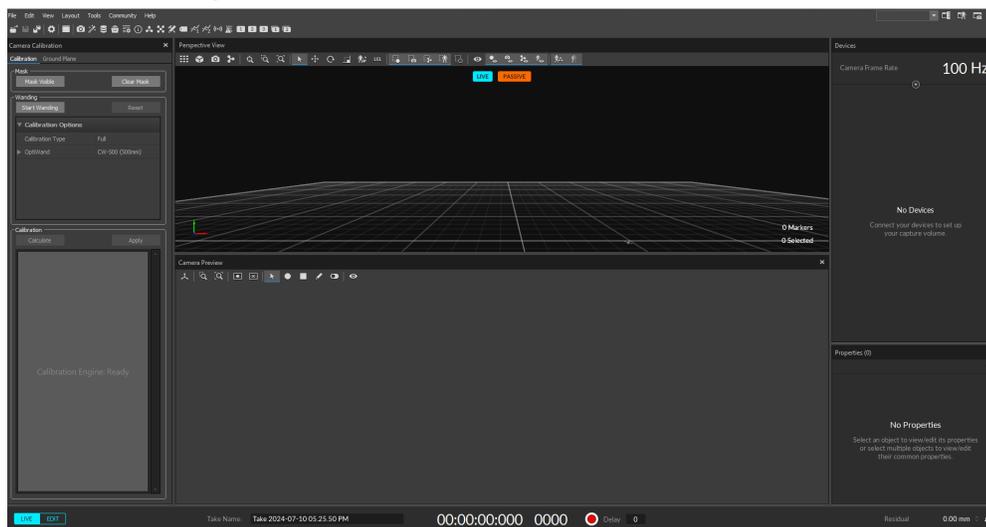
Motive es un sistema de software poderoso y versátil desarrollado por OptiTrack, líderes en la industria de la captura de movimiento, diseñado para satisfacer las necesidades de una

amplia gama de aplicaciones. Motive ofrece una solución integral para capturar, procesar y visualizar datos de movimiento con precisión, uno de los puntos fuertes de Motive es su interfaz de usuario intuitiva y de fácil navegación [22]. El software simplifica el proceso de configuración y calibración de sistemas de captura de movimiento, incluso aquellos con múltiples cámaras. Motive admite la amplia gama de cámaras de movimiento de OptiTrack, brindando a los usuarios la flexibilidad de elegir la solución que mejor se adapte a sus requisitos, pero Motive no se limita solo a la captura de datos. El software también ofrece herramientas avanzadas de procesamiento en tiempo real, lo que permite a los usuarios visualizar y analizar el movimiento de forma inmediata. Para que el software pueda manejar grandes cantidades de datos de captura de movimiento, se recomienda contar con un sistema operativo Windows 10 u 11 de 64 bits, un procesador Intel i7 potente, 16 GB de RAM y una tarjeta gráfica GTX 1050 o superior. Estas especificaciones técnicas aseguran que Motive pueda procesar y visualizar los datos de movimiento con precisión, incluso en aplicaciones que requieren una retroalimentación instantánea, como la animación 3D, el análisis biomecánico y el desarrollo de realidad virtual [52]. Además, Motive cuenta con poderosas funciones de edición y post-procesamiento. Los usuarios pueden refinar y optimizar los datos de movimiento capturados, aplicando filtros, marcadores y otras herramientas para obtener resultados precisos y detallados. Ya sea que se trate de proyectos de animación, investigación biomédica o desarrollo de aplicaciones de realidad virtual, Motive se ha convertido en una solución líder en la industria de la captura y visualización de movimiento. Su combinación de potencia, flexibilidad y facilidad de uso lo convierte en una herramienta indispensable para profesionales y entusiastas del campo [22]. La posibilidad de capturar modelos de esqueletos y cuerpos rígidos con alta precisión se debe a la avanzada tecnología de Motive, en el caso de los cuerpos rígidos, la necesidad de solo tres marcadores visibles simplifica la configuración y permite un seguimiento eficaz, incluso en condiciones de visibilidad limitada; por otro lado, para los modelos de esqueletos, el software requiere un número mínimo específico de marcadores visibles para asegurar que todos los puntos críticos del esqueleto se capturen correctamente [52]. Esta flexibilidad en el manejo de distintos modelos y condiciones de captura hace de Motive una herramienta versátil por su capacidad de mantener un seguimiento con requisitos mínimos de visibilidad de marcadores, demostrando su eficiencia en el procesamiento de datos de movimiento.

La Figura **3-12** ilustra el inicio del software, donde incluye una vista 3D principal que muestra las trayectorias de los marcadores y el esqueleto del sujeto, una vista de cámaras que presenta imágenes en tiempo real de las cámaras infrarrojas, y un panel de herramientas que contiene opciones para configuración del sistema, calibración de cámaras y ajustes de captura. Además, se visualiza un panel de marcadores con información sobre la visibilidad y posición de los marcadores, un panel de esqueleto para definir y ajustar el modelo esquelético del sujeto, y un panel que muestra y permite ajustar parámetros técnicos como la tasa de captura y la resolución de las cámaras. La interfaz también incluye una barra de herramientas

con accesos rápidos a funciones comunes y un panel de tiempo que permite navegar por los datos capturados y reproducir la sesión de captura.

Figura 3-12.: Visualización del software Motive

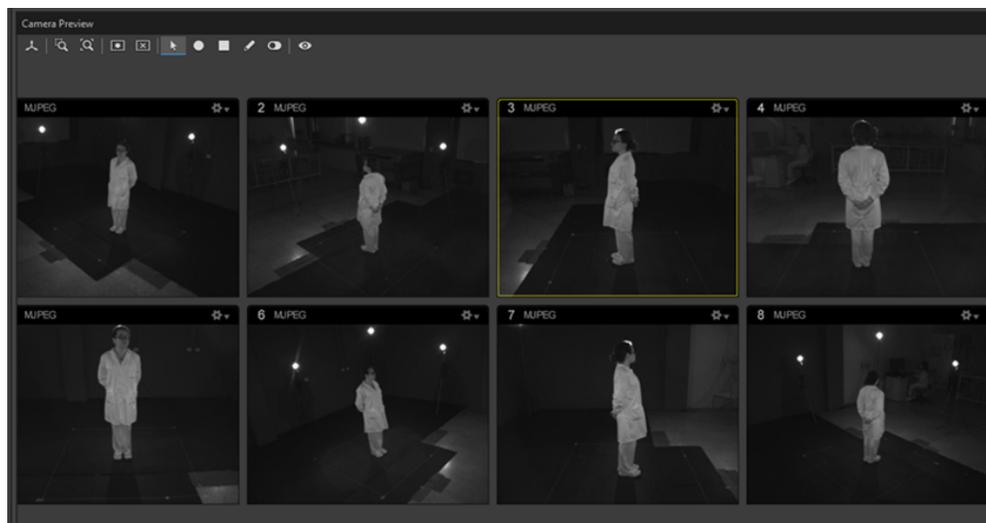


Nota. El Software cuenta con diversas herramientas y permite visualizar el espacio de trabajo en el que se va desarrollar la captura de movimiento.

3.3.1. Configuración del software Motive

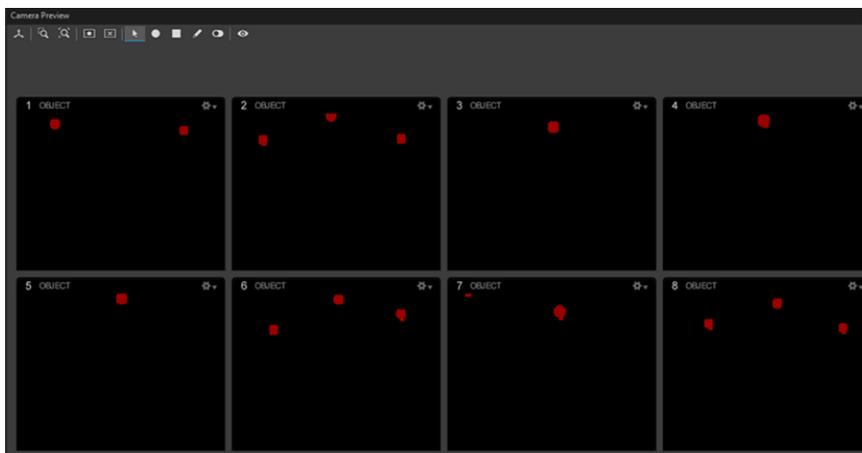
La configuración debe constar de 8 cámaras Flex 3 distribuidas en un área cuadrada de $25 m^2$, como se mencionó anteriormente. Cada cámara se ha colocado a una distancia de 2.5 metros alrededor del perímetro. Para la correcta calibración de las cámaras, se debe utilizar el software de captura de datos, en este caso Motive, y comprobar que cada cámara visualiza al sujeto con los marcadores para determinar la altura máxima de captura. Es fundamental que cada cámara cubra completamente el área de trabajo, asegurando que toda la zona en la que se mueve el sujeto esté cubierta, como se muestra en la visualización 2D de la figura 3-13. Una vez colocadas y conectadas las cámaras, el siguiente paso es calibrar el sistema para asegurar una captura de datos precisa. La calibración es un proceso el cual nos garantiza la precisión y fiabilidad del sistema óptico de captura de movimiento. Este proceso permite al sistema calcular la posición y orientación exactas de cada cámara, así como las distorsiones presentes en las imágenes capturadas, mediciones de vital importancia para construir un volumen de captura 3D preciso. Durante la calibración, se utilizan imágenes 2D capturadas por múltiples cámaras sincronizadas, al asociar la posición de marcadores de calibración conocidos en cada imagen a través de la triangulación, el sistema puede determinar con exactitud la ubicación espacial de cada cámara y los marcadores en el entorno tridimensional; este proceso asegura que los datos de movimiento capturados sean precisos y puedan ser utilizados en aplicaciones como la biomecánica, la animación y la realidad virtual [22].

Figura 3-13.: Visualización de cámaras



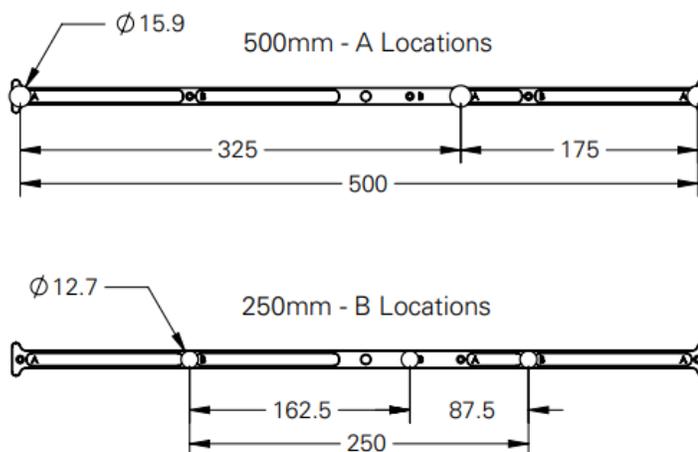
Nota. Ilustra el enfoque de las cámaras al espacio donde se procederá a realizar la captura y debe estar el sujeto enfocado de pies a cabeza.

Se debe tomar en consideración que, al tratarse de un sistema de captura de movimiento óptico con marcadores pasivos, estos deben reflejar la luz recibida, lo que hace al sistema muy sensible a las variaciones en la iluminación. Por tanto, es importante controlar la iluminación al máximo. La luz que los marcadores reflejan proviene de fuentes cercanas a las cámaras, por lo que cualquier otra fuente de luz puede interferir con la captura de movimiento. En el software Motive, debemos verificar que no haya puntos conflictivos en el área de captura, es decir, puntos que el sistema identifica incorrectamente como sensores debido a reflejos de luz excesiva. Estos puntos conflictivos aparecen como puntos blancos en la vista capturada desde cada cámara, y debemos revisar cada cámara para identificarlos y corregirlos. En cada cámara, podemos convertir la imagen a escala de grises para identificar y solucionar los puntos conflictivos, en nuestro caso, se observaba que reflejaba la luz en el piso en el área de captura y se optó por colocar un fondo negra para corregirlo. Sin embargo, estos puntos pueden deberse de igual forma en una cámara que queda visible desde otra. El software permite ajustar varios parámetros de las cámaras, como el umbral, la exposición, la intensidad y los fotogramas por segundo (fps), para lograr la mejor configuración posible. Si, a pesar de estos ajustes, los puntos conflictivos persisten, el software ofrece la opción de bloquearlos, con la herramienta de enmascaramiento tal como se observa en la siguiente Figura 3-14, a pesar de ello, esto crea un punto ciego en el área problemática, donde los datos capturados no serán precisos.

Figura 3-14.: Colocación de máscaras en reflejos

Nota. Las máscaras reducen las visuales interferencias al momento de capturar los marcadores.

Una vez eliminados los puntos conflictivos, se usa una varilla con marcadores pasivos para realizar una calibración dinámica con respecto al volumen de captura de movimientos. Existen diferentes tipos de varas de calibración, algunas con un único marcador y otras con varios. Para este trabajo se usa una varilla con tres marcadores en la punta llamado CW-500 donde los marcadores deben ir colocados en la configuración A como se observa en la Figura 3-15.

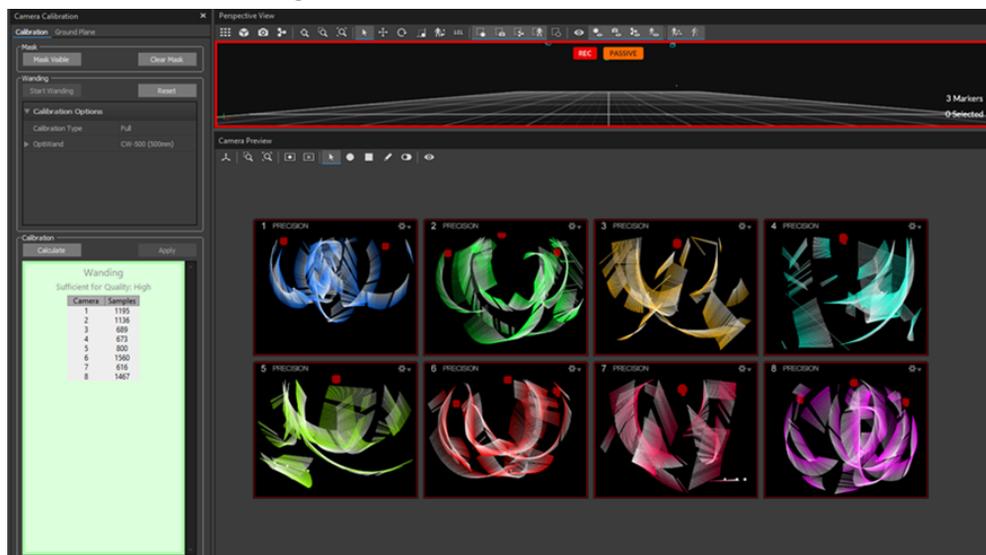
Figura 3-15.: Configuraciones de la Varilla

Nota. La varilla de calibración posee dos tipos de configuraciones la A y la B donde la A se considerará la más óptima para la calibración de cámaras.

Independientemente del tipo de varilla, el proceso de calibración es el mismo, aunque se

debe indicar al software el modelo específico utilizado. Iniciando con la calibración "Start Wandering", la cual se utiliza para configurar el sistema de captura de movimiento y asegurar que los datos de los marcadores ópticos se estén procesando correctamente. El proceso de calibración implica usar una varilla de calibración (también llamada "wand") que tiene un patrón específico de marcadores. El usuario debe mover esta varilla por todo el volumen de captura en forma de 8 de manera lenta. El software Motive utiliza este movimiento de la varilla para calcular la posición y orientación de los marcadores en el espacio 3D. A través de este proceso, Motive puede determinar los parámetros necesarios, como la posición y orientación de las cámaras, la distorsión de las lentes, etc. para procesar con precisión los datos de movimiento capturados, donde el número de muestras no debe pasar más de 10 000 ya que puede afectar la calibración (Figura 3-16). Esta calibración inicial es crucial para asegurar que el sistema de captura de movimiento esté configurado adecuadamente y que los datos de movimiento que se obtengan sean precisos y fiables. Es un paso esencial antes de comenzar cualquier sesión de captura de movimiento. Realizar la calibración "Start Wandering" cada vez que se configura el sistema, mueve las cámaras o cambia algo en la disposición del espacio de captura es recomendable, ya que garantiza la calidad de los datos de movimiento.

Figura 3-16.: Calibración dinámica

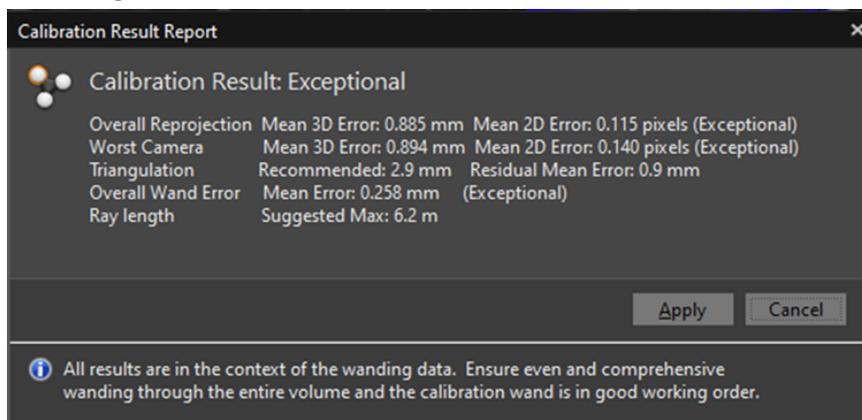


Nota. Ilustra la calibración realizada con la varilla para el volumen de captura, y en el lado izquierdo el número de muestras tomadas.

Para finalizar el barrido de muestras, se calcula la calibración por medio del botón "Calculate" y el software se encarga de realizar el cálculo respectivo. Una vez finalizado, el software permite visualizar los resultados de cada cámara. La calidad del barrido de cada cámara debe ser excepcional, esto nos informa el mismo software Motive como se observa en la Figura 3-17. Si no es así, será necesario repetir el proceso de barrido hasta obtener el resultado deseado.

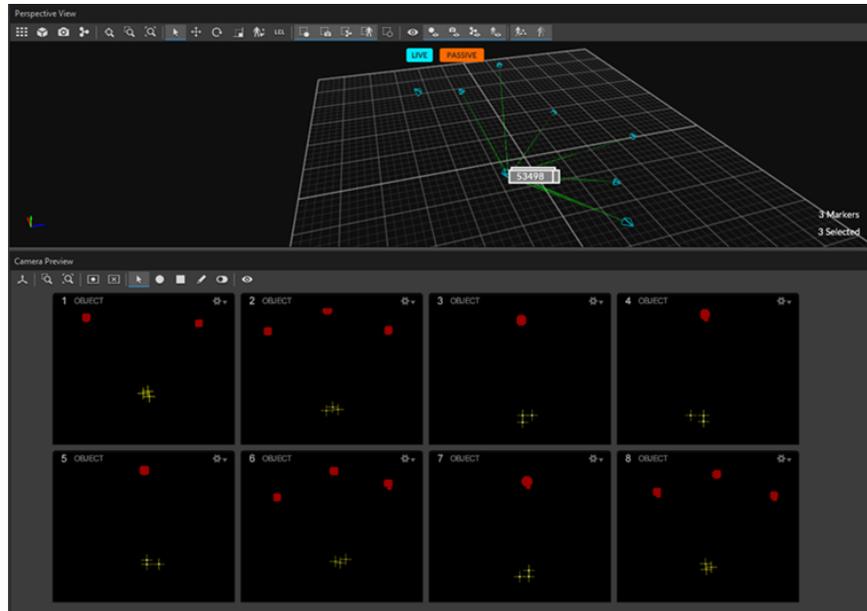
Cualquier modificación en la localización, colocación o altura de las cámaras requerirá una nueva calibración, debido a que estos cambios pueden alterar la ubicación de los dispositivos por lo tanto alterará la precisión de los resultados.

Figura 3-17.: Resultados favorables de la calibración



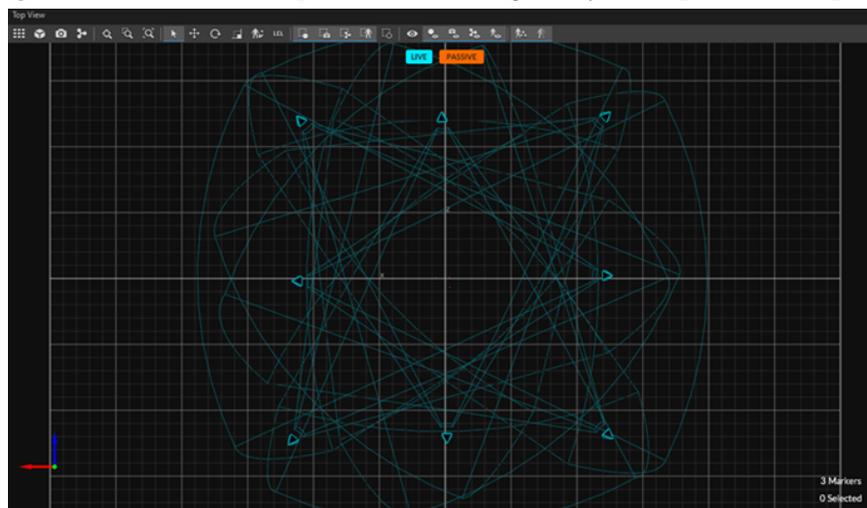
Nota. La calibración con la varilla ha sido finalizada y debe aplicarse a las cámaras, siempre y cuando se encuentre en un estado excepcional.

Otro aspecto a considerar es la asignación del suelo, debido que el espacio barrido se registra en el software como un volumen 3D sin ninguna referencia a los planos X, Y y Z. Es fundamental definir estos ejes para que los datos capturados tengan una referencia clara para los movimientos. Utilizando una escuadra con tres marcadores, el sistema detecta el punto de origen para los tres planos. Para esto, se colocó la escuadra CS-200, herramienta propia de Optitrack, en el centro del área de captura de datos, se selecciona en el mismo software los tres marcadores que se visualizan en la vista previa 3D. La herramienta 'Set Ground Plane' va de la mano con la escuadra, ya que al seleccionarlos se habilita esta opción y nos permite definir y calibrar el plano de suelo en el espacio a realizar el estudio. Esta herramienta se utiliza para establecer un marco de referencia preciso y consistente, asegurando que los datos de movimiento capturados estén alineados correctamente con el plano del suelo real; Esto proporciona al sistema una referencia del suelo en el que se moverá el sujeto, evitando que parezca estar flotando en un espacio tridimensional sin límites. Se puede desplazar alrededor del área de trabajo para comprobar que el plano se ha establecido correctamente. Cabe mencionar que este paso de la calibración puede realizarse de manera independiente del resto, permitiendo cargar procesos anteriores de sesiones previas y únicamente calibrar el plano del suelo.

Figura 3-18.: Calibración de plano a tierra

Nota. Ilustración de la calibración del plano de tierra con ayuda de la escuadra con el fin de que todas las cámaras estén a las alturas reales.

Finalmente, se obtiene el área de captura formada en el centro de las 8 cámaras en total:

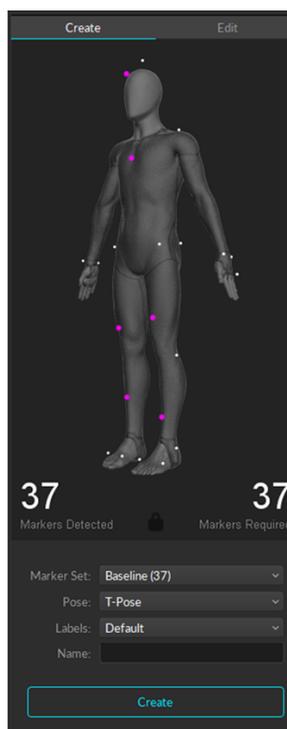
Figura 3-19.: Vista superior de los ángulos y su espacio de captura

Nota. Vista superior del volumen de captura resultante asignado como zona de acptura

3.4. Construcción del esqueleto

Es importante colocar los marcadores correctamente en el sujeto para asegurar una captura adecuada. Para este trabajo, los marcadores pasivos fueron construidos, para lo cual partieron del diseño en SolidWorks y creados con ayuda de impresión 3D, donde el diámetro de cada marcador fue de 15 mm y recubiertos con cinta retroreflectante, dichos marcadores se han fijado en puntos estratégicos siguiendo el modelo “Baseline”, mismo que brinda el software, utilizando cinta doble faz sobre ropa oscura y también en la piel. El modelo nos indica que se necesitan 37 marcadores en puntos anatómicos exactos. Para la creación del esqueleto es importante tomar en cuenta la pose con la que se va a crear, ya que el propio sistema identifica y etiqueta cada marcador según la posición en la que va colocada en el cuerpo. Una vez el sujeto se encuentre con los 37 marcadores, configurar la pose que más favorezca, en nuestro caso se utilizó la pose T, por lo tanto el sujeto debe estar en una posición de pie, donde los brazos se extienden horizontalmente desde los hombros, formando una 'T' con el tronco, espalda recta, piernas ligeramente separadas y la cabeza mirando al frente. El sistema habilita la opción **Create** cuando identifica que el número de marcadores necesarios coincide con los marcadores detectados, como se observa en la Figura 3-20, esto nos brinda la creación del esqueleto con respecto al modelo seleccionado anteriormente.

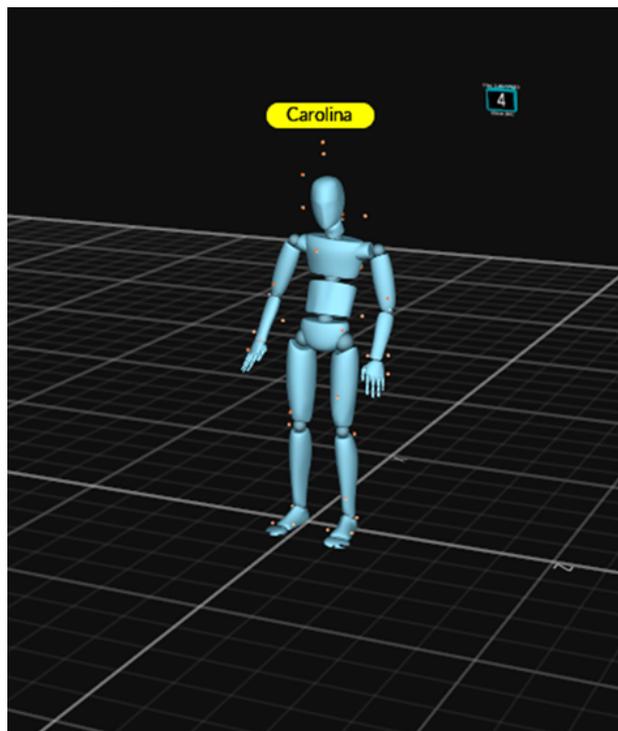
Figura 3-20.: Modelo Baseline



Nota. Modelo del esqueleto que se tomará de referencia para la colocación de marcadores. Tomado de [22].

Después de establecer el modelo de esqueleto, es importante verificar que todos los segmentos de esqueleto y los marcadores asignados estén colocados correctamente en las posiciones esperadas. Si alguno de los segmentos del esqueleto parece estar fuera de alineación, se recomienda eliminar el esqueleto y crearlo nuevamente una vez ajustadas las ubicaciones de los marcadores y la postura de calibración. De lo contrario, el esqueleto se encontrará ya habilitado en la vista 3D tal como se aprecia a continuación:

Figura 3-21.: Modelo 3D obtenido



Nota. La Figura 3-21 permite la visualización de la creación del esqueleto en modelo 3D.

3.5. Captura de datos

Una vez establecido el volumen de captura y que se han posicionado todos los marcadores requeridos para el modelo seleccionado, se encuentra habilitada la captura de datos. En este punto, se hace posible capturar las escenas deseadas.

En el software Motive, se distinguen dos modalidades de captura. La primera, denominada 'Modo en vivo', posibilita la adquisición continua de imágenes en 2D, mientras que simultáneamente se lleva a cabo la reconstrucción en tiempo real de los marcadores detectados en datos tridimensionales, gracias al funcionamiento sincronizado con las cámaras.

Por otro lado, se encuentra el segundo modo denominado 'Modo de edición' emerge como una herramienta para la reproducción y manipulación de archivos de toma capturados pre-

viamente, lo que facilita tanto el análisis en tiempo real como el estudio retrospectivo de las escenas registradas. Además de la reproducción, este modo permite la transmisión de los datos grabados.

Una de las ventajas del modo de edición es que permite realizar ajustes y mejoras en las tomas capturadas, lo que incluye la corrección de posibles errores de etiquetado incorrecto y ofrece la posibilidad de interpolar las trayectorias ocluidas, si fuera necesario, asegurando así la continuidad y coherencia de las reconstrucciones tridimensionales [22].

Es importante aclarar que, al registrar los datos se guardan en un archivo 'Take' (extensión TAK), donde se tiene tanto los datos 2D y datos 3D. Los datos 3D, tienen como función principal proporcionar una referencia para el seguimiento de marcadores individuales, cuerpos rígidos o esqueletos. A través de estas etiquetas, Motive reconoce y distingue las distintas trayectorias de marcadores. A partir de estas etiquetas, el software Motive realiza la resolución de la posición y orientación de los esqueletos, permitiendo así un análisis profundo de los movimientos capturados.

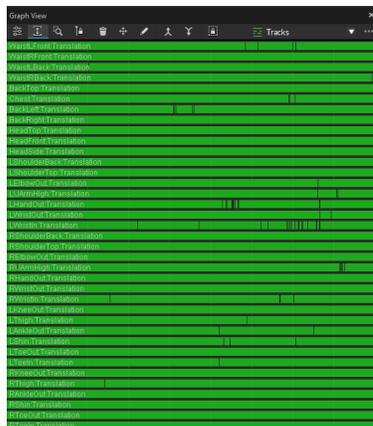
Los datos 3D grabados presentan la flexibilidad de ser editados según las necesidades del usuario. Cada cuadro de la trayectoria puede ser ajustado o eliminado, ofreciendo así un control total sobre la información capturada. Además, herramientas de edición avanzadas permiten interpolar los espacios vacíos en las trayectorias, así como aplicar técnicas de suavizado para mejorar la continuidad de los movimientos registrados [22]. Del mismo modo, las herramientas de etiquetado posibilitan la asignación o reasignación de etiquetas a los marcadores, lo que contribuye a una mayor precisión en el análisis de los datos.

Finalmente, los datos de seguimiento obtenidos a partir de los registros en 3D pueden ser exportados a una variedad de formatos de archivo. Esto facilita la integración con otros programas y sistemas.

3.6. Post-procesamiento de datos mocap

El post-procesamiento de datos se refiere a la posibilidad de editar los datos capturados en 3D cuando los movimientos de los marcadores han sido parcialmente obstruidos durante la captura, lo cual nos permite una reconstrucción más completa de los datos tridimensionales. Con ayuda del panel 'Vista de gráfico', en la opción de 'Trayectorias' o 'Tracks' se puede apreciar la lista de etiquetas y cada una de sus trayectorias de una toma capturada como se observa en la Figura 3-22, si no es continua la línea verde, esto quiere decir que existió una oclusión y es necesario corregirlo. Además, existirán marcadores que no se encuentren etiquetados y se encontrarán en la parte inferior de 'Tracks'.

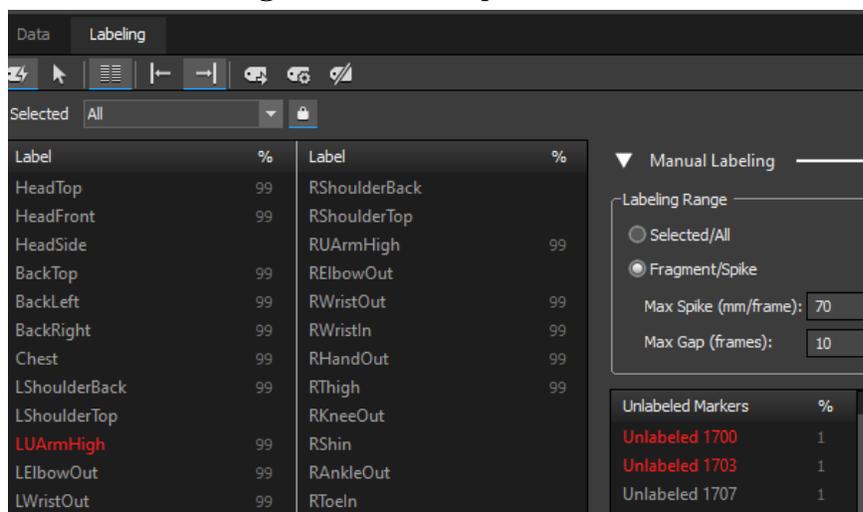
Figura 3-22.: Trayectorias de etiquetas



Nota. Visualización de las etiquetas y donde existen espacios en negro, significa que existió una oclusión la cual esta puede ser editada para un mejor resultado.

En el caso de que no se encuentren etiquetados los marcadores, en la pestaña de 'Labeling' o 'Etiquetas', la etiqueta que falte ser asignado a un marcador se resaltará en un color rojo y de manera manual se puede dar click en el nombre, en este caso en 'LUArmHigh' con ayuda de la herramienta QuickLabel que se observa en la Figura 3-23, y añadirlo al marcador que correspondiente del esqueleto.

Figura 3-23.: Etiqueta faltante



Nota. Se evidencia que uno de los marcadores no se encuentra con el correspondiente nombre por lo tanto se edita para que la trayectoria no se vea afectada.

Esto se puede realizar también en ocasiones en que, los marcadores hayan sido etiquetados incorrectamente por el software o simplemente no se hayan identificado de manera automática.

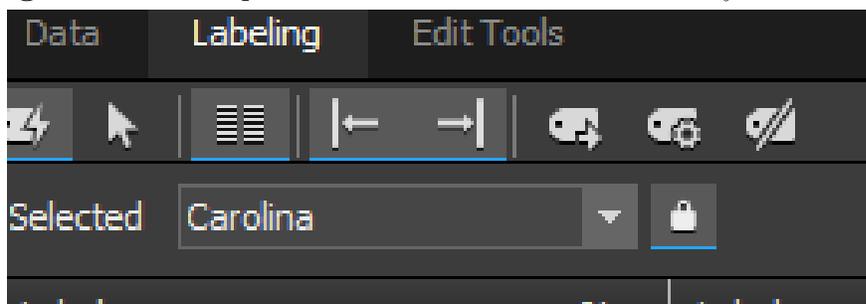
tica. Tan solo con etiquetar manualmente un marcador, el software se encarga de rellenar de manera correcta la trayectoria. Así mismo, se debe tener presente que en ocasiones, es necesario etiquetar los marcadores fotograma por fotograma para así adquirir una trayectoria válida.

En el caso de que los marcadores se encuentren ocluidos, se puede interpolar la trayectoria del mismo, para esto, se tiene el siguiente proceso:

1. Navegar hasta el cuadro que cause problemas o el esqueleto se deforme.
2. Seleccionar el marcador segundos antes de que desaparezca en la vista 3D.
3. Abrir la herramienta 'Edit Tools'
4. Dar click en la opción 'Fill all'. la cual nos permite rellenar los espacios donde el marcador haya sido ocluido.
5. Asegurarse que la trayectoria se encuentre estable.

En el caso de que el marcador se encuentre bien en los primeros cuadros de la toma, y posterior a ello empieza a dar problemas, es importante que aplique la etiqueta para los cuadros hacia adelante. Por esta razón, es importante verificar el comportamiento de la trayectoria para así decidir si se aplica la herramienta de rellenar espacios y etiquetas hacia adelante, hacia atrás o para ambos. Estas opciones deben estar habilitadas en la sección 'Etiquetas' para posterior a ello, ir a la pestaña 'Edit Tools'.

Figura 3-24.: Etiquetas seleccionadas hacia adelante y hacia atrás



Nota. En esta sección existe una herramienta importante para aplicar las etiquetas ya sea hacia adelante o hacia atrás.

Una vez asegurado que no exista ninguna trayectoria sin resolver, es decir, verificar que todas las trayectorias capturadas de cada marcador ha sido correctamente rastreado y que no hay interrupciones o inconsistencias en los datos, se puede proceder con la exportación del esqueleto y realizar el análisis cinemático del movimiento humano.

Se pueden exportar desde el software de captura y visualización Motive varios tipos de archivos una vez que las capturas se han grabado en archivos Take y se han reconstruido los

datos 3D correspondientes. Los datos resueltos contendrán las posiciones y orientaciones de cada cuerpo rígido o esqueleto: el sistema permite configurar la velocidad de fotogramas, la escala de medición y el rango de fotogramas de los datos exportados.

Los archivos exportados desde Motive pueden incluir formatos como CSV, C3D, FBX, BVH y TRC [22]. Cada uno de estos formatos tiene aplicaciones específicas en el análisis y procesamiento de datos biomecánicos.

- CSV: Comma-Separated Values, que incluye datos de seguimiento en un formato tabular que es fácil de leer y manipular en programas de hojas de cálculo y software de análisis de datos.
- C3D: Coordinate 3D, un formato binario ampliamente utilizado en biomecánica para almacenar datos de captura de movimiento, fuerzas de plataformas y señales EMG.
- FBX: Autodesk Filmbox, utilizado en aplicaciones de animación y gráficos por computadora para almacenar datos de movimiento y esqueleto.
- BVH: Biovision Hierarchy, utilizado en animación y simulación de movimiento humano.
- TRC: Track Row Column, un formato específico para datos de captura de movimiento que incluye posiciones 3D.

Al exportar los datos, es importante asegurarse de que los encabezados de los datos incluyan información clara y consistente sobre los marcadores y las mediciones que se necesiten para el tipo de análisis a realizar.

4. Implementación del Modelo Biomecánico

Debido a que el software de captura Motive no permite realizar cálculos para el análisis biomecánico. En este capítulo se describe la implementación de un modelo biomecánico para realizar cálculos cinemáticos con respecto a los segmentos que involucran el ciclo de la marcha. Esta información fue proporcionada por el sistema de captura MOCAP basado en cámaras Optitrack. Se ha considerado que el estudio cinemático se encarga específicamente en describir el movimiento de los cuerpos sin considerar las fuerzas que lo provocan [29]. A continuación, se detallará las herramientas utilizadas:

4.1. Kinetics toolkit

Kinetics toolkit es una librería de código abierto y gratuita que permite mejorar el aprendizaje en el análisis biomecánico. Esta utiliza las bibliotecas de Python para realizar un análisis tridimensional de los datos recolectados en tiempo real. Proporciona una serie de librerías que facilitan el procesamiento y visualización de datos biomecánicos [72]. Esto permite a los investigadores y estudiantes analizar de manera más eficiente el movimiento humano, la cinemática y otros aspectos relacionados con la biomecánica. La principal ventaja de Kinetics toolkit es que está disponible de forma gratuita y multiplataforma bajo diferentes entornos de desarrollo [72].

4.1.1. Instalación de paquetes para Python

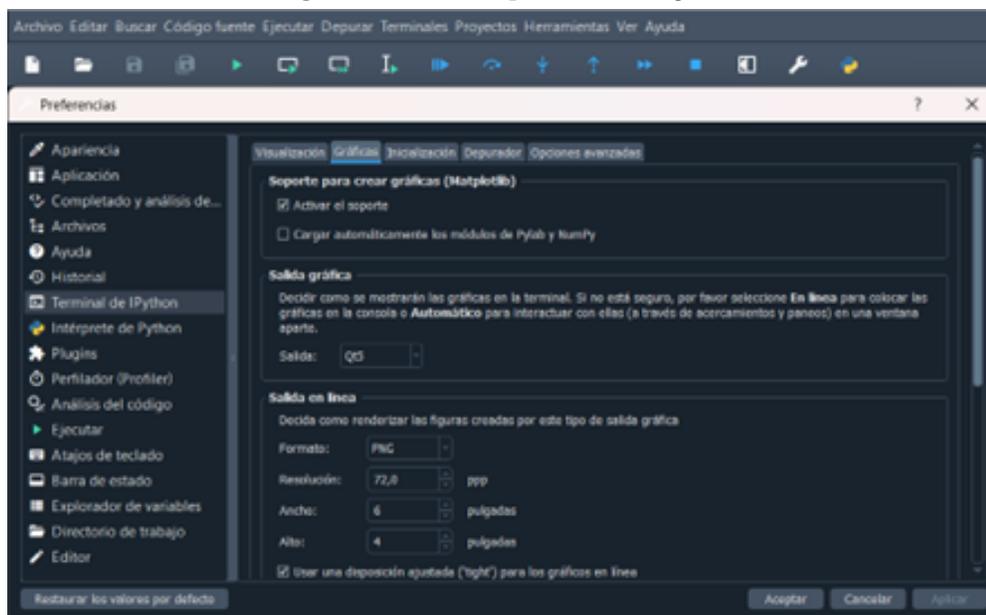
La documentación de Miniconda - Anaconda recomienda la instalación de Miniconda en lugar de la distribución completa de Anaconda. Esta versión más ligera y básica incluye solo conda y Python, lo que la hace más eficiente en términos de uso y espacio. En el caso de Windows, el usuario debe abrir la aplicación Anaconda Prompt (miniconda3), que le permitirá acceder a una terminal. Desde allí, podrá crear entornos virtuales e instalar los paquetes necesarios, como Spyder, la herramienta que utilizará para visualizar y llevar a cabo los análisis de movimiento con el Kinetics Toolkit [72].

4.1.2. Configurar Spyder

Spyder, un entorno de desarrollo científico de programación, permite un procesamiento adecuado de datos biomecánicos para realizar análisis relacionados con el movimiento del cuerpo humano. Para utilizar las funciones de edición y visualización de puntos 3D en Kinetics Toolkit, así como lograr un desplazamiento y acercamiento óptimo de los gráficos de Matplotlib, es necesario configurar la interfaz interactiva de Matplotlib [72] de acuerdo con los siguientes pasos:

1. Dentro del espacio de Spyder, se accede a las preferencias.
2. En el terminal de IPython, se selecciona el panel de Gráficas.
3. En la salida de gráfica, se elige la opción Qt5.
4. Finalmente, se aplican los cambios, se acepta la configuración y se procede a reiniciar Spyder.

Figura 4-1.: Matplotlib configurar



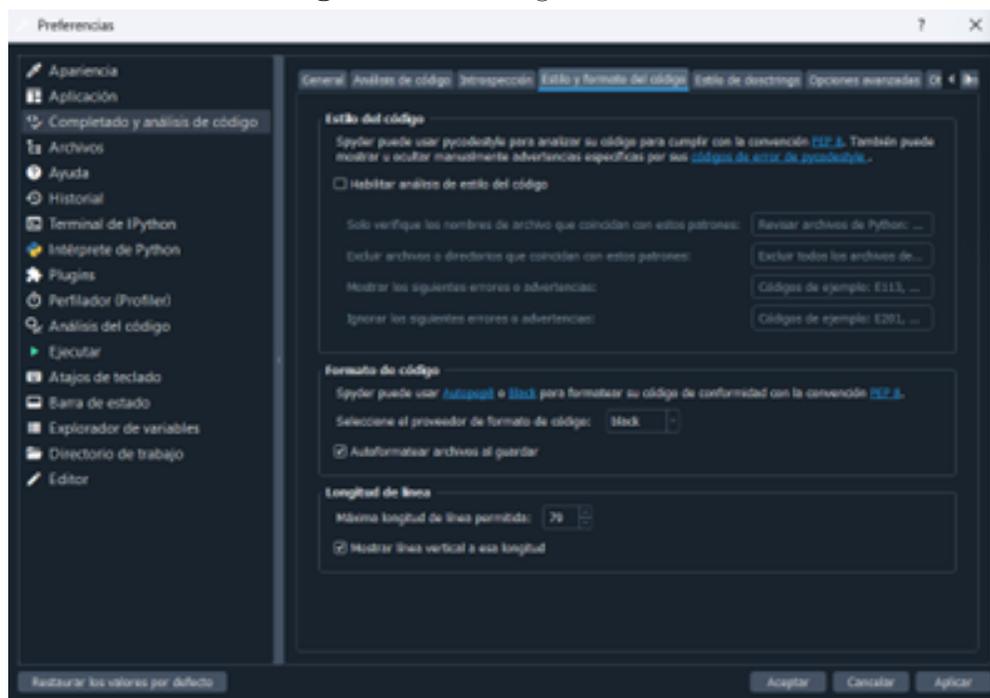
Nota. La Figura 4-1 es la configuración con respecto a Matplotlib de spyder.

La configuración presentada es adecuada para aprovechar al máximo las capacidades interactivas de Spyder y Matplotlib para el análisis de datos biomecánicos. Otra de las configuraciones establecidas dentro de Spyder es el estilo de código de manera automática [72]. Para ello, se procede de la siguiente manera:

1. Dentro de las preferencias de Spyder, se accede a la sección de Completado y análisis de código".
2. En esta sección, se selecciona la opción ".Estilo y formato del código".
3. Dentro del formato de código, se elige el proveedor de formato "black".
4. Se activa la opción de ".Autoformatear los archivos al guardar".
5. Finalmente, se aplican los cambios a nuestro entorno de Spyder.

De esta forma, Spyder se encargará de aplicar automáticamente el estilo de código definido por la herramienta "black" cada vez que se guarden los archivos como se observa en la Figura 4-2. Esto permite mantener una coherencia y un estilo uniforme en el código desarrollado dentro del entorno.

Figura 4-2.: Código automático



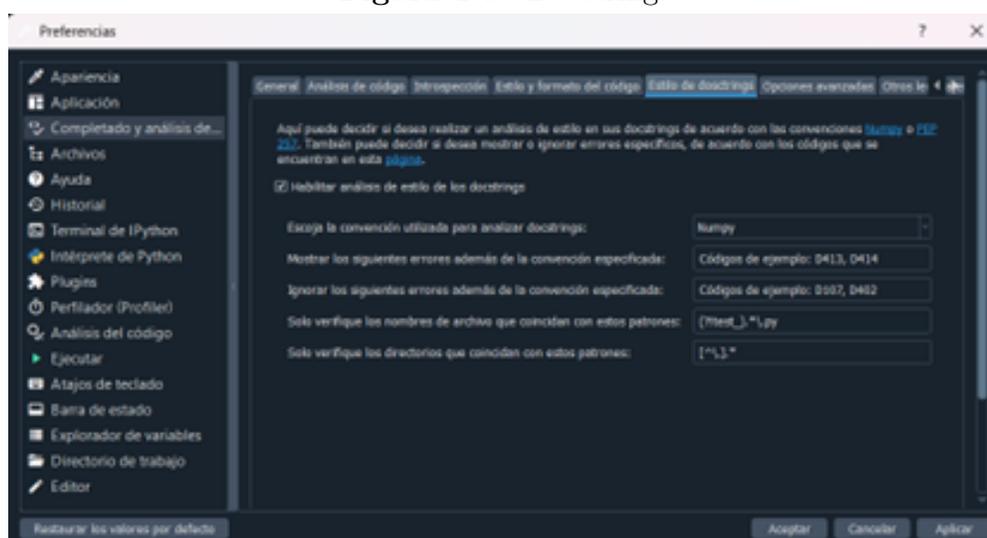
Nota. La Figura 4-2 permite una configuración de código automático para el uso de spyder.

La última configuración que se realiza para el manejo de Spyder es la de Docstring linting. Esta configuración permite utilizar funciones que generen documentos bien estructurados y, a su vez, proporcionará sugerencias en la parte del editor de la plataforma para el formateo de las cadenas de documentos [72]. Para realizar esta configuración, el usuario debe seguir los siguientes pasos:

1. Dirigirse a la sección de preferencias de Spyder y seleccionar la opción "Completado y análisis de código".
2. Seleccionar la pestaña "Estilo de docstrings".
3. Marcar la opción "Habilitar análisis de estilo de los docstrings" y seleccionar la convención "Numpy" en la casilla "Elegir la convención utilizada para analizar docstrings".

De esta manera, el usuario podrá mejorar la calidad de la documentación de su código y obtener sugerencias de formateo directamente en el editor de Spyder, vease la Figura 4-3.

Figura 4-3.: Docstrings



Nota. La Figura 4-3 se encarga de la configuración Docstrings de spyder.

4.1.3. Matplotlib y NumPy

Matplotlib es una librería de visualización de datos ampliamente utilizada en el campo de la programación. Esta herramienta permite a los desarrolladores generar figuras de manera interactiva y de alta calidad. Además de su capacidad para crear gráficos interactivos, Matplotlib ofrece una gran variedad de opciones de visualización, incluyendo gráficas de dispersión, líneas, barras, áreas de relleno, entre otros [72]. Esto permite a los usuarios representar de manera efectiva y personalizada los datos con los que están trabajando. La flexibilidad y potencia de Matplotlib la convierten en una herramienta indispensable para el análisis y presentación de datos en diversos ámbitos, tales como la ciencia, la ingeniería y la investigación. Su sólida documentación y amplia comunidad de desarrolladores la han consolidado como una de las librerías de visualización más populares y utilizadas en el entorno de la programación [72].

NumPy es una biblioteca fundamental en el ecosistema de la programación científica y de análisis de datos. Su objetivo principal es proporcionar soporte para realizar operaciones matemáticas y manipulación de datos eficientes, particularmente con arreglos y matrices. Esta biblioteca de código abierto se encarga de proveer una gran variedad de funciones y estructuras de datos especializadas en el manejo de información numérica [72]. Gracias a su diseño optimizado, NumPy permite a los desarrolladores realizar cálculos y transformaciones sobre vectores y matrices de manera rápida y eficiente, en comparación con el uso de estructuras de datos nativas de lenguajes como Python. Además de su desempeño, NumPy se destaca por su amplia gama de funcionalidades, abarcando desde álgebra lineal y transformadas de Fourier hasta generación de números aleatorios y procesamiento de imágenes. Esta versatilidad la ha consolidado como una herramienta indispensable en campos como la ciencia, la ingeniería, la investigación y la inteligencia artificial. NumPy se ha convertido en un pilar fundamental para el desarrollo de aplicaciones que requieren un alto rendimiento en el procesamiento de datos numéricos y algebra matricial [72].

4.1.4. Importación de la herramienta Kinetics

El paquete "kineticstoolkit" de Python brinda una amplia variedad de funciones y clases para la manipulación y visualización de datos cinemáticos. Esta biblioteca permite expresar y manipular segmentaciones, remuestreos, sincronización de diferentes instrumentos y filtrado de datos. Además, el kineticstoolkit ofrece herramientas para la visualización interactiva de datos cinemáticos, el seguimiento de marcadores y de cuerpos rígidos [72]. Esto lo convierte en una herramienta valiosa para el análisis biomecánico y de movimiento. Para importar el paquete "kineticstoolkit", existen dos métodos principales:

- Importación estándar: `import kineticstoolkit as ktk`
- Modo laboratorio: `import kineticstoolkit.lab as ktk`

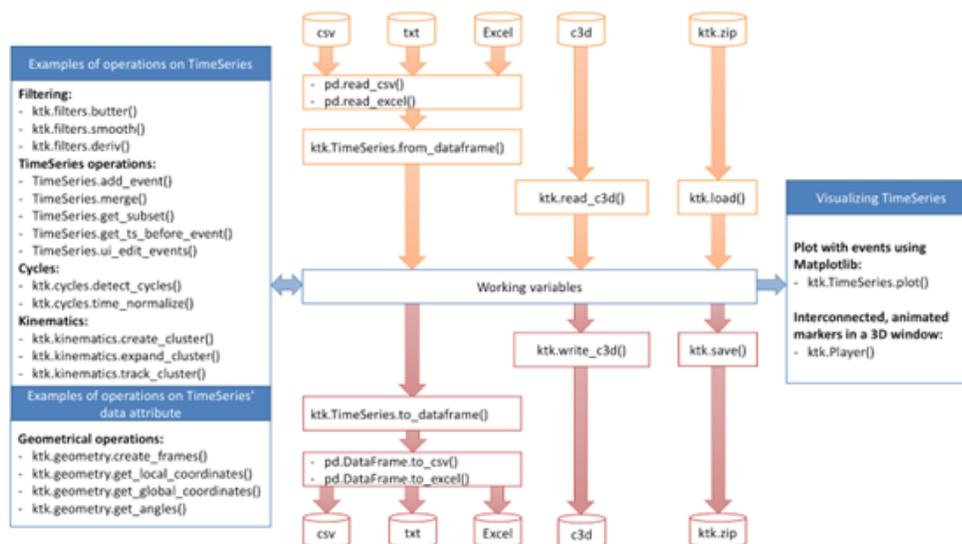
El modo laboratorio establece valores predeterminados más adecuados para el procesamiento de datos en un entorno basado en IPython, como Spyder. Esta configuración realiza ajustes estéticos en la representación de matrices y advertencias, así como mejoras en los colores y tamaños de Matplotlib, optimizando el análisis biomecánico. El paquete "kineticstoolkit" proporciona una amplia gama de funcionalidades para el manejo y visualización de datos cinemáticos, convirtiéndose en una herramienta invaluable para investigadores y profesionales en el campo de la biomecánica y el análisis de movimiento [72].

4.1.5. Lectura y escritura de archivos de datos

La Figura 4-4 del "kineticstoolkit" ilustra el flujo de datos común en esta biblioteca de Python. Este flujo comienza con la adquisición de datos de movimiento y sensores, que luego se procesan y analizan utilizando las diversas funcionalidades proporcionadas por el paquete.

El "kineticstoolkit" se centra en explicar las principales formas de importar y exportar datos de TimeSeries, que es una de las estructuras de datos fundamentales en esta biblioteca. La TimeSeries permite almacenar y manipular eficientemente conjuntos de datos con un componente temporal asociado, lo cual es esencial para el análisis de datos cinemáticos y biomecánicos [72]. Se detalla los diferentes métodos y formatos admitidos para la importación y exportación de datos TimeSeries, incluyendo archivos de texto, bases de datos y formatos específicos de la industria. Esto permite a los usuarios integrar fácilmente los datos adquiridos en sus flujos de trabajo de análisis y visualización dentro del "kineticstoolkit". Además, se aborda las consideraciones y mejores prácticas a tener en cuenta al trabajar con TimeSeries, como la gestión de unidades, metadatos y la sincronización de múltiples conjuntos de datos temporales. Todo ello con el objetivo de facilitar la manipulación y el análisis de los datos cinemáticos y biomecánicos.

Figura 4-4.: Flujo de datos en kineticstoolkit



Nota. La Figura 4-4 demuestra los archivos que pueden ser utilizados en kineticstoolkit para su respectivo análisis [73].

El paquete "kineticstoolkit" de Python es una herramienta poderosa que permite a los usuarios analizar y procesar diversos tipos de datos cinemáticos y biomecánicos. Una de sus características destacadas es la capacidad de trabajar con archivos en formatos comúnmente utilizados en el campo de la biomecánica, como el formato C3D y CSV [72]. El formato C3D (Coordinate 3D) es uno de los estándares más extendidos para el almacenamiento de datos de movimiento capturados mediante sistemas de análisis de movimiento basados en marcadores. Estos sistemas registran la posición tridimensional de los marcadores colocados en el cuerpo del sujeto a lo largo del tiempo. El "kineticstoolkit" proporciona funciones específicas para leer e importar datos de archivos C3D, permitiendo a los investigadores

y profesionales acceder fácilmente a la riqueza de información contenida en estos archivos. Además, el paquete también maneja archivos en formato CSV (Comma-Separated Values), que es ampliamente utilizado para el intercambio de datos tabulares, incluidos los conjuntos de datos cinemáticos y biomecánicos. El "kineticstoolkit" permite importar y exportar datos en formato CSV, facilitando la integración de los datos con otros software y flujos de trabajo. Esta versatilidad en el manejo de formatos de archivo comunes en el campo de la biomecánica convierte al "kineticstoolkit" en una herramienta indispensable para los profesionales y académicos que trabajan con datos de movimiento y análisis de la cinética. Al simplificar la carga y el procesamiento de estos datos, el paquete permite a los usuarios centrarse en el análisis y la interpretación de los resultados, mejorando la eficiencia y la productividad en sus investigaciones y aplicaciones.

4.1.6. Geometría de cuerpo rígido

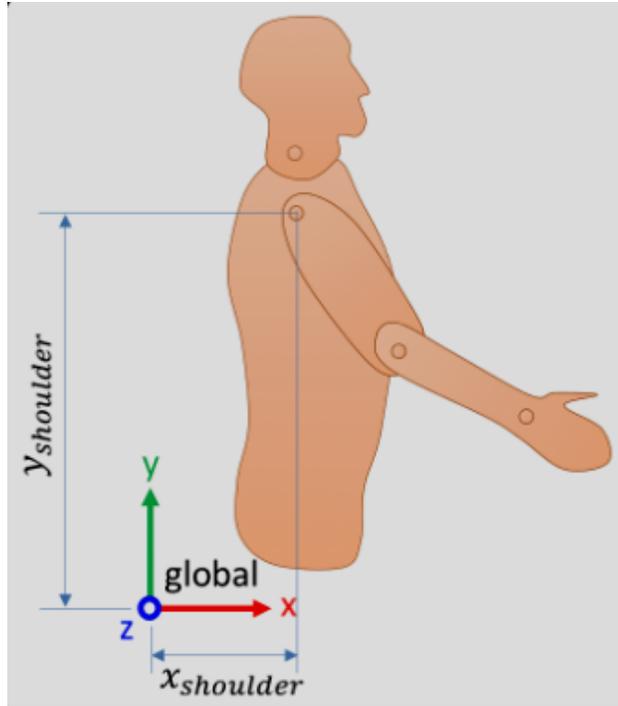
En base al capítulo del marco teórico, se considera importante el uso de la geometría de cuerpo rígido para realizar un mayor análisis del sistema de coordenadas que debe tomarse en cuenta. Esto permite un análisis más detallado de los resultados obtenidos del estudio de las articulaciones del cuerpo humano. Dentro de este análisis, también se deben considerar los puntos y vectores que definen el sistema de coordenadas utilizado. Al aplicar este enfoque, se puede lograr un análisis más preciso y completo de los datos recopilados durante la investigación. Además, el análisis de los puntos y vectores que definen el sistema de coordenadas utilizado es fundamental para garantizar la coherencia y la precisión de los resultados, facilitando la interpretación de los datos y la comparación con otros estudios o modelos.

Sistema de coordenadas globales

En el campo de la biomecánica, el sistema de coordenadas globales (GCS, por sus siglas en inglés) se emplea para describir de manera cuantitativa la posición y el movimiento del cuerpo humano. Este sistema de coordenadas se define de la siguiente manera:

- El eje X representa la dirección horizontal principal del movimiento, apuntando hacia adelante.
- El eje Y apunta verticalmente hacia arriba, siendo perpendicular al eje X.
- El eje Z es perpendicular a los ejes X e Y, apuntando hacia la derecha del sujeto [74].

El GCS es un sistema de coordenadas diestro, es decir, sigue la regla de la mano derecha. El origen de este sistema de coordenadas global suele establecerse en un punto de referencia fijo, como el centro de la plataforma de fuerza utilizada para medir las fuerzas de reacción del suelo [74]. Además del GCS, también se emplea un sistema de coordenadas local (LCS) para describir la posición y orientación de los segmentos corporales individuales, como el húmero o la escápula. Estos LCS se definen en relación con el GCS [75].

Figura 4-5.: Sistema de coordenadas globales

Nota. Referencia sencilla con respecto al sistema de coordenadas desde puntos específicos. Tomado de [72].

Puntos y vectores

Utilizando el sistema de coordenadas global presentado en la Figura 4-5, es posible expresar la posición de cualquier punto en el espacio mediante sus tres componentes (x, y, z). Por ejemplo, la posición del hombro en coordenadas globales se puede describir de la siguiente manera:

$$global_{PShoulder} = \begin{bmatrix} x_{shoulder} \\ y_{shoulder} \\ z_{shoulder} \end{bmatrix}$$

dónde $global_{PShoulder}$ se lee como: Posición (p) del hombro expresado en el sistema de coordenadas global. Si bien tres componentes son suficientes para expresar puntos y vectores en tres dimensiones, normalmente se utilizan cuatro componentes, siendo el cuarto elemento igual a 1 para representar puntos y 0 para representar vectores. Por tanto, al expresar la posición del hombro (un punto) en coordenadas globales [72], se haría de la siguiente manera:

$$global_{PShoulder} = \begin{bmatrix} x_{shoulder} \\ y_{shoulder} \\ z_{shoulder} \\ 1 \end{bmatrix}$$

Y tenemos a la velocidad es decir el vector se lo realizaría de la siguiente manera:

$$global \vec{v}_{Shoulder} = \begin{bmatrix} v_{xshoulder} \\ v_{yshoulder} \\ v_{zshoulder} \\ 0 \end{bmatrix}$$

Frames

En el ámbito de la biomecánica, los “frames” se refieren a los cuadros o fotogramas individuales que componen un video grabado durante un análisis de movimiento. Las cámaras de video digitalizan el movimiento capturando una serie de imágenes fijas a una frecuencia determinada, típicamente 30 o más frames por segundo [73]. Después de la adquisición de las imágenes, el video se divide en estos frames individuales para su posterior análisis, permitiendo estudiar el movimiento de manera discreta en lugar de continua, ya que cada frame captura una posición específica del cuerpo en un instante de tiempo. Los softwares especializados procesan los datos de los marcadores en los frames para calcular variables biomecánicas como ángulos articulares, velocidades y aceleraciones, lo que permite cuantificar con precisión el movimiento del cuerpo humano y detectar patrones anormales que puedan contribuir a lesiones [73].

4.1.7. Aspectos básicos del sujeto

Para la visualización de los marcadores obtenidos durante la captura del sujeto, se procede a visualizarlos en el espacio de Spyder. Primero, se lee los marcadores de los archivos C3D utilizando el comando `“ktk.read_c3d(“filename.c3d”)[“Points”]”`. Una vez que se tiene la lectura de los marcadores, se procede a la visualización utilizando la clase `“ktk.Player()”` [73]. El usuario puede crear una instancia de `“ktk.Player()”` y establecer el contenido de los marcadores con `“p.set_contents(markers)”`. Finalmente, para reproducir el video capturado, se utiliza el método `“p.play()”`. Cabe destacar que los datos obtenidos no coinciden con la orientación del plano de tierra del Jugador. En estos datos, el eje vertical es z y el eje anteroposterior es y, apuntando hacia atrás [73]. Para alinear el reproductor correctamente con los datos, se debe establecer las siguientes propiedades:

- `“p.up- “z””`
- `“p.anterior- “-y””`

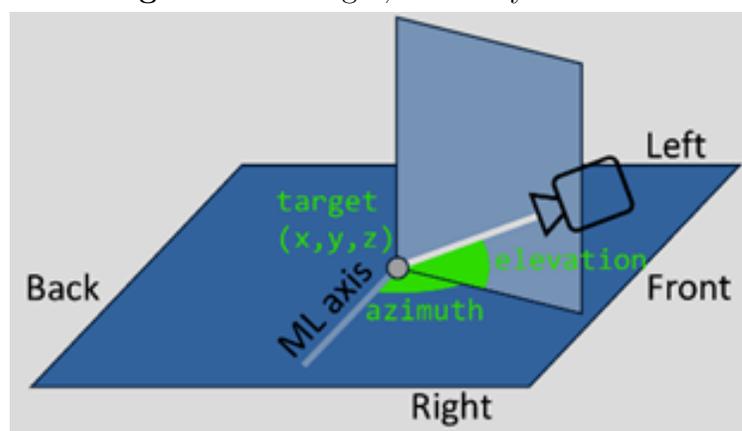
El usuario puede utilizar el ratón para cambiar el punto de vista de forma interactiva. Además, es posible establecer un punto de vista personalizado utilizando las siguientes propiedades:

- `target`: donde mira la cámara

- *azimuth*: desde qué ángulo en el plano transversal
- *elevation*: desde qué ángulo con respecto al plano transversal
- *pan*: panorámica en (x, y) , desde el punto de vista de la cámara
- *zoom*: zoom, en el punto de vista de la cámara

Estas propiedades se ilustran en la Figura 4-6.

Figura 4-6.: Target, azimuthy elevation

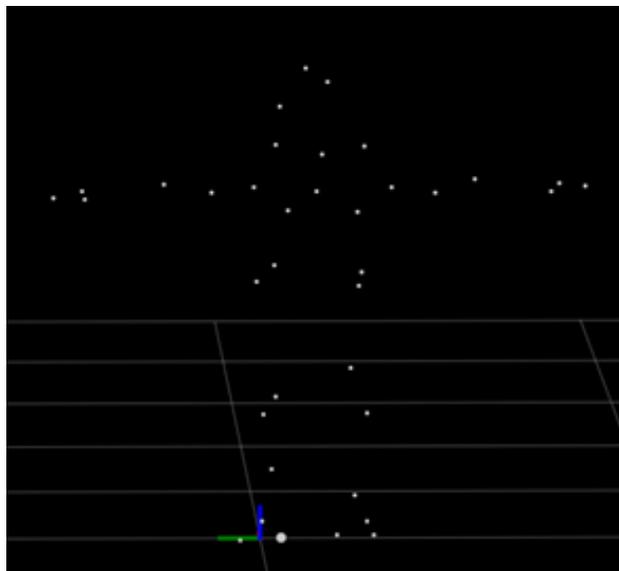


Nota. Representación de las diferentes vistas que se puede llegar a analizar un marcador. Tomado de [73].

4.1.8. Interconexión de marcadores

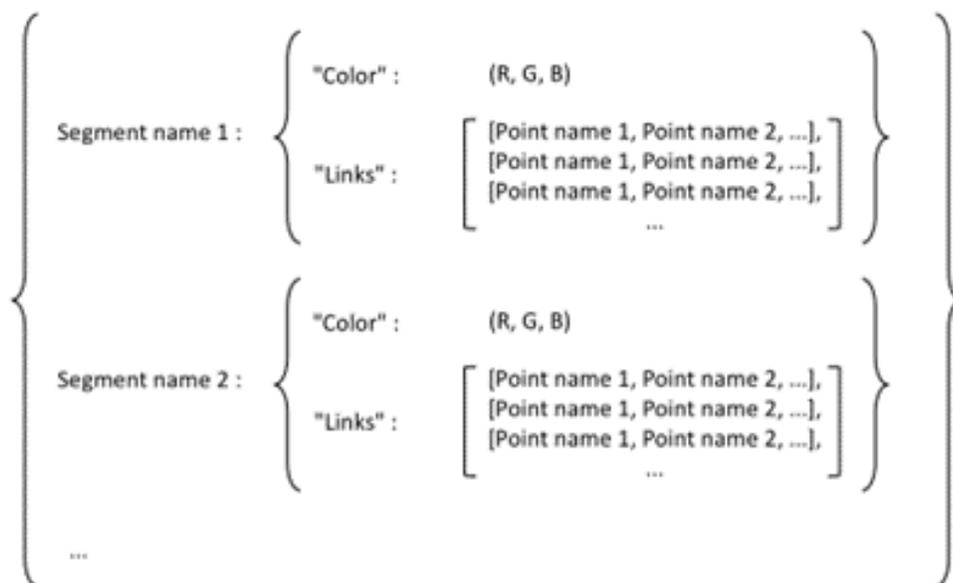
Una vez que el usuario ha logrado la visualización de los marcadores, como se muestra en la Figura 4-7, el siguiente paso es establecer las conexiones entre ellos. Para ello, es importante generar un diccionario de interconexión, tal como se puede observar en la Figura 4-8. Este diccionario permite una visualización más sencilla y, a su vez, facilita el proceso de interconectar los marcadores mediante líneas, haciéndolo más práctico y eficiente [73].

Figura 4-7.: Visualización marcadores



Nota. Permite la visualización solo de los marcadores adquiridos por la captura de movimiento por medio de cámaras Optitrack y el software Motive.

Figura 4-8.: Diccionario de interconexión



Nota. La Figura 4-8 se establece un diccionario de interconexiones entre los marcadores para establecer luego un esqueleto para el correspondiente análisis. Tomado de [73].

El diccionario de interconexión es una herramienta fundamental en este proceso, ya que proporciona una representación clara y estructurada de las relaciones entre los diferentes marcadores. Al tener esta información organizada, el usuario puede comprender más fácilmente la dinámica y las interacciones entre los elementos visualizados [73], lo que contribuye a una mejor comprensión y análisis de los datos. Además, contar con este diccionario permite al usuario realizar ajustes y modificaciones de manera más sencilla, ya que tiene una referencia clara de cómo se encuentran interconectados los elementos. Esto facilita la navegación y la manipulación de la visualización, optimizando el flujo de trabajo y la interacción del usuario con los datos [73].

Una vez que el usuario ha establecido el diccionario de interconexiones, el siguiente paso es visualizar la lista de los nombres de cada uno de los marcadores que se encuentran definidos en el documento c3d. Para lograr esta visualización, se utiliza el comando “`markers.data.keys()`” [73]. El uso de este comando permite al usuario obtener una representación de todos los marcadores que están presentes en el modelo generado. Esta información se presenta de manera clara y estructurada, facilitando la identificación y el reconocimiento de cada uno de los elementos que componen la visualización, tal como se muestra en la Figura 4-9 [73].

Figura 4-9.: Nombres de marcadores

```
...: markers.data.keys()
Out[2]: dict_keys(['Carolina:WaistLFront', 'Carolina:WaistRFront', 'Carolina:WaistLBack',
'Carolina:WaistRBack', 'Carolina:BackTop', 'Carolina:Chest', 'Carolina:BackLeft',
'Carolina:BackRight', 'Carolina:HeadTop', 'Carolina:HeadFront', 'Carolina:HeadSide',
'Carolina:LShoulderBack', 'Carolina:LShoulderTop', 'Carolina:LElbowOut',
'Carolina:LUArmHigh', 'Carolina:LHandOut', 'Carolina:LWristOut', 'Carolina:LWristIn',
'Carolina:RShoulderBack', 'Carolina:RShoulderTop', 'Carolina:RElbowOut',
'Carolina:RUArmHigh', 'Carolina:RHandOut', 'Carolina:RWristOut', 'Carolina:RWristIn',
'Carolina:LKneeOut', 'Carolina:LThigh', 'Carolina:LAnkleOut', 'Carolina:LShin',
'Carolina:LToeOut', 'Carolina:LToeIn', 'Carolina:RKneeOut', 'Carolina:RThigh',
'Carolina:RAnkleOut', 'Carolina:RShin', 'Carolina:RToeOut', 'Carolina:RToeIn'])
```

Nota. En el software Spyder se muestra una lista de los nombres de los marcadores con el uso del comando "`markers.data.keys()`".

Al contar con esta lista de nombres de marcadores, el usuario adquiere una visión general de los componentes que conforman el modelo. Esto resulta útil para comprender la composición del mismo, así como para realizar cualquier análisis o manipulación posterior que requiera un conocimiento detallado de los elementos que lo integran [73]. Además, tener acceso a esta información permite al usuario realizar tareas como filtrado, selección o resaltado de marcadores específicos, lo que puede ser de gran utilidad en el proceso de interpretación y exploración de los datos representados en la visualización [73].

Una vez obtenida la visualización de los marcadores, se procede a realizar las interconexiones para cada una de las partes del cuerpo. Este proceso es fundamental para reconstruir la estructura esquelética del sujeto y permitir su posterior análisis [73]. Por ejemplo, para la

conexión de una de las extremidades de la parte inferior izquierda, se empieza generando una línea que parte desde “Carolina:LAnkleOut”, continuando hacia “Carolina:LToeOut” . Luego, esta línea se une al marcador “Carolina:LToeIn” y, finalmente, para cerrar la forma del pie, se vuelve al punto inicial “Carolina:LAnkleOu”. De esta manera, se crea una representación digital del contorno del pie, que servirá como base para la conexión con la siguiente parte del miembro inferior [73]. El mismo proceso se lleva a cabo para conectar el pie con la pierna y con el muslo. Primero, se genera una línea que une el tobillo (“Carolina:LAnkleOut”) con la rodilla (“Carolina:LKneeOut”), y luego otra línea que conecta la rodilla con la cadera (“Carolina:WaistLFront”). De esta forma, se finaliza la conexión de la pierna izquierda y se obtiene un código que refleja la estructura de este miembro, como se muestra en la Figura 4-10 [73].

Figura 4-10.: Interconexión extremidad inferior izquierda

```
interconnections["PiernaIzquierda"] = {
  "Color": (0, 0.5, 1), # In (R,G,B) format (here, greenish blue)
  "Links": [ # List of lines that span lists of markers
    [
      "Carolina:LAnkleOut",
      "Carolina:LToeIn",
      "Carolina:LToeOut",
      "Carolina:LAnkleOut",
    ],
    [
      "Carolina:LAnkleOut",
      "Carolina:LShin",
      "Carolina:LKneeOut",
      "Carolina:LAnkleOut",
    ],
    ["Carolina:LKneeOut", "Carolina:LThigh"],
    ["Carolina:LThigh", "Carolina:WaistLFront"],
    ["Carolina:LShin", "Carolina:LThigh"],
    ["Carolina:LKneeOut", "Carolina:WaistLBack"],
  ],
}
```

Nota. La Figura muestra los nombres de los marcadores encontrados en la persona que se obtuvo en la captura del movimiento.

Para las otras partes del cuerpo restantes, se realiza el mismo procedimiento, estableciendo colores diferentes para distinguir las extremidades superiores e inferiores, el tronco y la cabeza del sujeto [73]. De esta manera, se obtiene finalmente un modelo que permite la contemplación de un esqueleto completo, como se visualiza en la Figura 4-11, para luego poder llevarlo a un análisis más detallado [73].

Figura 4-11.: Esqueleto finalizado

Nota. La Figura representa la conexión de los marcadores realizada en el software Spyder, los mismos que fueron adquiridos por el software de captura Motive.

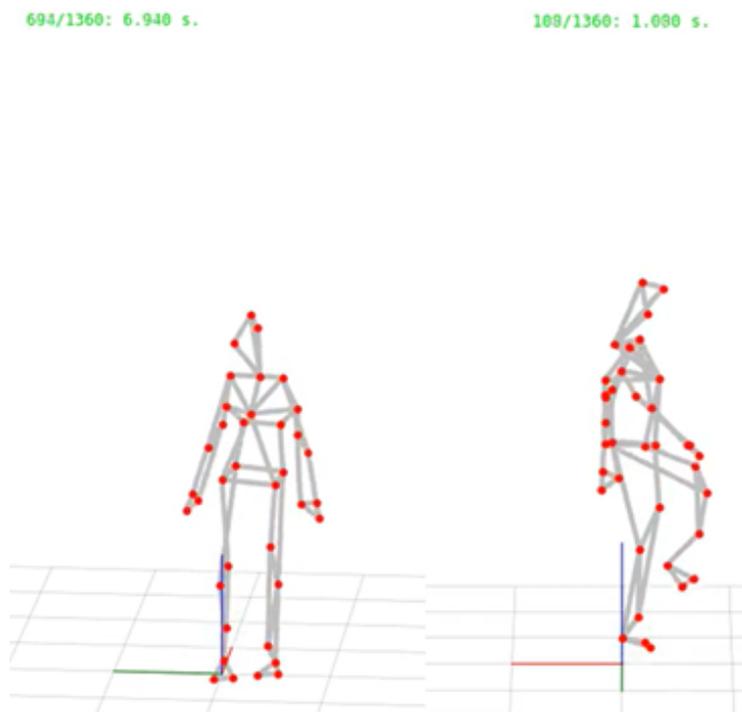
Este proceso de interconexión de los marcadores es crucial, ya que permite reconstruir la geometría tridimensional del cuerpo del sujeto y generar una representación digital precisa de su estructura esquelética. Esto facilita el estudio de variables biomecánicas [73], la detección de anomalías o asimetrías, y el análisis de movimientos y patrones de desplazamiento, entre otras aplicaciones.

4.1.9. Estilo y Exportación

La interconexión de los marcadores permite establecer un estilo visual coherente y estructurado. De esta manera, se puede generar un esqueleto que facilite la comprensión y el análisis de la información presentada. Para lograr este objetivo, se comienza por establecer un fondo de color blanco utilizando el comando “`p.background_color = 'w'`” [73]. Esta elección de color proporciona un lienzo en blanco sobre el cual trabajar, permitiendo que los elementos visuales resalten de manera clara y limpia. Luego, se procede a ajustar el tamaño de la cuadrícula, controlando aspectos como el origen, el ancho y el color de la misma. Esto permite crear una estructura ordenada y coherente, que sirve como marco de referencia para la colocación de los marcadores y las líneas de interconexión [73]. A continuación, se coloca los marcadores, optando por un solo color que les otorgue una identidad

visual uniforme. Asimismo, las líneas de interconexión se colocan en color gris, creando un contraste que resalta la relación entre los elementos sin distraer la atención del usuario. Finalmente, se puede exportar el resultado en dos formatos diferentes: como una imagen utilizando el comando “p.to_image(“exported_image.png”)”, o como un video con el comando “p.to_video(“exported_video.mp4”)”. Estas opciones de exportación permiten al usuario compartir y difundir la visualización de datos de manera flexible, adaptándose a las necesidades de comunicación y presentación [73]. De esta manera, se logra crear una representación visual del análisis de datos que facilita la comprensión y la comunicación de los hallazgos, gracias a la coherencia y organización del esqueleto generado como se puede visualizar en la Figura A-1.

Figura 4-12.: Exportación en video



Nota. La Figura demuestra la exportación del video realizado con respecto a la captura de movimiento después del procesamiento realizado en el software Spyder.

5. Análisis Biomecánico del Movimiento Humano

5.1. Análisis Cinemático

El análisis cinemático se enfoca en estudiar y describir el movimiento de los sistemas biológicos sin considerar las fuerzas que lo producen. Algunos aspectos clave del análisis cinemático incluyen:

- Identificar y cuantificar variables cinemáticas como posición, velocidad, aceleración de las diferentes partes del cuerpo durante el movimiento.
- Comparar los patrones de movimiento entre individuos o entre diferentes condiciones (por ejemplo, marcha normal vs. marcha atlética).
- Diseñar y evaluar movimientos deseados en aplicaciones como el diseño de prótesis o el análisis de técnicas deportivas.
- Comprender los mecanismos subyacentes al movimiento humano y animal a través del estudio de las trayectorias, ángulos y desplazamientos de las articulaciones y segmentos corporales.
- Utilizar técnicas como el análisis 3D, video y sensores para capturar y procesar datos cinemáticos de forma precisa y objetiva.

El análisis cinemático permite estudiar y caracterizar el movimiento de los sistemas biológicos de manera cuantitativa, lo cual es fundamental para comprender la mecánica del movimiento y aplicarlo en áreas como la rehabilitación, el deporte y el diseño de dispositivos biomédicos [76, 77]. El análisis cinemático utiliza coordenadas y ángulos de la siguiente manera:

- **Coordenadas:** Se emplean coordenadas para definir la posición de los diferentes elementos del mecanismo o sistema biomecánico. Generalmente se utilizan coordenadas cartesianas (x, y) o coordenadas relativas que describen la posición de cada elemento respecto al anterior en la cadena cinemática.
- **Ángulos:** Los ángulos se usan para describir la orientación de los diferentes elementos o segmentos corporales. Estos ángulos varían a lo largo del movimiento y su análisis permite cuantificar variables cinemáticas como la velocidad y aceleración angular.

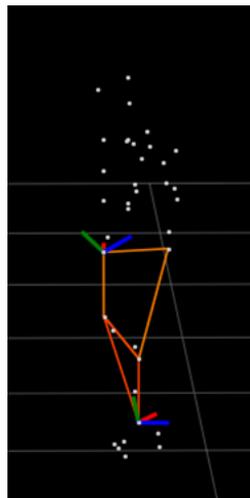
- **Coordenadas independientes y dependientes:** En el análisis cinemático se suelen definir un conjunto mínimo de coordenadas independientes que describen los grados de libertad del sistema. Estas se complementan con coordenadas dependientes que permiten definir el sistema de manera única a través de restricciones cinemáticas.
- **Sistemas de referencia:** La elección de los sistemas de coordenadas locales y globales afecta a la interpretación de los valores cinemáticos, por lo que es importante alinearlos de forma adecuada, ya sea matemática o anatómicamente, para facilitar el análisis [78].

Las coordenadas y ángulos son elementos fundamentales en el análisis cinemático, permitiendo cuantificar la posición, orientación, velocidad y aceleración de los diferentes elementos de un mecanismo o sistema biomecánico de manera precisa y objetiva [79].

5.1.1. Cálculo de ángulos articulares a partir de una adquisición cinemática

Para el cálculo de las articulaciones, se procede a la lectura y visualización de la trayectoria de los marcadores que se van a analizar. Para el análisis de la rodilla, se establece un sistema de coordenadas tanto para la parte del muslo como para el tobillo, como se observa en la Figura 5-1. Esto permite el cálculo de los ángulos de Euler, lo cual es fundamental para realizar el análisis correspondiente a la articulación de la rodilla. El sistema de coordenadas definido brinda una representación geométrica detallada de los movimientos y posiciones de la rodilla.

Figura 5-1.: Sistema de coordenadas muslo y tobillo



Nota. La Figura 5-1 muestra la colocación del sistema de coordenadas establecidas en la pierna para analizar los ángulos de la rodilla.

Según la información proporcionada en el capítulo 1 del ISB, el sistema de coordenadas es un paso importante para el análisis biomecánico [68]. Para el sistema de coordenadas del muslo, el eje x, también conocido como eje medial-lateral, se extiende desde la parte medial (más cercana a la línea media del cuerpo) hasta la parte lateral (más alejada de la línea media) del muslo. El eje y, o eje proximal-distal, se extiende desde la parte proximal (más cercana a la cadera) hasta la parte distal (más cercana a la rodilla) del muslo. El eje z, o eje anterior-posterior, se extiende desde la parte anterior (frontal) hasta la parte posterior (dorsal) del muslo [80]. En cuanto al sistema de coordenadas del tobillo, el eje x se ubica a lo largo de la línea entre el maléolo medial y el maléolo lateral, representando la flexión plantar (movimiento hacia abajo) y la dorsiflexión (movimiento hacia arriba) del tobillo. El eje y se ubica perpendicular al eje x, pasando por el centro del tobillo, y representa la desviación medial (hacia adentro) y lateral (hacia afuera) del tobillo. El eje z es perpendicular a los ejes x e y, apuntando hacia arriba a lo largo de la pierna. Estos tres ejes forman un sistema de coordenadas ortogonal que permite ubicar con precisión estructuras anatómicas como músculos, huesos y nervios del muslo y del tobillo [81].

Una vez obtenidas las coordenadas se procede a las transformaciones homogéneas que representan la relación entre los sistemas de coordenadas del muslo y el tobillo, estas transformaciones pueden verse en la Figura 5-2.

Figura 5-2.: Transformaciones homogéneas

```

Out[24]:
array([[ 0.86831232,  0.01793885, -0.49569337, -0.02677687],
       [-0.25800801,  0.86984552, -0.42047668, -0.61474924],
       [ 0.42363379,  0.49299793,  0.75992595, -0.34668347],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]],

       [[ 0.83791645,  0.01274782, -0.54564963, -0.0253993 ],
       [-0.27855218,  0.86971595, -0.40743448, -0.6128719 ],
       [ 0.46936628,  0.49338795,  0.73230023, -0.34574169],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]],

       [[ 0.85893949,  0.0153137 , -0.51184807, -0.02553024],
       [-0.26023164,  0.87391439, -0.41055223, -0.61632506],
       [ 0.44102432,  0.48583858,  0.75462469, -0.34332211],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]],

       ...,

       [[ 0.90073221,  0.01246051, -0.43419606, -0.02149151],
       [-0.21889017,  0.87641537, -0.42893261, -0.62362166],
       [ 0.37519138,  0.48139467,  0.79214304, -0.33403056],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]],

       [[ 0.90034122,  0.01258894, -0.43500253, -0.02154915],
       [-0.21924188,  0.87658556, -0.4284049 , -0.62365904],
       [ 0.37592377,  0.48108137,  0.79198613, -0.33387752],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]],

       [[ 0.89949404,  0.01182127, -0.43677308, -0.02154389],
       [-0.21989867,  0.87605611, -0.42915064, -0.62323946],
       [ 0.37756462,  0.48206426,  0.79060673, -0.33469095],
       [ 0.,          0.,          0.,          1.          ]]])

```

Nota. En la Figura 5-2 es posible ver las transformaciones homogéneas obtenidas del sistema de coordenadas analizados en el muslo y pierna.

Estas transformaciones se pueden utilizar para transformar puntos desde el sistema de coordenadas del muslo al sistema de coordenadas del tobillo, o viceversa [73]. La matriz de rotación representa la orientación del sistema de coordenadas del tobillo en relación con el sistema de coordenadas del muslo, y el vector de traslación representa la posición del origen del sistema de coordenadas del tobillo en relación con el sistema de coordenadas del muslo. El vector de traslación representa la posición del origen del sistema de coordenadas del tobillo en relación con el sistema de coordenadas del muslo [73]. El primer elemento corresponde a la coordenada x, el segundo elemento corresponde a la coordenada y y el tercer elemento corresponde a la coordenada z. Las matrices de transformación homogénea que se proporcionaron representan una secuencia de transformaciones, que pueden corresponder a diferentes momentos en el tiempo o diferentes posturas de la pierna de la persona [81].

Luego se procede a realizar los cálculos de euler en spyder usando el comando "euler_angles = ktk.geometry.get_angles(muslo_a_pierna, "ZXY", degrees=True)". Los ángulos de Euler son un sistema de coordenadas que se utilizan para representar la orientación de un objeto rígido en el espacio tridimensional. Están compuestos por tres ángulos distintos que describen las rotaciones sucesivas alrededor de los ejes coordenados. En el caso de la matriz de ángulos de Euler de la Figura 5-3, cada fila representa una configuración diferente de ángulos. Cada fila contiene tres valores:

1. El primer valor es el ángulo de rotación alrededor del eje z (llamado ángulo de guiñada o yaw).
2. El segundo valor es el ángulo de rotación alrededor del eje y (llamado ángulo de cabeceo o pitch).
3. El tercer valor es el ángulo de rotación alrededor del eje x (llamado ángulo de alabeo o roll).

Estos ángulos se utilizan comúnmente en aplicaciones de robótica, aviación, computación gráfica y otras áreas donde se necesita representar la orientación de objetos en el espacio 3D.

Figura 5-3.: Serie de ángulos de Euler

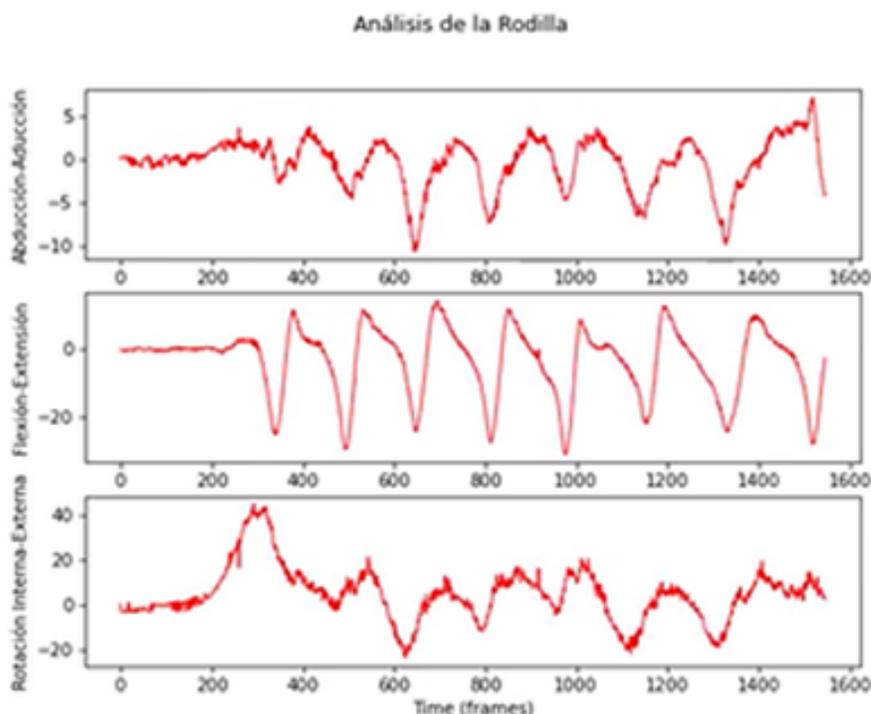
```
Out[25]:
array([[ -1.18144515,  29.5378183, -29.13823292],
       [ -0.83974975,  29.56350594, -32.65775497],
       [ -1.00389772,  29.06742856, -30.30324064],
       ...,
       [ -0.81455274,  28.77652997, -25.34415127],
       [ -0.82278762,  28.75605168, -25.39179997],
       [ -0.77308729,  28.8203092, -25.52742037]])
```

Nota. En la Figura 5-3 es posible ver la serie de ángulos de Euler con respecto a la rodilla.

La representación gráfica de los ángulos de Euler permite un análisis detallado del movimiento de la articulación de la rodilla. Al trazar los valores de estos ángulos en función del

tiempo, se puede observar el patrón de movimiento y las variaciones que se producen durante la realización de diferentes actividades. El estudio de estas gráficas ofrece información crucial sobre la cinemática de la rodilla. Se puede determinar el rango de movimiento en los diferentes ejes (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa) como se observa en la Figura 5-4, así como la sincronización y coordinación de los distintos movimientos.

Figura 5-4.: Análisis de rodilla



Nota. Visualización del rango de movimiento en los diferentes ejes (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa)

Además, es posible identificar patrones anormales o asimétricos que puedan indicar problemas en la funcionalidad de la articulación. Esta valiosa información gráfica es fundamental para evaluar el desempeño y la salud de la rodilla. Los especialistas en biomecánica y rehabilitación pueden utilizar estos datos para diseñar planes de tratamiento y estrategias de intervención más efectivos y personalizados para cada paciente. Para realizar un análisis biomecánico exhaustivo del movimiento humano, es necesario aplicar los pasos mencionados anteriormente a cada una de las articulaciones tanto superiores como inferiores del cuerpo. De esta manera, se podrá obtener una comprensión integral del movimiento y su mecánica. Es fundamental tener en cuenta todos los sistemas de coordenadas establecidos por el International Society of Biomechanics (ISB), como se detalla en el capítulo 2. Esto permitirá ubicar correctamente los segmentos corporales y las articulaciones en el espacio, lo cual es crucial para el análisis. Finalmente, es recomendable llevar a cabo este proceso en una in-

terfaz que facilite la visualización y el análisis de los resultados obtenidos. De este modo, se podrá interpretar de manera más clara y eficiente la biomecánica del movimiento humano.

5.2. Interfaz de Visualización

Para visualizar el movimiento obtenido y explicado en el Capítulo 2, así como los ángulos de Euler descritos en la Subsección 5.1.1, se generó videos de cada uno de ellos. Para proporcionar una visualización paralela que facilite el análisis correspondiente del sujeto, se procedió a crear una interfaz utilizando PyQT Designer. Los videos creados permiten observar los patrones de movimiento en detalle, brindando una representación visual de los datos cinemáticos. Al combinar la visualización en video con el análisis de los ángulos de Euler de la Subsección 5.1.1, se puede obtener una comprensión integral de las características del movimiento del sujeto. Además, se desarrolló una interfaz utilizando PyQT Designer para integrar los elementos visuales y facilitar el proceso de análisis. Esta interfaz permite navegar sin problemas a través de los datos, comparar diferentes escenarios de movimiento y realizar el análisis necesario para extraer ideas significativos sobre el comportamiento y el desempeño del sujeto. La integración de la visualización en video y el análisis de los ángulos de Euler, junto con la interfaz personalizada, otorga al investigador la capacidad de llevar a cabo una evaluación exhaustiva e informada de los patrones de movimiento del sujeto. Este enfoque contribuye a una comprensión más profunda de la biomecánica y mejora la calidad general de la investigación.

5.2.1. PyQT Designer

PyQt Designer es una poderosa herramienta de diseño gráfico que permite a los desarrolladores de aplicaciones Python utilizando la biblioteca Qt crear interfaces de usuario (GUI) de manera visual y eficiente [82]. Con su interfaz gráfica de usuario, los usuarios pueden arrastrar y soltar widgets como botones, etiquetas, campos de texto, entre otros, para diseñar la interfaz de su aplicación. Además, PyQt Designer genera automáticamente el código Python correspondiente, facilitando la integración del diseño en la aplicación [83]. Los desarrolladores pueden editar fácilmente las propiedades de los widgets, como el texto, color y tamaño, a través de la propia herramienta. Otra característica destacada es la capacidad de crear diseños receptivos que se adaptan a diferentes tamaños de pantalla y resoluciones, lo que garantiza una experiencia de usuario optimizada. Asimismo, PyQt Designer permite guardar los diseños de interfaz de usuario como archivos de proyecto reutilizables, lo que agiliza el desarrollo de aplicaciones futuras [82].

Ventajas

- ***Diseño visual:*** PyQt Designer proporciona una interfaz gráfica de usuario intuitiva que permite diseñar la interfaz de usuario de manera visual, sin tener que escribir código directamente.
- ***Generación de código:*** La herramienta genera automáticamente el código Python correspondiente al diseño realizado, ahorrando tiempo y esfuerzo [82].
- ***Edición de propiedades:*** Editar fácilmente las propiedades de los widgets, como el texto, el color, el tamaño, etc., a través de la interfaz de PyQt Designer.
- ***Diseño receptivo:*** Permite crear diseños de interfaz de usuario receptivos que se adaptan a diferentes tamaños de pantalla y resoluciones.
- ***Integración con PyQt:*** PyQt Designer se integra perfectamente con la biblioteca PyQt, lo que facilita la incorporación del diseño en Python [82].

Desventajas

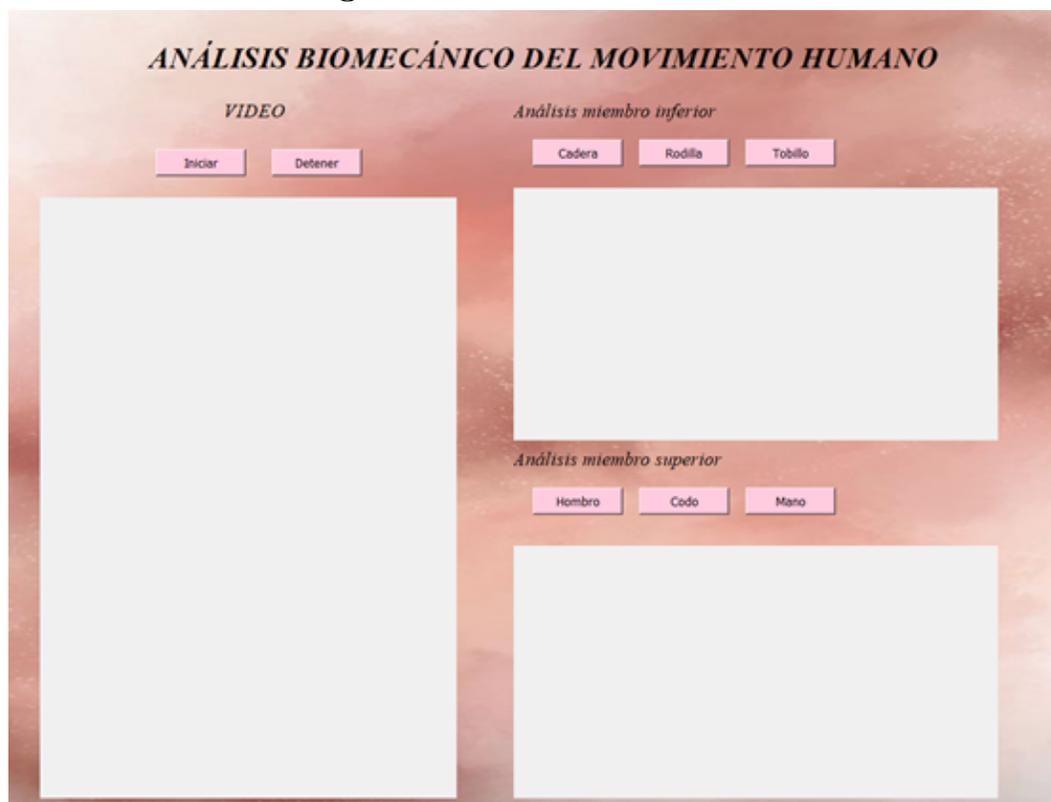
- ***Limitaciones en la personalización:*** Aunque PyQt Designer ofrece una gran flexibilidad, es posible que no se pueda realizar algunas personalizaciones avanzadas directamente en la herramienta. Esto puede requerir editar manualmente el código generado.
- ***Dependencia del archivo .ui:*** La aplicación Python dependerá del archivo .ui generado por PyQt Designer, lo que puede complicar la distribución de la aplicación si no se incluye este archivo [82].
- ***Curva de aprendizaje:*** Aunque PyQt Designer es relativamente fácil de usar, los desarrolladores menos experimentados pueden requerir un tiempo de aprendizaje para familiarizarse con la herramienta y sus funcionalidades.
- ***Restricciones de diseño:*** Algunas características avanzadas de diseño, como la integración con sistemas de diseño o la creación de diseños completamente personalizados, pueden verse limitadas en PyQt Designer.
- ***Dependencia de PyQt:*** Al usar PyQt Designer, la aplicación se vuelve dependiente de la biblioteca PyQt, lo que puede aumentar el tamaño y la complejidad de la distribución de la aplicación [83].

5.2.2. Interfaz Creada

Para la realización de la interfaz, se aplicó el uso de diversos elementos de diseño gráfico. Los frames fueron utilizados para establecer el entorno de trabajo completo, definiendo los

límites y dimensiones de la interfaz. Dentro de este marco, se colocaron labels que permiten mostrar el nombre y título de la aplicación, brindando al usuario una clara identificación de la herramienta. Posteriormente, se procedió a incorporar los botones, los cuales juegan un papel fundamental en la interacción del usuario con la interfaz. Estos botones fueron estratégicamente ubicados para que el usuario pueda seleccionar las articulaciones específicas que desea analizar en el estudio biomecánico del movimiento humano. Finalmente, se incluyeron tres layouts distintos que posibilitan la visualización de los resultados del análisis. Uno de estos layouts muestra el movimiento obtenido, permitiendo al usuario observar y entender el comportamiento de las articulaciones seleccionadas. Mientras que los otros dos layouts se encargan de presentar los ángulos de Euler, brindando información técnica y detallada sobre las rotaciones y orientaciones de las articulaciones durante el movimiento. En conjunto, el uso de estos elementos de diseño gráfico, como frames, labels, botones y layouts, permite que la interfaz sea intuitiva, clara y funcional, facilitando la interacción del usuario con la herramienta de análisis biomecánico del movimiento humano. La Figura 5-5 ilustra el aspecto y distribución de estos elementos en la interfaz creada.

Figura 5-5.: Creación de interfaz



Nota. La Figura 5-5 se visualiza la creación de la interfaz que permite tener un mejor análisis del movimiento.

Para la configuración de la interfaz, el asistente implementó código en el lenguaje de programación Python desde el entorno de desarrollo integrado (IDE) Spyder. Para el inicio del proyecto, se utilizó la biblioteca PyQt5, la cual es una interfaz de Python para la biblioteca Qt, un framework de desarrollo de aplicaciones multiplataforma. Una vez importada la biblioteca PyQt5, se importaron los siguientes módulos:

1. **QtCore:** Contiene clases fundamentales como señales, slots, eventos, entre otros.
2. **QtGui:** Contiene clases para la representación gráfica, como ventanas, menús, etc.
3. **QtWidgets:** Contiene una amplia gama de widgets de interfaz de usuario, como botones, cuadros de texto, listas, etc.
4. **QtMultimedia:** Proporciona clases para trabajar con multimedia, como audio y video.
5. **QtMultimediaWidgets:** Contiene widgets específicos para la interfaz de usuario multimedia.

Estos módulos ofrecen las herramientas necesarias para construir aplicaciones de escritorio con una interfaz gráfica de usuario (GUI) utilizando Python y la biblioteca PyQt5. Permiten crear ventanas, botones, menús, controles multimedia y mucho más. Al importar estos módulos, el programa tendrá acceso a todas las funcionalidades y clases que ofrece PyQt5 para desarrollar una aplicación con una interfaz de usuario. Una vez obtenida la importación de los módulos correspondientes para poder usar la interfaz, el asistente generó una interfaz que se guardó en un archivo `.ui`, el cual se transformó a un archivo compatible con Python (`.py`). Esto generó una clase que llevaba el nombre `Ui_MainWindow` donde se definieron todos los elementos que se iban a utilizar dentro de la interfaz. Dentro de esta clase, también se pudo establecer el tamaño de la ventana principal y el nombre de la misma. En el código, se hace uso de la palabra clave `self` como primer parámetro en los métodos de la clase. Esto se conoce como “parámetro de instancia” o “parámetro `self`”. El parámetro `self` se utiliza para acceder a los atributos y métodos de la instancia actual de la clase. Por ejemplo, `self.centralwidget` se refiere al atributo `centralwidget` de la instancia actual de la clase `Ui_MainWindow`, y `self.cadera_clicked` se refiere al método `cadera_clicked` de la misma instancia.

Una vez definidos los elementos de la interfaz y las acciones asociadas a ellos, como presionar un botón y reflejarlo en un `verticalLayoutWidget`, el asistente procedió a ejecutar el script de Python. Cuando se ejecuta un script de Python de forma directa (y no como un módulo importado), es importante verificar el punto de entrada usando la condición `if __name__ == "__main__"`. Este es el primer paso para inicializar la aplicación. Luego, se crea una instancia de `QtWidgets.QApplication`, que es el punto de entrada principal para la aplicación Qt. Esto prepara el entorno de ejecución y permite que la aplicación reciba eventos del usuario. A continuación, se genera una instancia de `QtWidgets.QMainWindow`,

que representa la ventana principal de la aplicación. Para configurar la interfaz de usuario, se crea una instancia de la clase “Ui_MainWindow”, que define la estructura y el diseño de la ventana principal. Llamando al método “setupUi()”, se aplica esta configuración a la instancia de “QMainWindow”. Una vez completada la configuración, se muestra la ventana principal usando el método “show()”. Finalmente, se inicia el bucle principal de eventos de la aplicación con “app.exec_()”, permitiendo que la aplicación responda a las interacciones del usuario y maneje el ciclo de vida de la interfaz. Cuando el usuario cierra la aplicación, se llama a “sys.exit()” para salir del programa con el código de salida apropiado.

6. Resultados

En el presente capítulo se presentaran los principales resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto "Sistema de Captura de Movimiento para un Laboratorio de Análisis de la Marcha".

6.1. Diseño del sistema de captura de movimiento

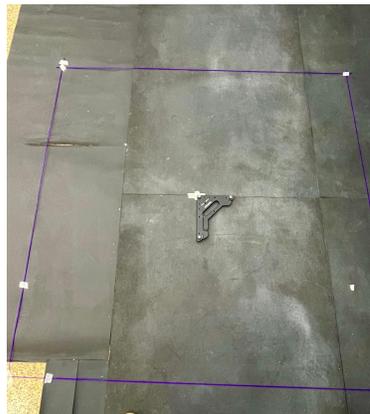
Se diseñó un sistema de captura de movimiento en el laboratorio de Rehabilitación de la Universidad Politécnica Salesiana el cual fue basado en múltiples cámaras de infrarrojos de alta resolución de la marca Optitrack modelo Flex 3 y marcadores pasivos que reflejan la luz infrarroja emitida por las cámaras, los cuales fueron colocados estratégicamente en el cuerpo del sujeto. Este sistema permitió capturar a detalle los movimientos del cuerpo durante la marcha y diferentes posturas y posiciones que el participante asumiera una vez que todas las cámaras se encuentren calibradas. Como se comentó en el Capítulo 2, el área asignada fue de 5x5 metros donde se colocaron las cámaras de manera equitativa (Figura **6-1**), las cuales deben siempre estar direccionadas hacia el centro de volumen de captura **6-2**, debido a que el área general no es tan grande, el volumen de captura tiende a ser menor y existió más limitación para caminar ya que era de 1,60 metros cúbicos, que comprende el ancho, el largo y la altura. El sujeto podía realizar solamente dos ciclos completos de marcha, es decir, cuando un pie (por ejemplo, el derecho) hace contacto con el suelo y termina cuando ese mismo pie vuelve a hacer contacto con el suelo después de un paso completo del otro pie (izquierdo). Sin embargo, se podía realizar otros movimientos como salto, tocarse las rodillas con los codos de manera contraria, alzar y bajar los brazos, marchar en su propio eje, caminar entre círculos, entre otros.

Figura 6-1.: Sistema MoCap aplicado en el laboratorio de Rehabilitación



Nota. La Figura 6-1 demuestra el área establecida con 8 cámaras colocadas de manera equidistante.

Figura 6-2.: Volumen de captura asignado



Nota. La Figura 6-2 demuestra el volumen de captura en donde el sujeto realizará cualquier actividad.

Al optimizar la disposición de las cámaras en el laboratorio, logrando obtener una cobertura adecuada de todo el área de análisis de la marcha, posibilitó recopilar datos tridimensionales del desplazamiento y rotación de cada segmento corporal a lo largo de la prueba. En la figura 6-3 se puede observar la misma posición que el software de visualización Motive capturó (Figura 6-4). En los sistemas de captura de movimiento ópticos comúnmente suele suceder que los marcadores se ocluyen, por lo que, la intervención manual del operador fue

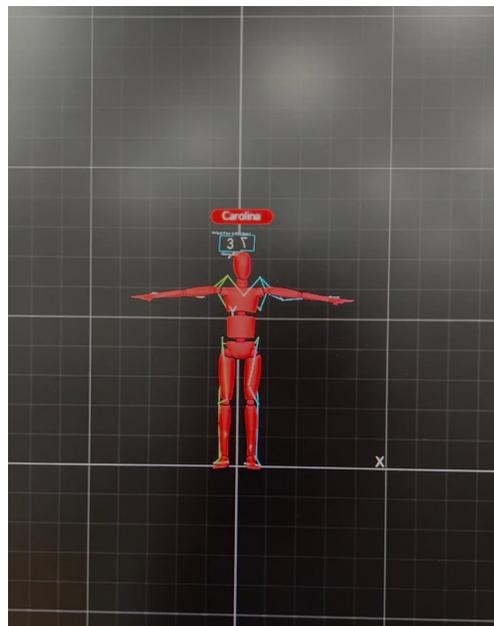
necesaria para corregir ciertas trayectorias en que los marcadores se perdían. Sin embargo, una vez corregidas ciertas trayectorias, se pudo extraer los datos de captura de movimiento, donde se almacenan datos como las coordenadas 3D y las trayectorias de los marcadores.

Figura 6-3.: Sujeto con marcadores pasivos



Nota. La Figura 6-3 representa la posición de la colocación de marcadores en el sujeto.

Figura 6-4.: Esqueleto obtenido por el software de visualización Motive



Nota. La Figura 6-4 representa la posición de en como se encuentran colocados los marcadores en el esqueleto generado por Motive.

Esto es fundamental para llevar a cabo análisis biomecánicos avanzados y estudios detallados sobre patrones de movimiento, los cuales pueden ser aplicados en áreas como la rehabilitación, el entrenamiento deportivo y el desarrollo de tecnologías de asistencia. El sistema de captura de movimiento implementado proporcionó información de los distintos movimientos realizados (Figura 6-5), la cual fue analizada cinemáticamente.

Figura 6-5.: Sujeto con marcadores pasivos realizando movimientos



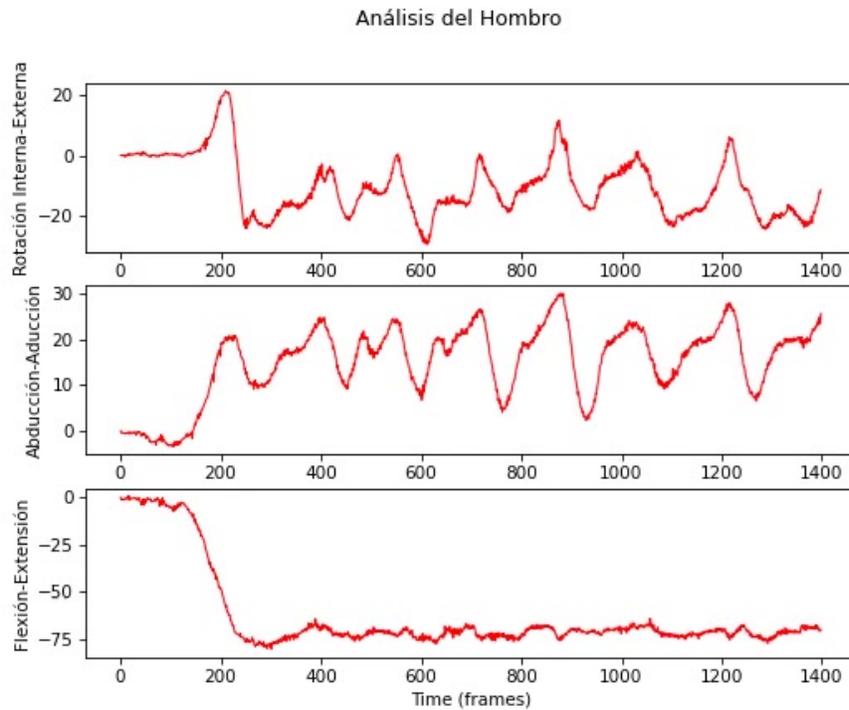
Nota. La Figura 6-5 representa el sistema de captura implementado para la obtención de los movimientos realizados.

6.2. Procesamiento de datos para análisis biomecánico

Para el análisis de los datos obtenidos durante la captura de movimiento, se usó del software Spyder, una herramienta integrada de desarrollo en Python. Tal como se mencionó en el Capítulo 3, se recurrió a la utilización del paquete Kinetics Toolkit, el cual permitió realizar los análisis correspondientes a los datos de la captura de movimiento. El uso del software Spyder facilitó la importación de los datos crudos provenientes de las cámaras utilizadas en el registro del movimiento. Esto permitió al equipo acceder a la información sin procesar, la cual sirvió como punto de partida para el análisis posterior. Además, el software Spyder, en conjunto con el paquete Kinetics Toolkit, posibilitó el etiquetado automático de los marcadores colocados en el sujeto durante la captura de movimiento. Este proceso automatizado aumentó la eficiencia y precisión en la identificación de los puntos de referencia relevantes para el estudio de la marcha como se puede apreciar en la Figura 4-11. Permitiendo realizar un análisis exhaustivo de las características de la marcha del sujeto, lo cual fue fundamental para cumplir con los objetivos planteados en el estudio. En un estudio realizado, se observa que se obtuvieron diferentes tipos de movimientos para analizar cada una de las extremidades

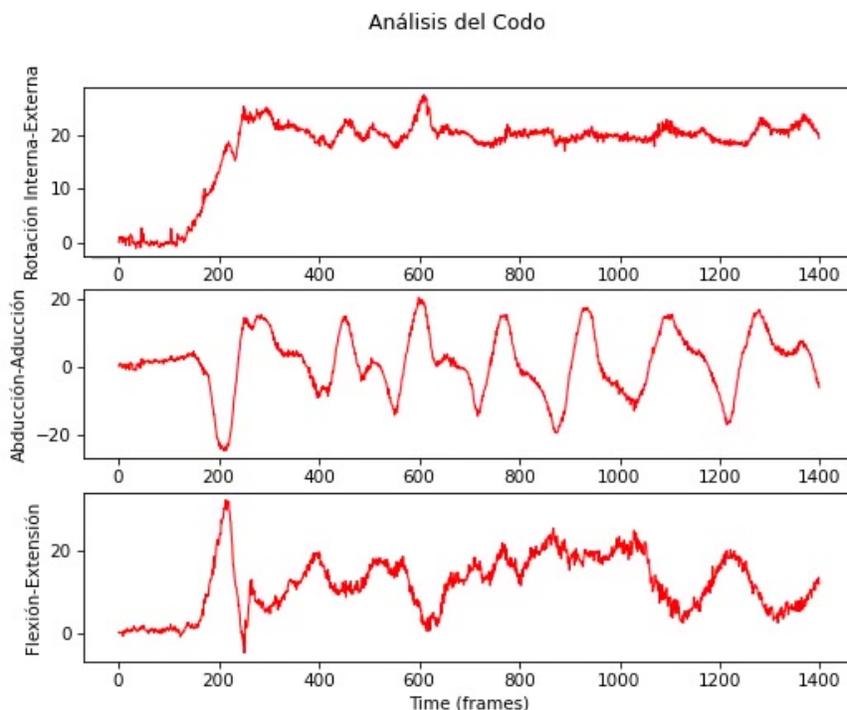
del cuerpo humano, tanto de manera superior como inferior. En cada uno de los resultados, se calcularon los ángulos de Euler a través de los sistemas de coordenadas colocados en puntos de referencia, permitiendo la extracción específica de los ángulos de las articulaciones encontrados en piernas y brazos. Una vez obtenidas estas series de Euler, se procedió a la graficación de los resultados, como se puede evidenciar en la Figura 5-4. En esta figura, se establecen tres tipos de gráficas: Abducción-Aducción, Flexión-Extensión y Rotación Interna-Externa, cada una de ellas haciendo referencia a los tres ejes ubicados dentro del plano 3D. El análisis de estos ángulos de Euler permite comprender y cuantificar el rango de movimiento de las articulaciones del cuerpo humano, lo que puede ser útil en aplicaciones como la biomecánica, la rehabilitación y el diseño de prótesis y dispositivos ortopédicos. En base a ello se analiza cada uno de ellos, analizando primero la parte superior.

La gráfica representa los ángulos de Euler que describen la orientación tridimensional de la articulación del hombro (Figura 6-6). Estos ángulos se definen en relación a un sistema de coordenadas específico, donde la rotación se refiere al ángulo alrededor del eje z, la abducción-aducción al ángulo alrededor del eje x, y la flexión-extensión al ángulo alrededor del eje y. En cuanto a la rotación, la gráfica muestra un rango de movimiento de aproximadamente 30 grados, abarcando tanto la rotación interna (ángulo negativo) como la rotación externa (ángulo positivo) de la articulación del hombro. Con respecto a la abducción-aducción, también se observa un rango de movimiento de aproximadamente 30 grados, con la abducción representada por ángulos positivos y la aducción por ángulos negativos. En el caso de la flexión-extensión, el rango de movimiento es más amplio, alcanzando aproximadamente 80 grados. Los ángulos negativos indican flexión, mientras que los ángulos positivos representan extensión de la articulación. Basándome en la gráfica, puedo explicar los ángulos de Euler para cada movimiento de la articulación del hombro: el ángulo de rotación va desde -50° (rotación interna) hasta 20° (rotación externa), el ángulo de abducción-aducción va desde -25° (aducción) hasta 20° (abducción), y el ángulo de flexión-extensión va desde -75° (flexión) hasta 10° (extensión). Estos ángulos de Euler permiten describir la posición y orientación de la articulación del hombro en cualquier momento dado durante el movimiento, lo que puede ser valiosa para comprender el patrón de movimiento del hombro y ser útil para diagnosticar y tratar problemas relacionados con dicha articulación.

Figura 6-6.: Análisis del Hombro

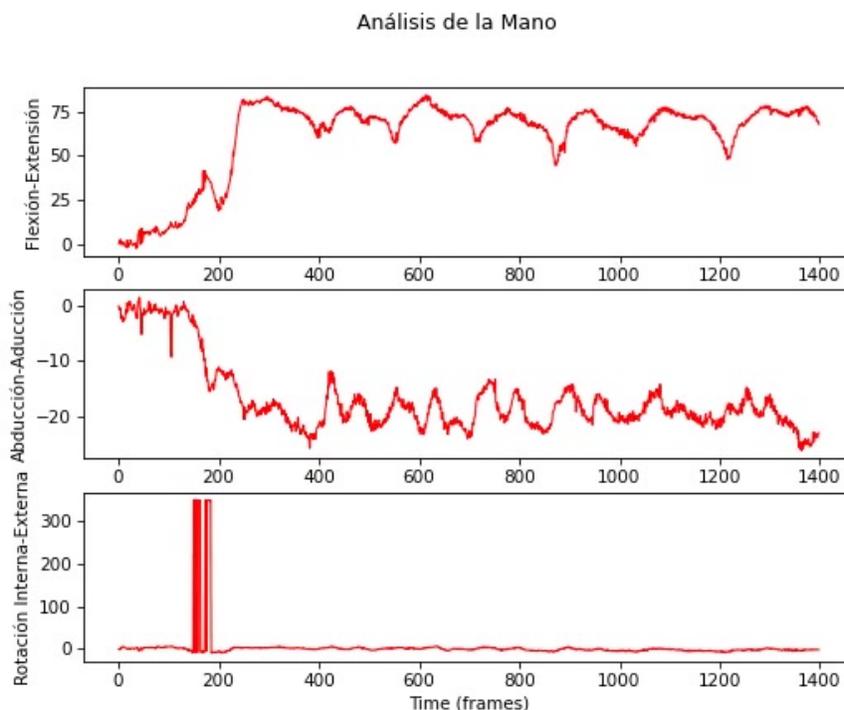
Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto al hombro

En la Figura 6-7 el análisis del movimiento del codo durante la ejecución de una tarea muestra diversos patrones de rotación, abducción-aducción y flexión-extensión. En cuanto a la rotación interna-externa, se observa que el codo inicia con una rotación externa que va aumentando gradualmente hasta alcanzar aproximadamente 20 grados. Este valor de rotación externa se mantiene relativamente estable durante una gran parte del movimiento. Por otro lado, el patrón de abducción-aducción exhibe un comportamiento cíclico, en el cual el codo se abduce y aduce de forma repetitiva a lo largo de la actividad. El rango alcanzado en este movimiento oscila entre aproximadamente -20 grados de aducción y 15 grados de abducción. Finalmente, el análisis de la flexión-extensión revela un movimiento más complejo. Se aprecia una fase inicial de flexión, seguida de una extensión rápida que alcanza un pico máximo de aproximadamente 25 grados. Después de este pico, el codo mantiene una ligera flexión durante gran parte del tiempo. Hacia el final del movimiento, se observa una extensión más gradual, hasta llegar a un valor ligeramente inferior al punto de partida en flexión.

Figura 6-7.: Análisis del Codo

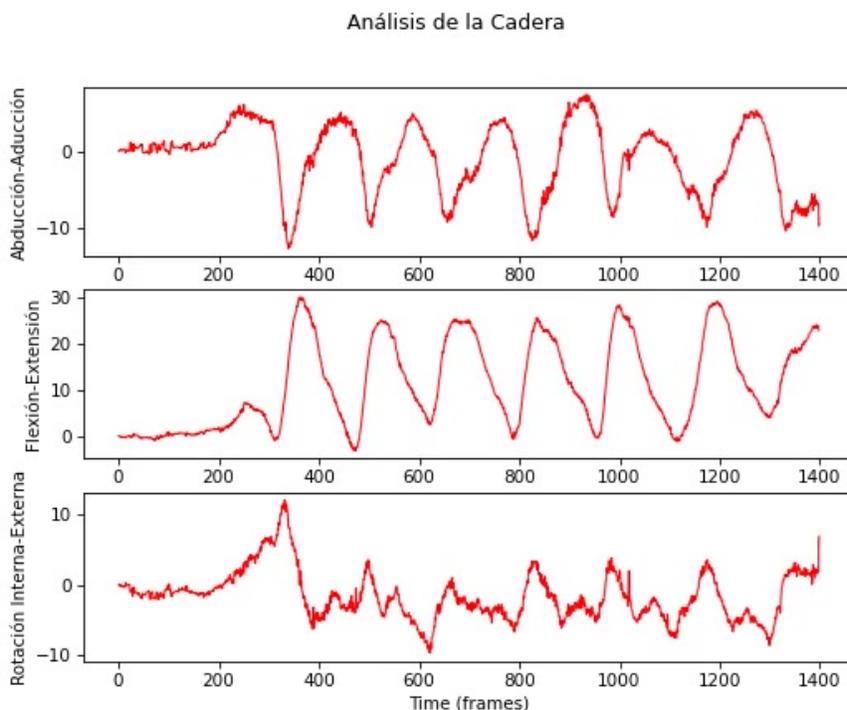
Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto del codo

En la Figura 6-8 la mano realiza un movimiento de flexión-extensión con una amplitud considerable. Se observa un patrón irregular, con momentos de mayor flexión y extensión, sin un ritmo definido. La curva indica que la mano alcanza un rango máximo de flexión aproximadamente a las 150 frames. En cuanto a la abducción-aducción, la mano muestra un movimiento con un rango más limitado que la flexión-extensión. La curva indica que la mano se mantiene mayormente en aducción, con momentos breves de abducción, y se observa un patrón más regular que en el eje anterior, con una frecuencia ligeramente más alta. Por último, la mano muestra una rotación interna-externa de forma repentina y concentrada. La curva indica que la mano realiza un movimiento de rotación interna a las 150 frames, y se mantiene en esta posición por un breve período. La rotación interna es considerable, con un pico superior a 300 frames, lo que sugiere un movimiento de agarre fuerte. En general, la gráfica sugiere que la mano realiza una serie de movimientos complejos, combinando flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa. Los patrones de movimiento sugieren una actividad manual dinámica, posiblemente relacionada con una tarea que requiere precisión y fuerza, como sujetar o manipular un objeto.

Figura 6-8.: Análisis de la Mano

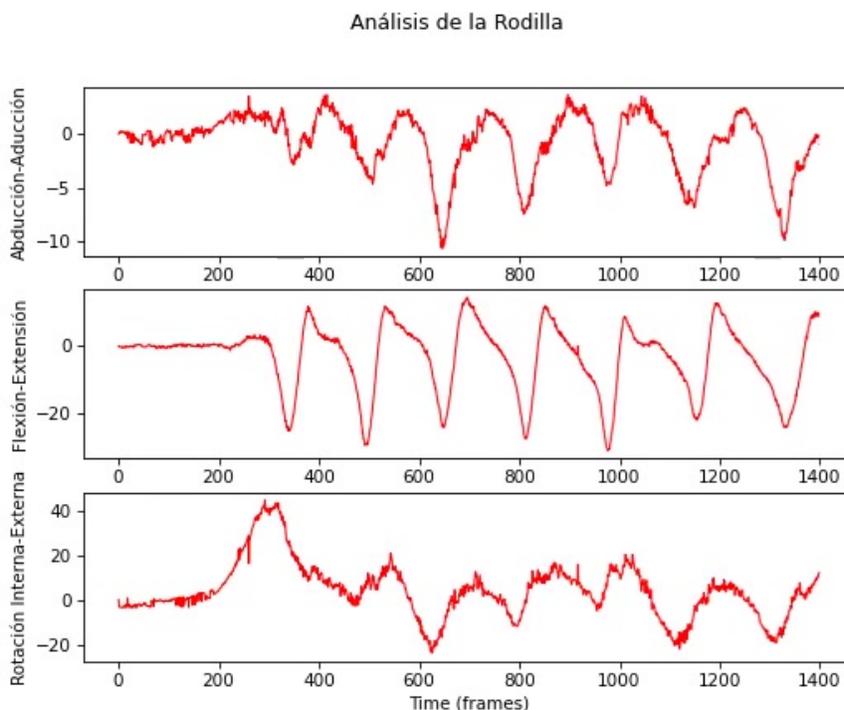
Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto de la mano

Ahora se considera el análisis de las articulaciones de las extremidades inferiores considerando la gráfica que muestra los ángulos de Euler para la cadera (Figura 6-9), representan el movimiento de la cadera en tres planos diferentes durante un ciclo de movimiento del sujeto. Estos tres planos de movimiento son abducción-aducción, flexión-extensión y rotación interna-externa. En el plano de abducción-aducción, el ángulo de la cadera se mueve entre aproximadamente -10° y 5° , lo que indica que la pierna se mueve ligeramente hacia afuera (abducción) y hacia adentro (aducción) durante el ciclo de movimiento. En el plano de flexión-extensión, el ángulo de la cadera se desplaza entre 0° y 25° , mostrando una flexión y extensión significativa de la pierna durante el ciclo. Esto sugiere que la pierna se flexiona y extiende de manera considerable a lo largo del movimiento. Por último, en el plano de rotación interna-externa, el ángulo de la cadera oscila entre aproximadamente -10° y 10° . Esto señala que la pierna experimenta una ligera rotación hacia adentro (rotación interna) y hacia afuera (rotación externa) durante el ciclo de movimiento. Este análisis permite la obtención de información detallada sobre los patrones de movimiento de la cadera en los tres planos principales durante un ciclo de movimiento. Estos datos pueden ser útiles para el análisis biomecánico del movimiento y la evaluación de la función de la cadera.

Figura 6-9.: Análisis de la Cadera

Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto a la cadera

El análisis de la actividad de la rodilla de la Figura 6-10 en los diferentes planos de movimiento revela patrones característicos. En el plano sagital, se observa una oscilación regular y simétrica entre la flexión y extensión de la rodilla, lo que sugiere un movimiento controlado durante la actividad. En el plano frontal, la gráfica muestra un ligero movimiento de abducción (hacia afuera) y aducción (hacia adentro) de la rodilla, con una tendencia general hacia la aducción, lo que podría indicar una leve inclinación o rotación del pie hacia adentro. En el plano transversal, la gráfica presenta una notable rotación interna de la rodilla, seguida de un retorno gradual hacia la rotación externa, lo que sugiere un movimiento de rotación de la pierna durante la actividad, posiblemente asociado a la flexión o extensión. En general, el patrón de movimiento de la rodilla en los tres planos parece ser relativamente consistente y coordinado, aunque para una interpretación más precisa sería necesario conocer el contexto específico de la actividad analizada, como si se trata de caminar, correr, saltar, etc.

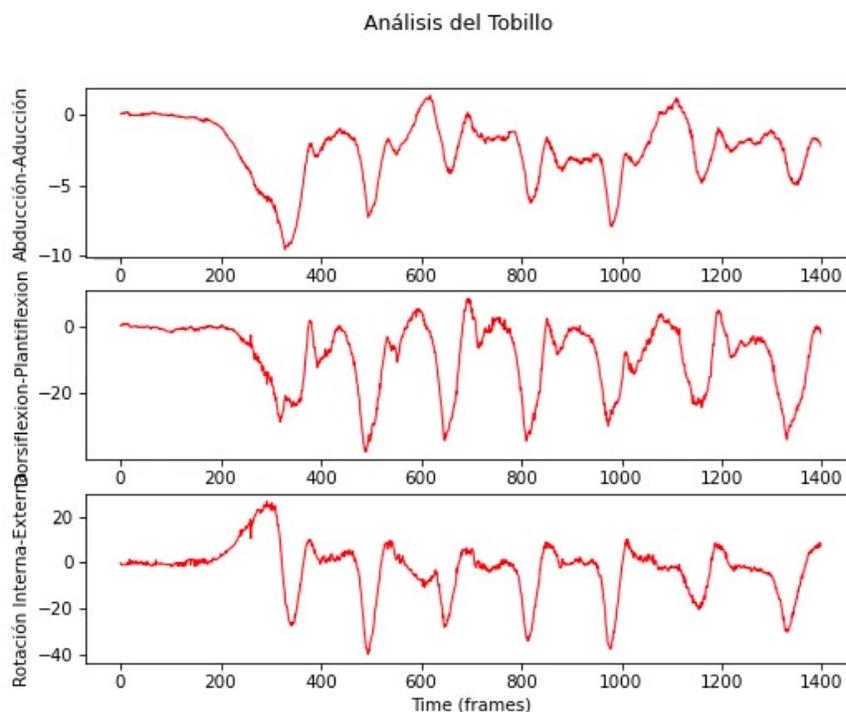
Figura 6-10.: Análisis de la Rodilla

Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto de la rodilla

El análisis detallado de los datos de movimiento del tobillo reflejados en la Figura 6-11 revela patrones complejos y coordinados que brindan información valiosa sobre la funcionalidad de esta articulación durante la actividad física. En cuanto a la abducción-aducción, se observa que el tobillo se mueve predominantemente hacia afuera (abducción), con una amplitud de movimiento moderada. Esto sugiere que el pie se está desplazando hacia el exterior en relación con la pierna, lo cual puede ser importante para mantener el equilibrio y la estabilidad durante la locomoción. Por otro lado, los datos de dorsiflexión-plantiflexión muestran un patrón cíclico de movimiento, alternando entre la flexión del pie hacia arriba (dorsiflexión) y hacia abajo (plantiflexión). Este patrón es característico de actividades como caminar o correr, donde el pie realiza movimientos de flexión y extensión para impulsarse y absorber el impacto. Finalmente, la rotación interna-externa del tobillo presenta un patrón más complejo, con el tobillo rotando hacia dentro, luego hacia fuera y volviendo a rotar hacia dentro. Esta rotación ayuda a mantener el equilibrio y la estabilidad, especialmente durante giros, cambios de dirección y otras actividades que requieren una mayor movilidad y control de la articulación. En conjunto, estos patrones de movimiento demuestran la capacidad del tobillo para realizar una amplia gama de movimientos para la locomoción eficiente y la estabilidad durante la actividad física. El análisis detallado de estos datos puede proporcionar información valiosa para la evaluación y el seguimiento de lesiones, así como para el desarrollo de

estrategias de entrenamiento y rehabilitación más efectivas.

Figura 6-11.: Análisis del Tobillo



Nota. Visualización de los ángulos de Euler con respecto al tobillo

6.3. Evaluación convencional de los datos analizados

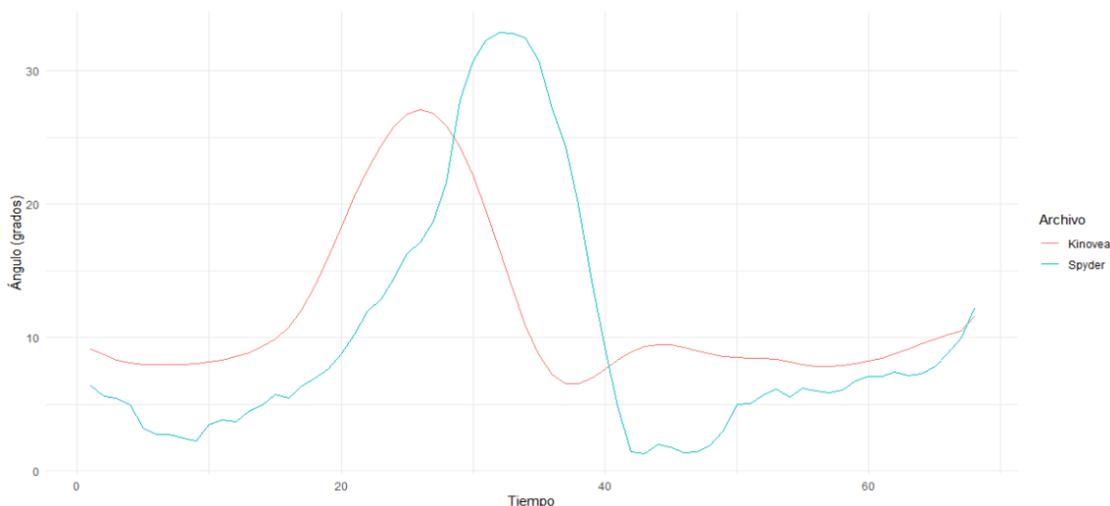
Se realizó una evaluación de dos fragmentos de los datos analizados en el programa Spyder, a través del software KINOVEA, una herramienta gratuita y de código abierto diseñada para el análisis de video y movimiento. KINOVEA ofrece diversas funcionalidades de medición, como distancia, ángulos, velocidad y aceleración, que pueden aplicarse a objetos y puntos de interés dentro de los videos grabados en modo 2D. Para este análisis, se enfocó en dos articulaciones del cuerpo humano, específicamente la rodilla en el caso del miembro inferior, y por otro lado, el hombro para el miembro superior, registrando el movimiento de estas mediante un dispositivo móvil. El software permitió realizar mediciones detalladas y aplicar efectos como cámara lenta o congelado de cuadros, facilitando así el estudio del movimiento capturado en los videos.

Con el propósito de realizar una evaluación convencional y obtener una correlación entre los resultados, se procedió a utilizar dos archivos en formato .csv, generados tanto en el software Spyder como en KINOVEA, los cuales contienen información del tiempo (en milisegundos) y los ángulos (en grados). Se analizó la correlación existente entre los ángulos de la rodilla

y el hombro a través de estas dos herramientas, ya que la correlación permite evaluar la relación lineal entre ambos conjuntos de datos, verificando la consistencia de las mediciones y validando los métodos utilizados.

Para ello, se cargaron los archivos correspondientes al programa RStudio para evaluar la consistencia y la relación entre los dos conjuntos de datos. De esta manera, se generó las respectivas visualizaciones gráficas de ambos fue posible realizar una comparación detallada de los resultados obtenidos a través de cada una de las aplicaciones utilizadas. A continuación, se presenta la Figura 6-12 que muestra las gráficas generadas a partir de los datos recopilados en los archivos .csv, permitiendo la visualización del desplazamiento angular de la flexión (movimientos de la curva hacia arriba) y extensión (movimientos de la curva hacia abajo) de la rodilla en un ciclo de marcha. Se puede apreciar que la rodilla realiza un rango de movimiento de aproximadamente 30° .

Figura 6-12.: Comparación entre datos cinemáticos de la rodilla

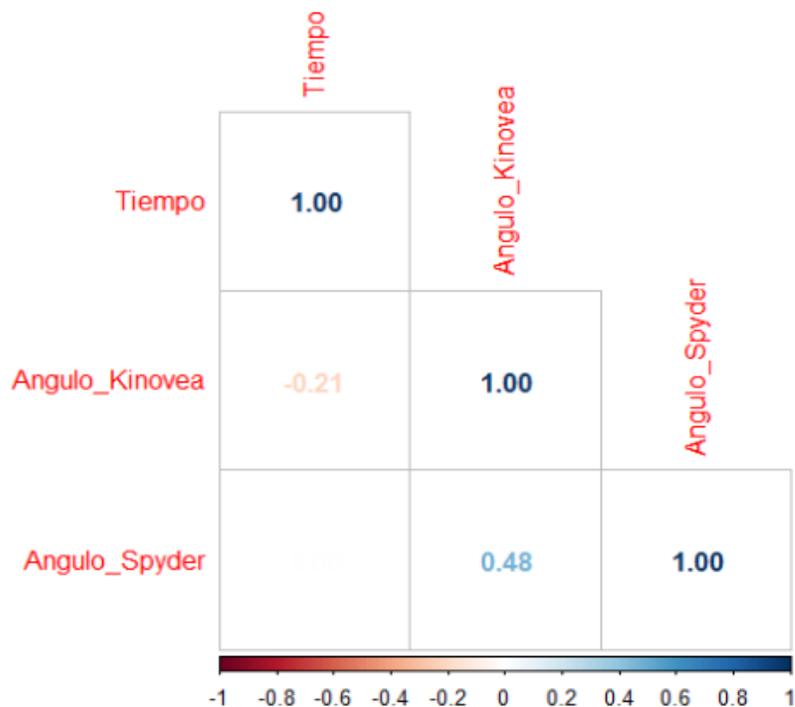


Nota. Los datos cinemáticos de la rodilla son representados tanto en el software Kinovea y Spyder.

A partir de las gráficas generadas, se procedió a obtener la matriz de coeficiente de correlación, la cual permitió analizar la relación entre los ángulos proporcionados por cada software en función del tiempo. El análisis de los datos reveló que existe un coeficiente de correlación de 0.4780907 entre los resultados obtenidos mediante Spyder y KINOVEA, tal como se puede observar en la Figura 6-13 presentada a continuación. Este coeficiente de correlación indica que existe una correlación moderada entre los valores de ángulo registrados a lo largo del tiempo por ambas herramientas de software. Esto significa que, a pesar de utilizar diferentes métodos y funcionalidades para el análisis del movimiento, los datos generados por Spyder y KINOVEA mantienen un nivel de similitud y consistencia relativa. Es importante destacar que un coeficiente de correlación de 0.4780907 sugiere que, si bien existe una relación entre

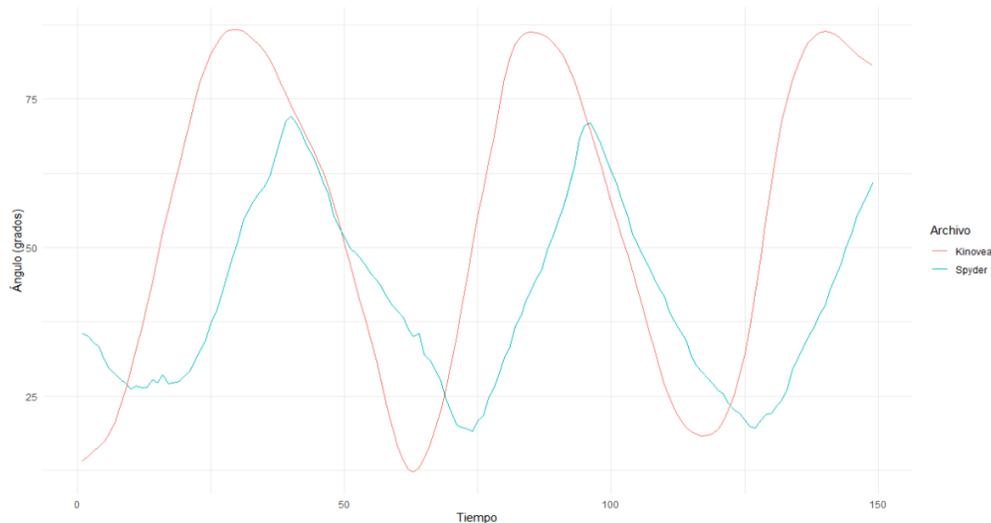
los resultados, esta no es extremadamente fuerte. Esto puede deberse a pequeñas diferencias en los algoritmos de procesamiento, la precisión de las mediciones o factores externos que pueden influir en los datos obtenidos por cada software.

Figura 6-13.: Matriz de correlación



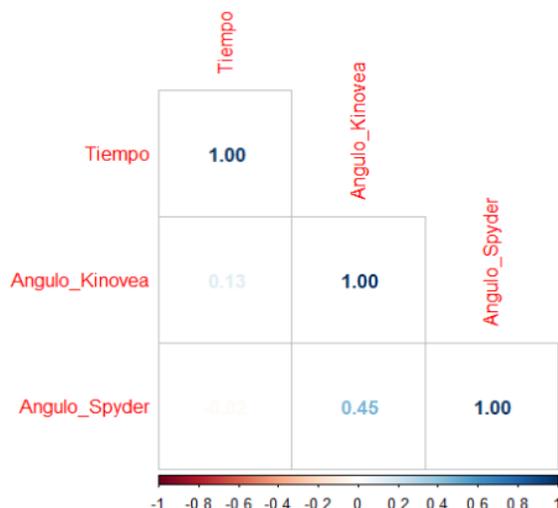
Nota. Existe un coeficiente de correlación de 0.4780907 entre las variables de ángulos con respecto a la rodilla.

Se realizó el mismo proceso para la articulación del hombro, comparar los archivos .csv generados del software Spyder y Kinovea para obtener el coeficiente de correlación entre ambos. La Figura 6-14 muestra las gráficas generadas a partir de los datos recopilados en los archivos .csv, donde los valores más altos demuestran ser, en este caso, la abducción del hombro y los valores más bajos representan la aducción del mismo. Este fue un movimiento que realizó de manera aleatoria el sujeto con la intención de demostrar que cualquier movimiento se puede capturar sin inconveniente.

Figura 6-14.: Comparación entre datos cinemáticos del hombro

Nota. Los datos cinemáticos del hombro son representados tanto en el software Kinovea y Spyder.

La gráfica presentada sigue un patrón sinusoidal, es decir, presentan una tendencia similar, no se mueven de manera idéntica a lo largo del tiempo. Esto sugiere que, si bien existe una relación entre ellas, no se trata de una correlación perfecta. El coeficiente de correlación de 0.4500515 se considera relativamente bajo, ya que los valores de correlación oscilan entre -1 y 1. Un coeficiente cercano a 1 indica una correlación positiva fuerte, mientras que un valor cercano a -1 representa una correlación negativa fuerte. Por lo tanto, el coeficiente obtenido se encuentra en un rango intermedio, lo que significa que la correlación entre las dos funciones sinusoidales, si bien es positiva, no es particularmente sólida. Diversos factores pueden influir en el grado de correlación observado. Uno de los elementos clave es la diferencia en las características de las funciones, como la amplitud, la frecuencia y el desfase. Estas diferencias pueden dar lugar a una alineación imperfecta de los picos y valles de las dos ondas sinusoidales. Además, la presencia de factores externos, como el ruido o perturbaciones en los datos, puede afectar la correlación observada. Asimismo, si las funciones forman parte de un sistema más complejo, con múltiples variables interactuando, la correlación podría verse influenciada por la dinámica de ese sistema. Finalmente, las limitaciones en los datos disponibles para el análisis también pueden ser un factor determinante. Si la información es escasa o presenta problemas de calidad, la estimación del coeficiente de correlación podría no reflejar adecuadamente la relación real entre las funciones.

Figura 6-15.: Matriz de correlación

Nota. Existe un coeficiente de correlación de 0.4500515 entre las variables de ángulos con respecto al hombro.

Por consiguiente, el coeficiente de correlación moderado de ambas articulaciones observadas entre los ángulos calculados por Spyder y KINOVEA sugiere una relación significativa pero no fuerte. Esta discrepancia puede atribuirse al enfoque metodológico diferenciado entre ambos software. KINOVEA utiliza visión artificial para analizar el movimiento en dos dimensiones. En contraste, el sistema de captura propuesto emplea ángulos de Euler para medir los movimientos en tres dimensiones, permitiendo la evaluación individual de los grados de movimiento en los ejes x, y, y z de cada segmento del cuerpo. Esta metodología proporciona una representación más detallada y precisa del movimiento articular en múltiples planos. Por lo tanto, el margen de error observado en KINOVEA podría ser resultado de su limitación para capturar datos tridimensionales de forma directa, lo cual podría influir en la comparabilidad con el sistema de captura basado en ángulos de Euler.

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones

Se identificaron y seleccionaron componentes de hardware tras una rigurosa búsqueda, destacándose las cámaras infrarrojas de Optitrack. Este sistema de captura óptico es una de las opciones más accesibles económicamente y altamente recomendado para estudios que requieran mayor precisión de movimientos complejos como el estudio biomecánico realizado en este proyecto. Además, el software Motive incluido con el sistema MoCap Optitrack, resultó útil para el método de calibración de cámaras. Para el análisis de datos, el programa Spyder fue el que más se adaptó a los requerimientos de análisis de marcha gracias a las herramientas que brinda.

Asimismo, la calibración de las cámaras fue un proceso primordial previo a realizar la captura de movimiento, pues nos asegura la precisión en la obtención de datos, tomando en cuenta variables como la posición, orientación y distancia entre cámaras. Sin embargo, utilizar trípodes requería recalibrar en cada sesión, ya que estas estructuras son inestables y cualquier cambio mínimo en la configuración exigía una nueva calibración.

El software de captura y visualización Motive, automatiza el proceso mediante un modelo del cuerpo humano que posiciona los marcadores según las especificaciones del usuario y facilita la corrección y el ajuste automáticos para mantener la precisión del seguimiento. Sin embargo, es importante tener en cuenta que, en ocasiones, los marcadores pueden quedar ocultos o surgir interferencias que pueden comprometer la exactitud de la captura de movimiento, esto también puede ser consecuencia del espacio reducido en el cual se desarrolló la captura de movimiento debido a que la realización de los movimientos se ven limitados a 1.6 metros cúbicos. De tal forma que la intervención manual del operador se vuelve crucial para identificar y corregir cualquier error de seguimiento de manera oportuna. Aunque este proceso puede implicar periodos de tiempos largos posterior a la sesión de captura, permite asegurar la integridad de los datos obtenidos y minimizar posibles inconsistencias en los resultados finales del análisis biomecánico o del estudio en cuestión.

Finalmente, el presente estudio implementó un modelo biomecánico para analizar el movimiento del esqueleto desde una perspectiva geométrica y temporal. Mediante el uso del software Spyder, se obtuvieron los ángulos de Euler que describieron la orientación del esqueleto

en el espacio 3D. Adicionalmente, el software KINOVEA permitió visualizar y analizar las curvas de datos, lo que posibilitó relacionarlos con los resultados obtenidos en Spyder. Sin embargo, el análisis de los resultados mostró un coeficiente de correlación promedio de 0.45, lo que indica que el desempeño del sistema implementado es moderadamente preciso y requiere cambios técnicos, como un aumento en el área de adquisición y el uso de los marcadores originales de Optitrack. Asimismo, es crucial reconocer las limitaciones inherentes de KINOVEA debido a su metodología bidimensional, la cual puede afectar la precisión en contextos que requieren un análisis tridimensional. En este sentido, el estudio resalta la necesidad de mejorar la configuración del sistema y la adquisición de datos para obtener resultados más precisos, sin dejar de considerar las restricciones de los métodos bidimensionales en el análisis de movimiento tridimensional.

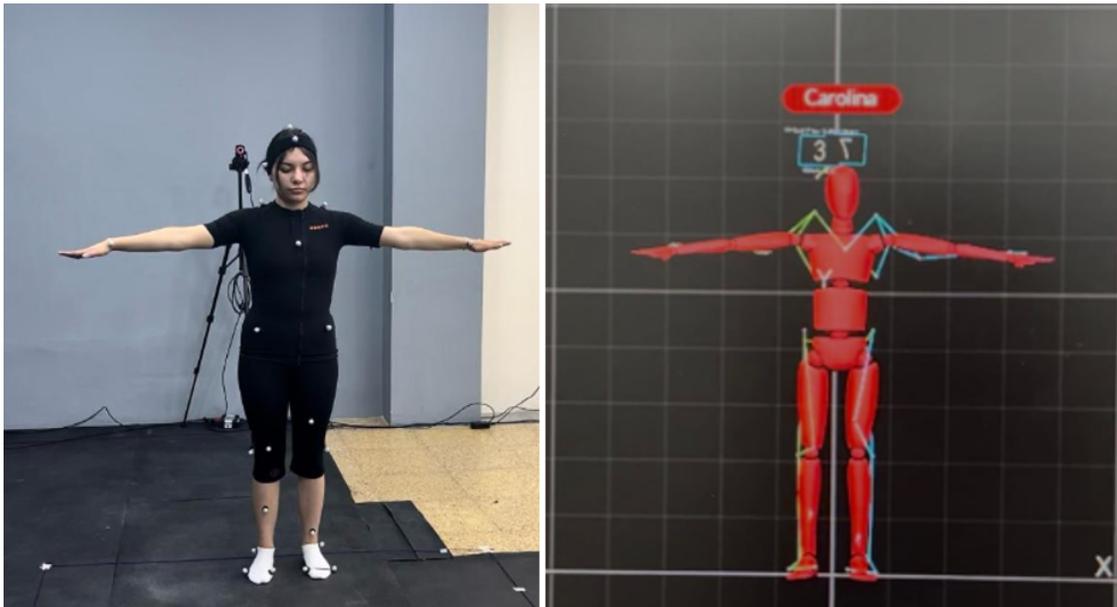
7.2. Recomendaciones

En un estudio de captura de movimiento, se recomienda utilizar estructuras fijas para las cámaras y con altura para facilitar la recopilación de datos, evitando la necesidad de recalibrar en cada sesión. Esto permite mantener una configuración estable y una alineación consistente de los sensores, lo que se traduce en una captura de datos más precisa y confiable. Al usar las cámaras, se sugiere establecer un tiempo de conexión adecuado para evitar el calentamiento y el apagado de las mismas. Al regular el tiempo de conexión, se puede evitar que las cámaras se sobrecalienten y se apaguen durante la sesión de captura, lo que interrumpiría el proceso y podría afectar la integridad de los datos recogidos. Además, la computadora debe contar con un buen procesador y una tarjeta gráfica eficiente, a fin de prevenir que el programa de Motive se apague o llegue a colapsar. Un equipo informático con suficiente potencia de procesamiento y capacidad gráfica es crucial para garantizar el correcto funcionamiento del software de captura de movimiento y evitar interrupciones o pérdida de datos durante la sesión.

También se recomienda utilizar los marcadores correspondientes a las marcas de las cámaras, para garantizar una visibilidad estable durante los análisis biomecánicos. Esto asegura que los sensores puedan detectar y rastrear con precisión los puntos de referencia necesarios para el análisis del movimiento. Por último, es importante adecuar de mejor manera el espacio de captura, con el fin de evitar la entrada de luz ambiental que pueda reflejarse en las cámaras y causar inconvenientes en la captura del movimiento. Controlando las fuentes de iluminación y minimizando la luz externa, se puede garantizar una captura de datos más limpia y libre de interferencias, lo que mejora la calidad y la confiabilidad de los resultados.

A. Anexo: Captura de movimiento con el uso de cámaras Optitrack

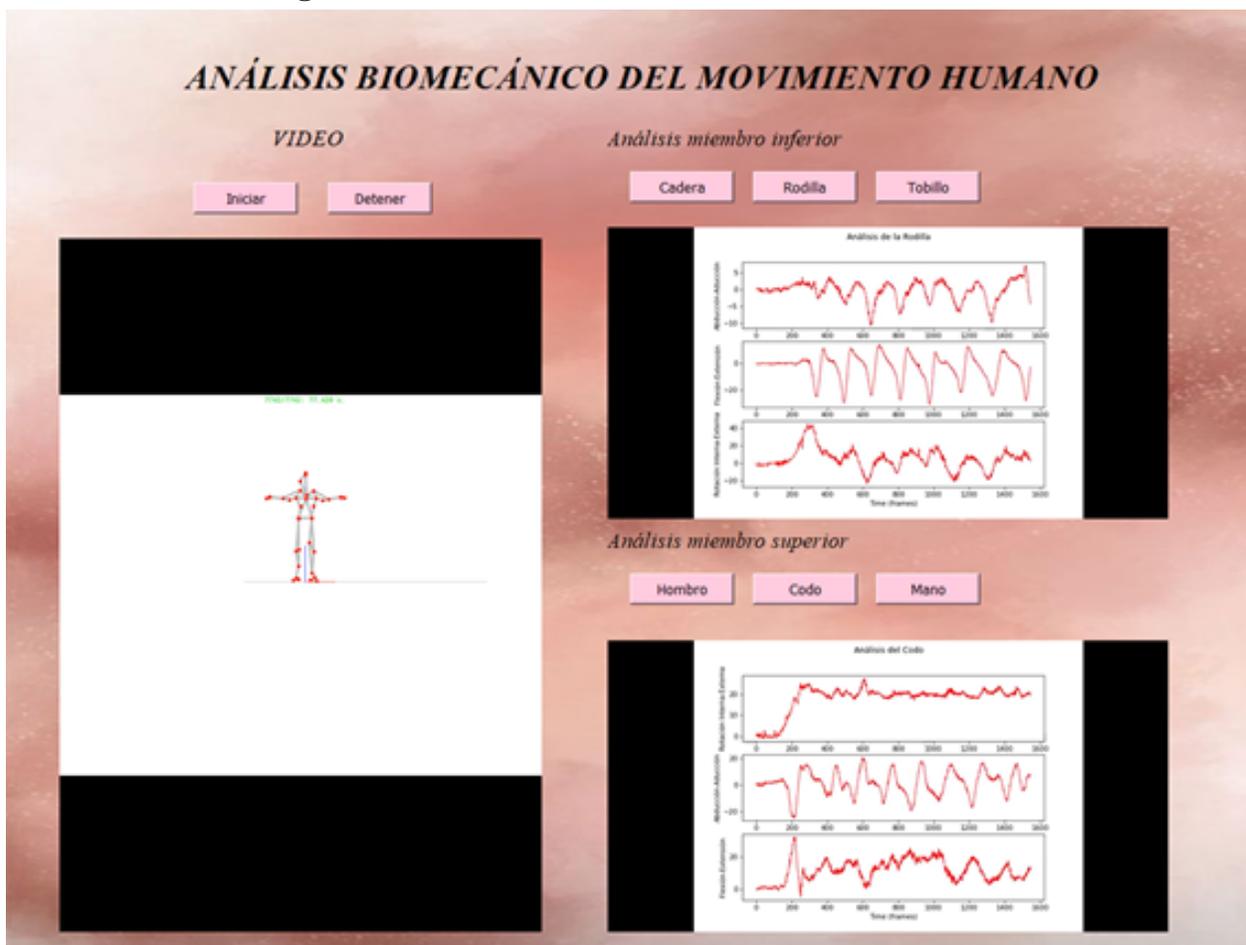
Figura A-1.: Análisis de movimiento



Nota. Representa una captura de movimiento obtenido de un circuito de marcha.

B. Anexo: Interfaz Final del Análisi Biomecánico del Movimiento

Figura B-1.: Interfaz Final del Análisis Biomecánico



Nota. La Figura B-1 representa la interfaz final para la visualización del análisis biomecánico del cuerpo humano tanto de manera superior como inferior.

Bibliografía

- [1] Gergely Nagymáté' and Rita M. Kiss. Affordable gait analysis using augmented reality markers. *PLoS ONE*, 14, 2 2019.
- [2] Arne Kuderle, Martin Ullrich, Nils Roth, Malte Ollenschlager, Alzhraa A. Ibrahim, Hamid Moradi, Robert Richer, Ann Kristin Seifer, Matthias Zurl, Raul C. Simpetru, Liv Herzer, Dominik Prossel, Felix Kluge, and Bjoern M. Eskofier. Gaitmap - an open ecosystem for imu-based human gait analysis and algorithm benchmarking. *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, 5:163–172, 2024.
- [3] Roy B Davis III, Sylvia Ounpuu, Dennis Tyburski, and James R Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human movement science*, 10(5):575–587, 1991.
- [4] Stephania Alejandra Yáñez Arias et al. Estudio comparativo de sistemas de análisis de marcha basados en sensores inerciales y cámaras infrarrojas. *School Academic*, 2018.
- [5] Lesly Lisbeth Gómez Echeverry, Anyi Melissa Jaramillo Henao, Madeleine Angélica Ruiz Molina, Sandra Milena Velásquez Restrepo, Camilo Andrés Páramo Velásquez, and Gabriel Jaime Silva Bolívar. Human motion capture and analysis systems: a systematic review/sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática. *Prospectiva*, 16:24–34, 7 2018.
- [6] C De Grucci, C E Bonell, C I Dutto, V Barrera, C Bernal, and P Catalfamo Formento. Gait analysis through a visual method to calculate temporal parameters: comparison of performance between the gait laboratory and the clinical setting, 2019.
- [7] Bohorquez Leguia and Gabriel Enrique Elias. Conocimiento sobre la implementación de un laboratorio de marcha-facultad de tecnología médica 2019. *School Academic*, 2021.
- [8] Rebecca I. Hamilton, Jenny Williams, and Cathy Holt. Biomechanics beyond the lab: Remote technology for osteoarthritis patient data-a scoping review. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3, 2022.
- [9] A J. Baskwill, P Belli, and L Kelleher. Evaluation of a gait assessment module using 3d motion capture technology. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork*, 10, 2017.

-
- [10] DA Bravo, CF Rengifo, and W Agredo. Comparación de dos sistemas de captura de movimiento por medio de las trayectorias articulares de marcha. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37(2):149–160, 2016.
- [11] Angus P. Fitzpatrick, Paul K. Collins, and Ian Gibson. 3d scan process optimisation study for rapid virtualization. *Procedia CIRP*, 91:911–916, 2020.
- [12] Thomas B Moeslund, Adrian Hilton, and Volker Krüger. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer vision and image understanding*, 104(2-3):90–126, 2016.
- [13] Colin Boreham and Chris Riddoch. The physical activity, fitness and health of children. *Journal of sports sciences*, 19(12):915–929, 2016.
- [14] Marcos Duarte and Sandra MSF Freitas. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Brazilian Journal of physical therapy*, 14:183–192, 2019.
- [15] Aqueveque N Pablo, Stephania Alejandra, and Yáñez Arias. Estudio comparativo de sistemas de análisis de marcha basados en sensores inerciales y cámaras infrarrojas. *School Academic*, 2018.
- [16] Erika Mesa Silva. Protocolos de captura y procesamiento para análisis de marcha en el laboratorio integrado de análisis de marcha de la institución universitaria escuela nacional del deporte, 2019.
- [17] Li Wang, Yajun Li, Fei Xiong, and Wenyu Zhang. Gait recognition using optical motion capture: A decision fusion based method. *Sensors*, 21, 5 2021.
- [18] Ahmed Elhayek, Edilson De Aguiar, Arjun Jain, Jonathan Tompson, Leonid Pishchulin, Micha Andriluka, Chris Bregler, Bernt Schiele, and Christian Theobalt. Efficient convnet-based marker-less motion capture in general scenes with a low number of cameras. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, pages 3810–3818, 2015.
- [19] Vicon Motion Systems. Vicon vantage reference guide, 2020.
- [20] Markus Windolf, Nils Götzen, and Michael Morlock. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the vicon-460 system. *Journal of biomechanics*, 41(12):2776–2780, 2018.
- [21] Bobby Bodenheimer, Chuck Rose, Seth Rosenthal, and John Pella. The process of motion capture: Dealing with the data. In *Computer Animation and Simulation'97: Proceedings of the Eurographics Workshop in Budapest, Hungary, September 2–3, 1997*, pages 3–18. Springer, 2017.

-
- [22] Optitrack. Optitrack support documentation, 2023.
- [23] Saeid Edriss, Cristian Romagnoli, Lucio Caprioli, Andrea Zanela, Emilio Panichi, Francesca Campoli, Elvira Padua, Giuseppe Annino, and Vincenzo Bonaiuto. The role of emergent technologies in the dynamic and kinematic assessment of human movement in sport and clinical applications. *Applied Sciences*, 14(3):1012, 2024.
- [24] Huiyao Wan, Jie Chen, Zhixiang Huang, RunFan Xia, BoCai Wu, Long Sun, Baidong Yao, Xiaoping Liu, and Mengdao Xing. Afsar: An anchor-free sar target detection algorithm based on multiscale enhancement representation learning. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 60:1–14, 2021.
- [25] Ryan Sers, Steph Forrester, Esther Moss, Stephen Ward, Jianjia Ma, and Massimiliano Zecca. Validity of the perception neuron inertial motion capture system for upper body motion analysis. *Measurement*, 149:107024, 2020.
- [26] Gerardo Moreno, Cristian Pinzón Bachelor’s Degree, and Manuel Ferre. Comparison of intrusive and non-intrusive motion capture technologies for upper body kinematic analysis. *International Multi-Conference for Engineering, Education, and Technology*, 2023.
- [27] Matteo Moro, Giorgia Marchesi, Filip Hesse, Francesca Odone, and Maura Casadio. Markerless vs. marker-based gait analysis: A proof of concept study. *Sensors*, 22, 3 2022.
- [28] David Linares Muñoz. *Análisis de movimiento en ejercicios deportivos y de rehabilitación con el Sistema Optitrack*. PhD thesis, Universitat Politècnica de València, 2022.
- [29] D Gordon E Robertson, Graham E Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen, and Saunders Whittlesey. *Research methods in biomechanics*. Human kinetics, 2013.
- [30] Frank J. Wouda, Matteo Giuberti, Giovanni Bellusci, Erik Maartens, Jasper Reenalda, Bert-Jan F. van Beijnum, and Peter H. Veltink. On the validity of different motion capture technologies for the analysis of running. *IEEEExplore*, 2018.
- [31] Jim Richards. The comprehensive textbook of clinical biomechanics, jim richards, elsevier (2018), p. 363, isbn: 978-0-7020-5489-1, 2018.
- [32] Xsens. Motion capture solutions for professionals. *Xsens Official Website*, 2024.
- [33] Movella. Mvn analyze software overview. *Movella Knowledge Base*, 2024.
- [34] Knoxlabs. Xsens motion capture solutions for professionals. *Knoxlabs Official Website*, 2024.

- [35] Noitom. Noitom technologies, 2015.
- [36] Fred N Kiwanuka and Michael HF Wilkinson. Automatic attribute threshold selection for morphological connected attribute filters. *Pattern recognition*, 53:59–72, 2016.
- [37] Yiran Shen. Toward a flexible facial analysis framework in openiss for visual effects, 2019.
- [38] Minxiang Ye, Cheng Yang, Vladimir Stankovic, Lina Stankovic, and Andrew Kerr. A depth camera motion analysis framework for tele-rehabilitation: Motion capture and person-centric kinematics analysis. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 10(5):877–887, 2016.
- [39] Diana Pagliari and Livio Pinto. Calibration of kinect for xbox one and comparison between the two generations of microsoft sensors. *Sensors*, 15(11):27569–27589, 2015.
- [40] D Bassily, C Georgoulas, J Guettler, Thomas Linner, and T Bock. Intuitive and adaptive robotic arm manipulation using the leap motion controller. In *ISR/Robotik 2014; 41st International Symposium on Robotics*, pages 1–7. VDE, 2014.
- [41] Intel Corporation. Intel® realsense™ technology, 2023.
- [42] Richard A Newcombe, Shahram Izadi, Otmar Hilliges, David Molyneaux, David Kim, Andrew J Davison, Pushmeet Kohi, Jamie Shotton, Steve Hodges, and Andrew Fitzgibbon. Kinectfusion: Real-time dense surface mapping and tracking. In *2011 10th IEEE international symposium on mixed and augmented reality*, pages 127–136. Ieee, 2011.
- [43] Basilio Pueo and Jose Manuel Jimenez-Olmedo. Application of motion capture technology for sport performance analysis. *School Academic*, 2017.
- [44] Abhishek Dasgupta, Rahul Sharma, Challenger Mishra, and Vikranth Harthikote Nagaraja. Machine learning for optical motion capture-driven musculoskeletal modelling from inertial motion capture data. *Bioengineering*, 10(5):510, 2023.
- [45] Polhemus. Polhemus motion tracking technology, 2023.
- [46] Patric Eichelberger, Matteo Ferraro, Ursina Minder, Trevor Denton, Angela Blasimann, Fabian Krause, and Heiner Baur. Analysis of accuracy in optical motion capture—a protocol for laboratory setup evaluation. *Journal of biomechanics*, 49(10):2085–2088, 2016.
- [47] Hemal Naik, Alex Hoi Hang Chan, Junran Yang, Mathilde Delacoux, Iain D Couzin, Fumihiro Kano, and Máté Nagy. 3d-pop-an automated annotation approach to facilitate markerless 2d-3d tracking of freely moving birds with marker-based motion capture. In *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition*, pages 21274–21284, 2023.

-
- [48] Geoff Nagy. Flock heterogeneity and its applications. *School Academic*, 2021.
- [49] Diego Aracena Pizarro, Pedro Campos, and Clésio Luis Tozzi. Comparación de técnicas de calibración de cámaras digitales. *Revista Facultad de Ingeniería-Universidad de Tarapacá*, 13(1):57–67, 2005.
- [50] Andrés Leonardo González Gómez, Jaime Enrique Meneses Fonseca, Alexander Balles-teros Díaz, and Jaury León Téllez. Método para la extracción de puntos de control en la calibración de una cámara basado en la estimación de la fase de un patrón de puntos codificado. *Iteckne*, 10(1):7–15, 2013.
- [51] Elena Ceseracciu, Zimi Sawacha, and Claudio Cobelli. Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PloS one*, 9(3):e87640, 2014.
- [52] Picazo Moratalla, Jesús, Mossi García, and José’ Manuel. Protocolo y herramientas para el estudio del salto vertical cmj con mocap optitrack y matlab. *School Academic*, 2023.
- [53] Yakov Shafranovich. Common format and mime type for comma-separated values (csv) files. Technical report, SolidMatrix Technologies, Inc, 2005.
- [54] C3D Organization. The 3d standard. *Motion Lab Systems*, 2023. Accessed: 2024-07-11.
- [55] FileFormat. Archivo fbx. *File Format*, 2024. Accessed: 2024-07-11.
- [56] Jia Zeng, Xiangzhen He, Yerong Hu, Yihao Zhang, Huaiyuan Yang, and Shuaihang Zhou. Research status of data application based on optical motion capture technology. *ACM International Conference Proceeding Series*, 5 2021.
- [57] Kristóf Rácz, Gergely Nagymáté, and Rita M Kiss. Effect of anatomical landmark placement variation on the angular parameters of the lower extremities. In *2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed)*, pages 158–163. IEEE, 2017.
- [58] Pablo Caicedo Rodríguez, Laura Vargas, Sergio Salinas, Wilson Sierra, and Luis Rodríguez Cheu. Protocolo de evaluación de un sistema para medición de parámetros de tiempo de la marcha humana. 11 2017.
- [59] Alan D Sutherland. *Biomechanical Assessment of Pitch Length Control and Kinematic Variability in Cricket Fast Bowling*. PhD thesis, Victoria University, 2022.
- [60] Diana Melissa Carvajal Aristizábal. Diseño de un modelo administrativo que establece la estructura turística de un club ecológico orientado a la sostenibilidad mediante el aprovechamiento de la energía cinética del movimiento del ser humano. 2019.

-
- [61] Min-Chi Chiu and Mao-Jiun Wang. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & posture*, 25(3):385–392, 2016.
- [62] Enrica Papi, Anthony MJ Bull, and Alison H McGregor. Is there evidence to use kinematic/kinetic measures clinically in low back pain patients? a systematic review. *Clinical Biomechanics*, 55:53–64, 2018.
- [63] Arnaud Barre and Stéphane Armand. Biomechanical toolkit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Computer methods and programs in biomedicine*, 114(1):80–87, 2014.
- [64] Xiaofei Sun, Lin Shi, Yishan Luo, Wei Yang, Hongpeng Li, Peipeng Liang, Kuncheng Li, Vincent CT Mok, Winnie CW Chu, and Defeng Wang. Histogram-based normalization technique on human brain magnetic resonance images from different acquisitions. *Biomedical engineering online*, 14:1–17, 2015.
- [65] Alana Elza Fontes Da Gama, Thiago de Menezes Chaves, Pascal Fallavollita, Lucas Silva Figueiredo, and Veronica Teichrieb. Rehabilitation motion recognition based on the international biomechanical standards. *Expert Systems with Applications*, 116:396–409, 2019.
- [66] Ge Wu, Peter R Cavanagh, et al. Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of biomechanics*, 28(10):1257–1262, 1995.
- [67] Oussama Khatib Bruno Siciliano. *Springer Handbook of Robotics*. Springer International Publishing, second edition, 2016.
- [68] Ge Wu, Frans CT Van der Helm, HEJ DirkJan Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, et al. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5):981–992, 2005.
- [69] Samuel R Hamner and Scott L Delp. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of biomechanics*, 46(4):780–787, 2013.
- [70] Richard Baker, Jennifer L McGinley, Michael H Schwartz, Sarah Beynon, Adam Rozumalski, H Kerr Graham, and Oren Tirosh. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait & posture*, 30(3):265–269, 2016.
- [71] Qingli Li, Institute of Electrical, Electronics Engineers, IEEE Engineering in Medicine, and Biology Society. Design and implementation of a virtual-real interaction system. *IEEEExplore*, 2017.

- [72] Félix Chénier. Kinetics toolkit, 2020. An Open-Source Python Package to Facilitate Research in Biomechanics.
- [73] JORGE MARIO VÉLEZ G. Análisis biomecánico de flexión y extensión del antebrazo. *efisioterapia*, 2023.
- [74] Ortega Gutiérrez Miriam Francisca and Congacha Aushay Jorge Washington. Introducción al análisis de datos funcionales. aplicación en biomecánica. *Escuela Superior Politécnica de Chimborazo*, page 125, 2022.
- [75] Barrientos Gabriel, Quiroz Luis, and Saenz Marco. Simulación numérica de la biomecánica del hombro. *School Academic*, 2022.
- [76] Enrique Sanchis-Sales, Joaquín Luis Sancho-Bru, Alba Roda-Sales, and Javier Pascual-Huerta. Análisis cinético y cinemático de las articulaciones del mediopié durante la marcha en sujetos sanos: consideraciones clínicas. *Revista Española de Podología*, 27:59–65, 7 2016.
- [77] Jorge Barreto Andrade, Adoración Villarroya-Aparicio, Santiago Calero, and Morales Iii. Biomecánica de la marcha atlética. análisis cinemático de su desarrollo y comparación con la marcha normal biomechanics of the athletic walk. kinematic analysis of its development and comparison with normal walk. *School Academic*, 36:53–69, 2017.
- [78] G. Gutiérrez, D. R. Ortega, A. M. Iznaga, M. De Beule, B. Verheghe, A. Van Tongel, T. Palmans, T. Van Hoof, T. Rodríguez, and P. Segers. Análisis e influencia de los sistemas de referencia en la cinemática del hombro. *Revista Internacional de Metodos Numericos para Calculo y Diseno en Ingenieria*, 33:18–23, 1 2017.
- [79] Edgar Lopategui Corsino. Analisis cinemático del movimiento humano, jul 2000.
- [80] Juan Grosso and Diego Tibaduiza Burgos. Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. 10 2009.
- [81] Marcela Urdaniz, María Ortiz, Ariel Bonardi, and Gerardo Gentiletti. Diseño y simulación de una Órtesis robótica para rehabilitación de la marcha. 10 2009.
- [82] Alan D Moore and BM Harwani. *Python GUI Programming-A Complete Reference Guide: Develop responsive and powerful GUI applications with PyQt and Tkinter*. Packt Publishing Ltd, 2019.
- [83] Bintu M Harwani. *Qt5 Python GUI Programming Cookbook: Building responsive and powerful cross-platform applications with PyQt*. Packt Publishing Ltd, 2018.