



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

**Desarrollo de un sistema de pruebas para el análisis
biomecánico del caminado humano
utilizando técnicas de visión por computadora**

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Maestro en Ingeniería Mecánica con Orientación Terminal en
Mecatrónica y Sistemas Mecánicos

Presenta:

Mario Gerardo Bernal Torres

Asesor:

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo

San Luis Potosí, S. L. P.

Agosto de 2018



21 de junio de 2018

**ING. MARIO GERARDO BERNAL TORRES
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Hugo Iván Medellín Castillo**; Asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestro en Ingeniería Mecánica**, me es grato comunicarle que en la Sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 21 de junio del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

“Desarrollo de un sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora”

Introducción.

1. Conceptos clave para el análisis biomecánico del caminado humano.
2. Análisis de la reconstrucción 3D del caminado humano utilizando visión por computadora.
3. Desarrollo de algoritmos para el estudio biomecánico del caminado humano.
4. Desarrollo del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano.
5. Evaluación del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano.

Conclusiones.

Referencias.

Anexos.

“MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO”

A T E N T A M E N T E



M. I. JORGE ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
DIRECCIÓN

Resumen

El presente proyecto de tesis comprende el desarrollo de un sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora. El propósito es generar una plataforma de ensayos experimentales que permita la monitorización, la captura, el registro y el análisis de los movimientos de la marcha humana. Para alcanzar tal fin, se analizaron primero las métricas y parámetros medibles dependiendo del campo de aplicación, así como sus formas de interpretarlos. Posteriormente se determinaron los principales factores que intervienen en la integración del hardware y del software, al igual que las recomendaciones y prácticas que rigen el análisis biomecánico del caminado. Además, como parte primordial en este tipo de estudios, se describió la influencia de la variabilidad intra- e inter-examinador e inter-paciente. Con base en lo anterior, se propuso un protocolo de puntos óseos de referencia del cual parte la reconstrucción del caminado. Para la reconstrucción de la marcha se implementó la calibración por el método lineal basado en la solución no homogénea de la matriz de calibración. Adicionalmente, se desarrolló el algoritmo de la diferencia residual para seleccionar el valor de la frecuencia de corte del filtro pasa-bajas que post-procesa las señales reconstruidas. Además, se particularizaron los principios matemáticos para la estimación de variables que caracterizan al caminado de acuerdo con el protocolo diseñado.

Con todo lo anterior, se desarrolló una plataforma de análisis biomecánico capaz de registrar las pruebas, capturar los ensayos, y analizar los videos de la marcha humana. Pretendiendo definir el procedimiento para estudiar al caminado, se formuló una descripción paso a paso del protocolo de pruebas experimentales. Para finalizar, se analizó un caso de estudio con el objetivo de evaluar la plataforma y exponer una comparativa de los resultados con respecto de sistemas similares. Lo anterior constituyó la validación del desempeño del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora. En este sentido, se obtuvieron resultados satisfactorios en la reconstrucción estática (0.7% con respecto a la longitud del objeto reconstruido), en la reconstrucción dinámica (6% de error con respecto al valor experimental de referencia), y en la comparación de los diagramas de interpretación (con respecto a reportes de la literatura y con respecto a distintas sesiones para un mismo paciente).

Agradecimientos

A mis padres, por todo su apoyo incondicional, por todo el cariño, y preocupación al estar al pendiente de mí en todo momento.

A Mónica, por todo su apoyo para este proyecto de vida, por todo su cariño, por su comprensión, y por ser una pieza imprescindible en la realización de este proyecto.

A mi asesor de tesis, el Dr. Hugo Iván Medellín Castillo por toda su asesoría, por sus sugerencias, por sus consejos, por su tiempo, por su dedicación, por compartirme una parte de su gran calidad profesional y humana, y por ser uno de los principales responsables para que este proyecto llegara a un feliz término.

Al M.I. Juan Carlos Arellano González, no solo por haber sido parte primordial en la concepción del proyecto, sino por todo su apoyo y disponibilidad en compartirme el amplio conocimiento que posee sobre el tema.

A mis compañeros del Laboratorio de Diseño y Manufactura Avanzada y a mis amigos por toda su ayuda y sugerencias. Con mención especial agradezco a Alejandro Ramírez, a Claudia Rivera, a Carlos Gómez y a Gerardo Monreal por sus asesorías, observaciones y colaboración para la realización del proyecto.

I Tabla de contenidos

I	Tabla de contenidos	i
II	Abreviaciones	iii
III	Lista de figuras	v
IV	Lista de tablas.....	xi
	Introducción	xii
1	Conceptos clave para el análisis biomecánico del caminado humano	1
1.1	Terminología de movimientos comunes del caminado humano	1
1.2	Técnicas y métodos para el análisis del caminado humano.....	4
1.3	Métricas y parámetros del caminado humano.....	9
1.4	Tipos de diagramas de interpretación	12
2	Análisis de la reconstrucción 3D del caminado humano utilizando visión por computadora.....	19
2.1	Definición del protocolo de los puntos óseos de referencia.....	19
2.2	Procesamiento de imágenes.....	22
2.3	Seguimiento de puntos óseos de referencia	25
2.4	Calibración de cámaras	27
2.5	Método de reconstrucción por visión.....	35
2.6	Filtrado digital de las señales de trayectorias.....	38
3	Desarrollo de algoritmos para el estudio biomecánico del caminado humano	43
3.1	Algoritmo para la discriminación de los ciclos de la marcha.....	43
3.2	Cálculo del desplazamiento, velocidad y aceleración de la flexión de la articulación de la rodilla.....	45
3.3	Cálculo del acortamiento de la pierna	46
3.4	Cálculo de la altura de paso.....	47
3.5	Cálculo de la longitud de zancada	47
4	Desarrollo del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano	49
4.1	Arquitectura del hardware del sistema	49

4.1.1	Sistema de visión	50
4.1.2	Sistema de caminado	53
4.1.3	Estructura de soporte	53
4.1.4	Equipo de cómputo	54
4.2	Arquitectura del software del sistema	56
4.2.1	Módulo de formato de información de nuevo paciente	59
4.2.2	Módulo de nueva prueba.....	60
4.2.3	Módulo de nuevo análisis.....	66
5	Evaluación del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano.....	75
5.1	Caso de estudio	75
5.2	Resultados	77
5.3	Análisis y discusión de resultados	84
	Conclusiones.....	ix
	Referencias.....	xiii
	Anexos.....	xix

II Abreviaciones

Abreviación	Significado
Blob	<i>Binary Large Object</i> (gran objeto binario)
CAEBA	<i>Computer Assisted Environment for Biomechanical Analysis</i> (ambiente para análisis biomecánico asistido por computadora)
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i> (dispositivo de carga acoplada)
CMOS	<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i> (semiconductor complementario de metal-óxido)
CSM	<i>Camera Space Manipulation</i> (manipulación de espacio de cámara)
ELGAM	<i>Extra-Laboratory Gait Assessment Method</i> (método extra-laboratorio para evaluación de la marcha)
EMG	Electromiograma
FC	<i>Final Contact</i> (contacto final)
fps	Fotogramas por segundo
GARS-M	<i>Modified Gait Abnormality Rating Scale</i> (escala modificada de calificación de anormalidad de la marcha)
GRF	<i>Ground Reaction Force</i> (fuerza de reacción del suelo)
IC	<i>Initial Contact</i> (contacto inicial)
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i> (unidad de medición inercial)
IP	<i>Image Processing</i> (procesamiento de imágenes)
IRT	<i>Infrared Temperature</i> (temperatura infrarroja)
MSWS-12	<i>Multiple Sclerosis Walking Scale</i> (escala de caminata de esclerosis múltiple)
NWS	<i>Non-Wearable Sensor</i> (sensor no usable)

POMA	<i>Performance-Oriented Mobility Assessment</i> (evaluación de la movilidad orientada al rendimiento)
RFAL	<i>Right fibula apex of lateral malleolus</i> (vértice de la fíbula del maléolo lateral derecho)
RFAX	<i>Proximal tip of the head of the right fibula</i> (punta proximal de la cabeza de la tibia derecha)
RFLE	<i>Right femur lateral epicondyle</i> (epicóndilo lateral del fémur derecho)
RFT	<i>Right femur greater trochanter</i> (trocánter mayor del fémur derecho)
RTTC	<i>Right tibial tuberosity</i> (tuberosidad de la tibia derecha)
SVD	<i>Singular-Value Decomposition</i> (Descomposición en valores singulares)
T25-FW	<i>Timed 25-Foot Walk</i>
TUG	<i>Time Get up and Go</i>
WS	<i>Wearable Sensor</i> (sensor usable)

III Lista de figuras

Figura 1.1:	(a) Movimiento de flexión, (b) movimiento de extensión, de acuerdo con [1].	1
Figura 1.2:	(a) Movimiento de rotación medial, (b) movimiento de rotación lateral.	2
Figura 1.3:	(a) Movimiento de aducción, (b) movimiento de abducción, de acuerdo con [1].	2
Figura 1.4:	(a) Movimiento de plantarflexión, (b) movimiento de dorsiflexión, de acuerdo con [1].	3
Figura 1.5:	(a) Movimiento de eversión, (b) movimiento de inversión, de acuerdo con [1].	3
Figura 1.6:	(a) Movimiento de pronación, (b) posición neutral, (c) movimiento de supinación, de acuerdo con [17].	4
Figura 1.7:	Técnicas semi-subjetivas para el análisis del caminado humano.	5
Figura 1.8:	Técnicas objetivas para el análisis del caminado humano.	7
Figura 1.9:	Métodos basados en procesamiento de imágenes para el análisis del caminado humano.	8
Figura 1.10:	Tipos de diagrama de interpretación.	12
Figura 1.11:	Convención de escalas de referencia para cada articulación.	13
Figura 1.12:	Diagrama de series ángulo-tiempo para la rodilla.	13
Figura 1.13:	Tipos básicos de coordinación articular. (a) Lineal, (b) punto de inflexión, (c) lineal anti-fase, (d) anti-fase punto de inflexión, (e) desacoplada.	15
Figura 1.14:	Diagrama ángulo-ángulo (ciclograma). (a) Acoplamiento rodilla-cadera, (b) rodilla-tobillo, (c) cadera-tobillo.	16
Figura 1.15:	Diagrama de plano-fase. (a) Para cadera, (b) para rodilla.	17
Figura 1.16:	Fase relativa continua para el acoplamiento del ángulo de la rodilla-cadera.	17
Figura 1.17:	Diagrama espacio-tiempo. (a) Tridimensional, (b) bidimensional.	18
Figura 2.1:	Definición del protocolo de marcadores CAST (Calibrated Anatomical System Technique) según [46].	20
Figura 2.2:	Protocolo de puntos óseos de referencia CAEBA I.	22
Figura 2.3:	Cuadros de la desfragmentación de los videos de prueba. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.	23

Figura 2.4:	Flujo del procesamiento de imágenes. (a) Imagen original, (b) imagen a escala de grises, (c) imagen con brillo, (d) imagen con contraste, (e) imagen con filtro Gaussiano, (f) imagen binarizada.....	24
Figura 2.5:	Identificación del centroide de los marcadores. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.....	25
Figura 2.6:	Problema del seguimiento de puntos óseos de referencia.....	26
Figura 2.7:	Resultado del algoritmo para el seguimiento de puntos óseos de referencia en la cámara izquierda. (a) Instante 1, (b) instante 2, (c) instante 3, (d) instante 4.	27
Figura 2.8:	Perspectiva de cámara para el modelo pinhole.	28
Figura 2.9:	Patrones de calibración para análisis biomecánico. (a) Patrón tridimensional videográfico [2], (b) dispositivo de calibración dinámica Active Wand de Vicon®, (c) patrón de calibración tipo triedro [12].	28
Figura 2.10:	Posición del patrón de calibración sobre el sistema de caminado	31
Figura 2.11:	Imágenes para calibración. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.....	32
Figura 2.12:	Re-proyección de las observaciones luego de la calibración. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.	33
Figura 2.13:	Mapa tridimensional del error de calibración.....	34
Figura 2.14:	Seguimiento de puntos óseos de referencia. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.	36
Figura 2.15:	Reconstrucción 3D del caminado en un instante de tiempo. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.	37
Figura 2.16:	Reconstrucción 3D del caminado de la prueba completa. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.	38
Figura 2.17:	Residuo entre una señal filtrada y bruta en función de la frecuencia de corte del filtro.....	39
Figura 2.18:	Comparativa de la trayectoria del marcador RFAL en el eje Z durante la marcha, original vs. filtrada. (a) Con $f_c = 4$ Hz, (b) con $f_c = 6$ Hz, (c) con $f_c = 8$ Hz, (d) con $f_c = 11$ Hz.....	41
Figura 3.1:	Resultado del algoritmo para la discriminación de los ciclos de la marcha.	44
Figura 3.2:	Definición de vectores de los segmentos de la pierna para el cálculo del ángulo de flexión de la rodilla. (a) Definición de marcadores, (b) definición de vectores.....	45

Figura 3.3:	Definición de vectores de los segmentos para el cálculo de acortamiento de la pierna. (a) Definición de marcadores, (b) definición de vectores.	47
Figura 4.1:	Arquitectura del hardware del sistema CAEBA.	49
Figura 4.2:	Patrón de calibración de triedro. (a) Construcción física, (b) origen de los tableros de ajedrez.	52
Figura 4.3:	Marcadores activos del sistema CAEBA. (a) Diagrama eléctrico, (b) construcción física.	52
Figura 4.4:	Paciente sobre el sistema de caminado. (a) Vista latera, (b) vista frontal.....	53
Figura 4.5:	Estructura de soporte. (a) Proyecciones y dimensiones principales, (b) vista dimétrica.	54
Figura 4.6:	Integración final del sistema real del CAEBA System.	55
Figura 4.7:	Arquitectura del software del sistema CAEBA.....	57
Figura 4.8:	Ventana principal del sistema CAEBA.	58
Figura 4.9:	Menú de ayuda de la ventana principal del sistema CAEBA.	58
Figura 4.10:	Menú de datos de la ventana principal del sistema CAEBA.	59
Figura 4.11:	Ventana de formato para información de nuevo paciente.	59
Figura 4.12:	Mensaje de confirmación del alta de información de un nuevo paciente.	60
Figura 4.13:	Ventana de selección del protocolo de marcadores.	60
Figura 4.14:	Ventana de selección del protocolo de marcadores CAEBA I.	61
Figura 4.15:	Ventana de instrucciones para el posicionamiento de marcadores del protocolo de marcadores CAEBA I.	62
Figura 4.16:	Ventana de configuración de los parámetros de prueba.	63
Figura 4.17:	Ventana de captura de imágenes para calibración.....	63
Figura 4.18:	Mensaje de instrucciones para ejecutar el algoritmo de calibración.	64
Figura 4.19:	Mensaje de confirmación del guardado de la configuración de parámetros de prueba.	65
Figura 4.20:	Ventana de grabación de prueba.	65
Figura 4.21:	Mensaje de notificación de finalización del proceso de grabación.....	66
Figura 4.22:	Ventana de selección de archivo de prueba para un nuevo análisis.	66
Figura 4.23:	Ventana de etiquetado de correspondencia de los marcadores.	67
Figura 4.24:	Mensaje de confirmación de finalización del algoritmo de seguimiento.....	67

Figura 4.25: Mensaje de confirmación del guardado del etiquetado de correspondencia. ...	68
Figura 4.26: Ventana de reconstrucción 3D.	69
Figura 4.27: Mensaje de instrucciones para ejecutar el filtro digital.	69
Figura 4.28: Ventana de selección de las métricas y parámetros de análisis biomecánico, panel 1.	70
Figura 4.29: Mensaje de información de la métrica Angle-time series.	70
Figura 4.30: Ventana de selección de las métricas y parámetros de análisis biomecánico, panel 2.	71
Figura 4.31: Mensaje de confirmación de finalización del análisis.	71
Figura 4.32: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del CAEBA System.	72
Figura 4.33: Ventana de resultados para una métrica de análisis biomecánico (flexión de la rodilla).....	73
Figura 5.1: Paciente del caso de estudio.....	75
Figura 5.2: Colocación de los marcadores sobre la zona de la rodilla. (a) Vista lateral izquierda, (b) vista frontal.	76
Figura 5.3: Series ángulo-tiempo de la flexión de la rodilla. (a) Posición, (b) velocidad, (c) aceleración.....	77
Figura 5.4: Posición angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado.	78
Figura 5.5: Velocidad angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado. ..	78
Figura 5.6: Aceleración angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado.	79
Figura 5.7: Posición angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.....	79
Figura 5.8: Velocidad angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.....	80
Figura 5.9: Aceleración angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.....	80
Figura 5.10: Series ángulo-tiempo del acortamiento de la pierna.	81
Figura 5.11: Acortamiento de la pierna en distintos ciclos de caminado.	81
Figura 5.12: Acortamiento de la pierna, promedio e intervalos de predicción.	82
Figura 5.13: Altura del paso, promedio y desviación estándar.....	82
Figura 5.14: Longitud de zancada, promedio y desviación estándar.	83

Figura 5.15: Plano-fase de la flexión de la rodilla (posición - velocidad).	83
Figura 5.16: Curvas de las trayectorias espacio-tiempo de los marcadores. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.	84
Figura 5.17: Longitudes utilizadas para la validación de la reconstrucción estática.	85
Figura 5.18: Comparación de velocidades de la banda.....	87
Figura 5.19: Comparativa de la posición de la flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [74].....	88
Figura 5.20: Comparativa de la velocidad de flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [76].....	90
Figura 5.21: Comparativa del acortamiento de la pierna durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [53].....	90
Figura 5.22: Comparativa del plano-fase flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [78].....	92
Figura 5.23: Comparativa cualitativa del análisis intra-paciente. (a) Métricas del ensayo 1, (b) métricas del ensayo 2, (c) métricas del ensayo 3.	93

IV Lista de tablas

Tabla 1.1:	Métricas y parámetros del caminado humano.....	10
Tabla 2.1:	Función de los marcadores en los puntos óseos de referencia, según [41].....	21
Tabla 2.2:	Significado de la nomenclatura de las ubicaciones óseas de referencia.	22
Tabla 2.3:	Resumen del error tridimensional de calibración.....	34
Tabla 2.4:	Correspondencia de etiquetas de los marcadores.	35
Tabla 4.1:	Especificaciones técnicas de la cámara de visión.	50
Tabla 4.2:	Especificaciones técnicas del cable I/O + energía.	50
Tabla 4.3:	Especificaciones técnicas de la lente óptica.....	51
Tabla 4.4:	Especificaciones técnicas del cable de conexión.	51
Tabla 4.5:	Especificaciones técnicas del equipo de cómputo.....	55
Tabla 4.6:	Formato del archivo de salida de la reconstrucción 3D.	69
Tabla 4.7:	Descripción de los archivos de la carpeta <Análisis Biomecánico>.....	73
Tabla 5.1:	Datos del paciente del caso de estudio.	75
Tabla 5.2:	Coordenadas de las referencias de reconstrucción.....	85
Tabla 5.3:	Longitudes de las referencias de reconstrucción.	86
Tabla 5.4:	Comparativa cuantitativa del análisis intra-paciente.....	93

Introducción

Antecedentes

La biomecánica es el estudio de la estructura y el funcionamiento de los sistemas biológicos por medio de los métodos de la mecánica [1]. El enfoque primordial de ésta es el análisis de las fuerzas y movimientos de los sistemas biológicos, especialmente del cuerpo humano. La importancia de la biomecánica radica en la generación de información útil para el diseño de prótesis e implantes, y de sistemas y dispositivos para rehabilitación, diagnóstico, y tratamiento de patologías ortopédicas, neurológicas, y neuromusculares [2], [3]. Adicionalmente, la biomecánica es parte esencial en el diseño de biorobots y robots biomiméticos, la detección y solución de problemas biológicos y la mejora de técnicas deportivas, entre otras aplicaciones [4]. Sin embargo, para llevar a cabo el análisis biomecánico se requiere de sistemas que permitan la monitorización, el registro y el procesamiento de datos de los procesos biológicos reales.

Particularmente, el interés en obtener un conocimiento profundo de los mecanismos y funciones de la marcha humana ha aumentado dramáticamente en las últimas décadas. Hoy en día, los avances en las tecnologías de medición han permitido analizar un mayor número de características del caminado. Del mismo modo, el desarrollo de sensores más potentes, más eficientes y más pequeños, han mejorado el análisis y la evaluación de la marcha. En contraste con los métodos semi-subjetivos tradicionales que dependen de la experiencia del especialista, las diversas métricas que se analizan a través de técnicas objetivas pueden cuantificarse ahora de manera eficaz.

Entre las técnicas objetivas más recurridas en la actualidad para analizar al caminado humano se encuentra el uso de *wearable sensors* (sensores usables), como lo son las unidades de medición inercial (IMUs, por sus siglas en inglés) [4]-[6]. Dicha técnica no solamente tiene la desventaja de incorporar en el paciente aditamentos que incomodan la naturalidad del caminado, sino que incrementa considerablemente la complejidad y cantidad de datos que deben adquirirse, tratarse y sincronizarse [7].

Por otro lado, a raíz de las ventajas que el dispositivo ofrece, desde hace varios años se ha utilizado el sensor basado en procesamiento de imágenes de Microsoft Kinect® para recolectar información del caminado y reconstruirlo de manera virtual [4], [8], [9]. Sin embargo, su precisión limitada y sus validaciones cinemáticas inadecuadas han provocado que dicho método resienta cierto rechazo por la comunidad experta en análisis clínicos [10].

También se han desarrollado sistemas basados en procesamiento de imágenes y cámaras. Recientemente, en [11] se presentó un sistema con una cámara y cinco referencias óseas para la identificación de parámetros espaciotemporales de la marcha en 2D. No obstante, cualquier no coincidencia entre el plano de movimiento y el plano perpendicular al eje óptico de la cámara es una fuente de error si la calibración se realiza con un objeto de escalado simple en el

plano de movimiento [2]. Adicionalmente, en los análisis 2D los errores de perspectiva y paralelismo necesitan especial atención.

Por su parte, los sistemas basados en procesamiento de imágenes y reconstrucción 3D han mostrado tener gran aceptación en análisis clínicos del caminado humano. En [12] se analizó a la marcha para diseñar una prótesis transfemoral basada en el acortamiento de la pierna y en las posiciones de la tibia y fémur durante el ciclo del caminado. Sin embargo, las conclusiones se basan en datos obtenidos por un único ciclo de la marcha en pasarela, lo cual trae como consecuencia la afectación de la naturalidad del patrón del caminado y su velocidad, y por ende, de la objetividad de los resultados [7], [13], [14].

Justificación

La marcha humana ha demostrado ser un indicador importante de la salud y su análisis clínico ha sido explotado en distintas aplicaciones médicas. Tradicionalmente, los métodos de estudio están basados en inferencias subjetivas que tienen como desventaja la recopilación de mediciones relativas, especialmente en relación con la exactitud y precisión [4]. Lo anterior tiene un efecto negativo en el diagnóstico, seguimiento, tratamiento y rehabilitación de las patologías.

Por otro lado, es posible distinguir entre el análisis del caminado efectuado en pasarela y el efectuado sobre caminadora. Pese a que el análisis sobre pasarela ha probado ser capaz de proveer información clínica útil, la marcha basada en un solo paso bien posicionado está lejos de parecerse al caminado natural [15]. Esto incrementa la necesidad de aumentar el número de ensayos, y por ende el consumo de tiempo del estudio. Por otra parte, por medio de la caminadora es posible controlar la velocidad de caminado y mantenerla relativamente constante entre sesión y sesión, lo cual es crucial para el seguimiento del progreso del caminado a través del tiempo. Finalmente, la implementación de una caminadora reduce notablemente el espacio requerido, recurso que en ocasiones se ve críticamente comprometido.

Los sistemas modernos de análisis del caminado incluyen dispositivos avanzados que proveen una medición más eficaz, proporcionando a los especialistas gran cantidad de información fiable sobre el desempeño de los pacientes. Esto permite la reducción del margen de error causado por técnicas subjetivas, tanto por variabilidad intra-sujeto e inter-sujeto, como intra-examinador e inter-examinador [2], [16]. Adicionalmente, la observación sistemática (i.e., que obedece a cierta metodología definida) de los movimientos de la marcha permite automatizar los análisis semi-cualitativos y cuantitativos de los estudios biomecánicos. A su vez, tal automatización hace factible el estudio de la marcha sobre caminadora con el fin de recolectar tantos ciclos de caminado como se considere pertinente.

Por todo lo anterior, se reconoce la necesidad de diseñar e implementar un sistema de análisis biomecánico del caminado humano con el propósito de contar con una plataforma de desarrollo e investigación para distintas aplicaciones en el área de la medicina y la ingeniería.

Objetivo de la tesis

El presente proyecto de tesis comprende la creación de un sistema de pruebas para el análisis biomecánico de la marcha humana utilizando técnicas de visión por computadora con fines de investigación y desarrollo. El objetivo es generar una plataforma de ensayos experimentales que permita la monitorización, la captura, el registro y el análisis de los movimientos del caminado humano.

Para lograr lo anterior, se propone el desarrollo de una estrategia que permita obtener la reconstrucción automática y tridimensional de la marcha sobre caminadora basándose en puntos óseos de referencia en miembros inferiores. En la primera etapa del proyecto presentada en esta tesis, el sistema se enfoca en el análisis cinemático del caminado de personas considerando el protocolo de marcadores definido.

Objetivos particulares

Para lograr el objetivo general de la tesis se definen los siguientes objetivos particulares:

- Conocer la biomecánica del caminado humano, sus parámetros y métricas características, así como sus aplicaciones en el diagnóstico y evaluación.
- Diseñar y construir un sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano.
- Desarrollar un programa computacional para el sistema de pruebas.
- Desarrollar algoritmos de monitorización, captura, registro, y procesamiento de imágenes obtenidas por visión artificial.
- Desarrollar algoritmos de reconstrucción y análisis biomecánico del caminado humano.
- Probar y evaluar el sistema creado.

Organización de la tesis

La estructura de esta tesis está compuesta por cinco capítulos principales. En el primer capítulo se introducen conceptos clave necesarios para asimilar los resultados del análisis del caminado humano. Además, se abordan las técnicas y métodos reportados en el estado del arte para estudiar la marcha. Posteriormente se presentan las métricas y parámetros que caracterizan al caminado y describen su desempeño. El capítulo concluye con la exposición de una serie de diagramas que sirven para interpretar los datos recabados en el análisis biomecánico.

Por su parte, en el capítulo 2 se analiza la reconstrucción 3D del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora. Para ello, primero se introduce el protocolo de puntos óseos de referencia que fungen como base para el interfaz entre el cuerpo humano y su modelo virtual. Seguido de ello se presenta el modelo de calibración de cámaras para luego hablar

sobre el procesamiento de imágenes obtenidas en la captura de videos. Esto da lugar a la descripción de la estrategia desarrollada para el seguimiento de los puntos óseos de referencia a lo largo de las imágenes tratadas. Posteriormente se aborda la metodología de reconstrucción 3D basada en visión por computadora, y finalmente se presenta el procedimiento del filtrado digital de señales.

En el capítulo 3 se explican los algoritmos implementados para analizar la marcha con base en su reconstrucción 3D. Para ello, se introducen las ecuaciones que estiman la posición, velocidad y aceleración de la flexión de la rodilla. Además, se describen las expresiones matemáticas para el cálculo del acortamiento de la pierna, la altura de paso y la longitud de zancada.

En el capítulo 4 se presenta el desarrollo del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano. Se introduce la arquitectura tanto del hardware como del software del sistema y se describen sus componentes y el flujo de sus módulos.

En el quinto y último capítulo se presenta la evaluación del sistema de pruebas para el análisis biomecánico de la marcha. Con este fin, se desarrolla un caso particular de estudio y se discuten y analizan los resultados obtenidos.

Al finalizar los capítulos se presentan las conclusiones del trabajo y se proveen perspectivas sobre trabajo a futuros.

1 Conceptos clave para el análisis biomecánico del caminado humano

En este capítulo se abre un preámbulo sobre conceptos relevantes y necesarios para comprender el análisis biomecánico del caminado humano. Inicialmente, en la sección 1.1 se define la terminología de los movimientos articulares que desarrollan los miembros inferiores durante la marcha. Esto permite introducir en la sección 1.2 las técnicas y métodos usados en la biomecánica. En este contexto, la sección 1.3 introduce las métricas y parámetros que se recolectan por medio de tales técnicas, clasificándolos según su campo de aplicación. Para cerrar el capítulo, la sección 1.4 aborda los diversos diagramas existentes para interpretar los resultados que los estudios biomecánicos arrojan.

1.1 Terminología de movimientos comunes del caminado humano

Por convención, al doblado de cualquier extremidad o parte del cuerpo se le llama flexión, mientras que, en contraste, a su enderezamiento se le denomina extensión [1], según se indica en la Figura 1.1. En ambos casos, las siluetas punteadas denotan la posición inicial, en tanto que las siluetas sólidas indican la posición del miembro al final del movimiento.

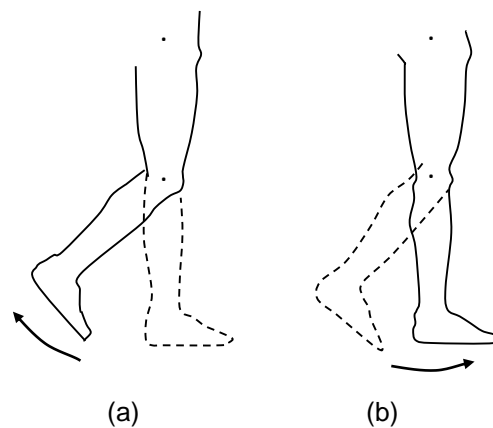


Figura 1.1: (a) Movimiento de flexión, (b) movimiento de extensión, de acuerdo con [1].

Por otro lado, las rotaciones interna y externa mostradas en la Figura 1.2 son movimientos generados hacia el interior y exterior de la extremidad alrededor de su eje longitudinal [2]. Estos movimientos también son conocidos, respectivamente, como rotación medial (Figura 1.2 (a)) y rotación lateral (Figura 1.2 (b)).

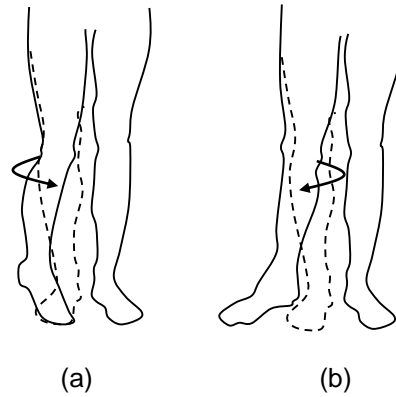


Figura 1.2: (a) Movimiento de rotación medial, (b) movimiento de rotación lateral.

Por su parte, al movimiento desarrollado cuando las piernas se juntan se le llama aducción (adición), mientras que cuando las piernas se separan se le denomina abducción [3]. Ambos movimientos se pueden apreciar de manera clara en la Figura 1.3.

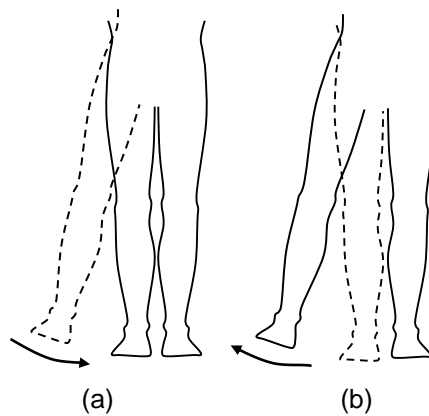


Figura 1.3: (a) Movimiento de aducción, (b) movimiento de abducción, de acuerdo con [1].

Existen también algunos movimientos del pie que son de interés durante la caracterización del caminado humano. Cuando el pie es empujado hacia abajo, al movimiento efectuado se le describe como plantarflexión o flexión plantar [1], como se ilustra en la Figura 1.4 (a). En contraste, la elevación de los dedos hacia arriba es llamada dorsiflexión, indicada en la Figura 1.4 (b).

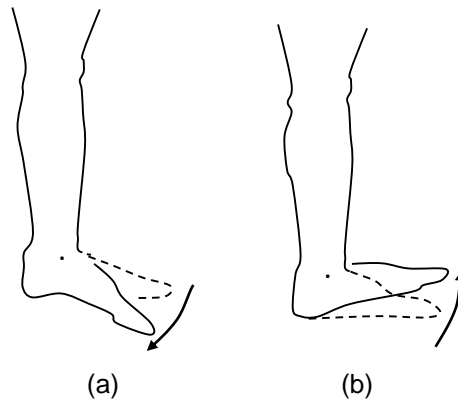


Figura 1.4: (a) Movimiento de plantarflexión, (b) movimiento de dorsiflexión, de acuerdo con [1].

Similarmente, cuando las plantas de los pies son giradas hacia el exterior a fin de causar una configuración de pierna en genu valgo, el movimiento es descrito como eversión (Figura 1.5 (a)) [1]. Complementariamente, la rotación de los pies hacia el interior con el fin de causar una configuración de pierna genu varo es llamada inversión. (Figura 1.5 (b)).

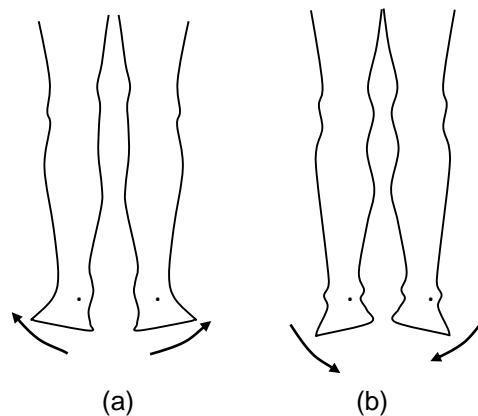


Figura 1.5: (a) Movimiento de eversión, (b) movimiento de inversión, de acuerdo con [1].

A su vez, la pronación del pie implica una combinación de eversión y abducción del pie junto con la flexión dorsal del tobillo (Figura 1.6 (a)) a partir de su posición neutra (Figura 1.6 (b)) [3]. De manera contraria, la supinación involucra la inversión y aducción del pie en combinación con la plantarflexión (Figura 1.6 (c)) también desde la posición neutra.

Finalmente, el movimiento que genera la pierna al describir un cono en el espacio es llamado circunducción, y resulta de la combinación de la flexión y extensión del miembro inferior junto con su abducción y aducción [1]. Para caracterizar y analizar los movimientos durante el caminado antes descritos se han desarrollado técnicas y métodos con distintas propiedades.

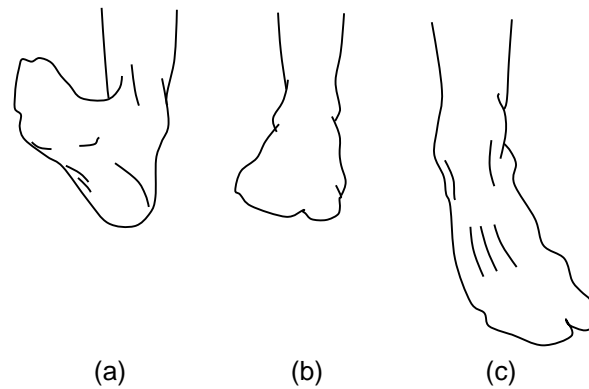


Figura 1.6: (a) Movimiento de pronación, (b) posición neutral, (c) movimiento de supinación, de acuerdo con [17].

1.2 Técnicas y métodos para el análisis del caminado humano

En general, existen tres tipos de análisis para evaluar el desempeño del caminado humano: el cualitativo, el cuantitativo, y una combinación de ambos llamada análisis semi-cuantitativo [2]-[4]. Los análisis cualitativos se definen como la observación sistemática y el juicio introspectivo de la calidad del movimiento humano con el fin de proveer intervención apropiada para mejorar el rendimiento [16]. Estos analizan y describen el movimiento mediante la determinación de patrones más que por sus valores numéricos. En contraste, el análisis cuantitativo involucra la medición de variables biomecánicas y usualmente requiere de un sistema de cómputo que lleve a cabo el cálculo matemático de grandes volúmenes de datos. La ventaja de este último es que su confiabilidad y objetividad pueden ser evaluadas fácilmente debido a la reducción del sesgo del observador [2].

Con base en esta clasificación, existen distintas técnicas y métodos para evaluar de forma subjetiva y objetiva el desempeño de la marcha de un paciente como a continuación se describe.

Técnicas semi-subjetivas

Las técnicas semi-subjetivas son parte de los análisis cualitativos y usualmente consisten en pruebas llevadas a cabo por un especialista en condiciones clínicas controladas [2]. Diversos parámetros relacionados con la marcha del paciente son observados y evaluados mientras este camina en un circuito predeterminado. Posterior a ello, una encuesta es realizada solicitándole al paciente una valoración subjetiva de la calidad de su propia marcha. La desventaja de este método radica en que las mediciones son relativas, especialmente en relación con la exactitud y precisión, lo cual tiene un efecto negativo en el diagnóstico, seguimiento y tratamiento de las patologías. La Figura 1.7 muestra los métodos semi-subjetivos de análisis del caminado más comunes.

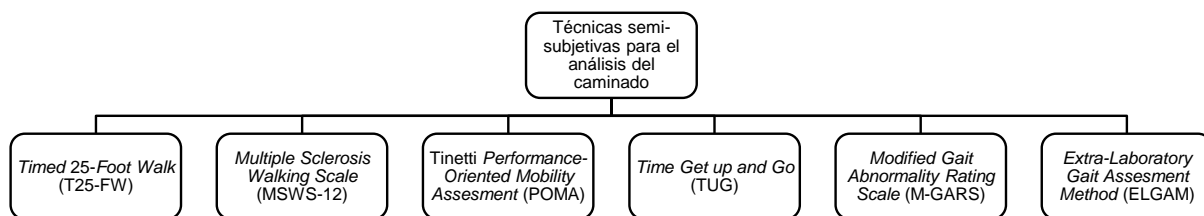


Figura 1.7: Técnicas semi-subjetivas para el análisis del caminado humano.

El *Timed 25-Foot Walk* (T25-FW) es la primera parte del estudio del compuesto funcional de esclerosis múltiple (MSFC, por sus iniciales en inglés), instrumento de evaluación estandarizado para pruebas clínicas de múltiple esclerosis [18]. En dicho análisis, el especialista mide el tiempo que le que toma al sujeto caminar de la manera más rápida y segura posible una distancia de 7.62 m en línea recta.

La escala de caminata de esclerosis múltiple (MSWS-12, por sus siglas en inglés), por su parte, provee de 12 parámetros obtenidos de entrevistas efectuadas al paciente, opiniones de expertos, y revisiones de literatura para describir y mapear por medio de una ecuación el impacto de la múltiple esclerosis en el caminado de los pacientes [19]. Estos parámetros corresponden a la evaluación de preguntas sobre la limitación de la habilidad de caminar, correr, subir y bajar escaleras, y de permanecer de pie, por mencionar algunas.

La prueba Tinetti (POMA) analiza los trastornos de equilibrio y de marcha de adultos mayores en situaciones cotidianas. Para ello, el examinador observa directamente el desempeño de 22 tareas y las evalúa en tres escalas [20]. Sin embargo, debido a la cantidad de ensayos, la prueba requiere de una inversión considerable de tiempo con la participación activa del sujeto [21].

Por otro lado, el *Timed Get Up and Go* (TUG) es una prueba cronometrada que requiere que el paciente se levante de una posición sentada, camine a máxima velocidad una distancia de 3 m, dé la vuelta, camine de regreso a la silla y se siente nuevamente [22]. Dependiendo de la edad del paciente, los resultados del tiempo medido diagnostican el riesgo de sufrir una caída.

La escala modificada para la calificación de anormalidad de la marcha (GARS-M, por sus siglas en inglés) incorpora evaluaciones de siete ítems con un rango de 4 puntos para valorar las características de la marcha anormal [23]. Tales ítems incluyen evaluaciones de variabilidad, cautela, escalonamiento, contacto con el pie, rango de movimiento de la cadera, extensión del hombro, y sincronía del brazo con el contacto del talón. Al final, sus calificaciones se suman para proporcionar una puntuación total del GARS-M.

Finalmente, el método de extra-laboratorio para evaluación de la marcha (ELGAM, por sus siglas en inglés) evalúa el caminado en el hogar [24]. Los parámetros estudiados incluyen la longitud del paso, la velocidad, el estilo inicial de la marcha, la capacidad de girar la cabeza al

caminar y el equilibrio estático. Baja velocidad, pasos cortos, dificultad para girar la cabeza y la falta de equilibrio están relacionados de manera significativa con el patrón de marcha inestable.

Técnicas objetivas

A diferencia de las técnicas subjetivas, las técnicas objetivas están basadas en el uso de dispositivos que capturan información relacionada con diversos parámetros del caminado. Mediante estos sistemas se genera una medición más eficaz que proporciona a los especialistas información fehaciente sobre el caminado de los pacientes, reduciendo así el margen de error inherente de las técnicas subjetivas [1], [25].

Con base en ello, el tipo de técnicas objetivas para el análisis del caminado se clasificará en dos categorías básicas: no basadas en sensores localizados en el cuerpo (*non-wearable sensors*, NWS), y basadas en sensores localizados en el cuerpo (*wearable sensors*, WS), según se ilustra en la Figura 1.8. A su vez, los sistemas NWS se subdividirán en técnicas basadas en visión por computadora o procesamiento de imágenes (IP, por sus siglas en inglés), y en técnicas que detectan actividad desde sensores localizados en el suelo.

Un sistema de procesamiento de imágenes típico está formado por varias cámaras de video que recopilan información relacionada con la marcha [4]. Existen varias tecnologías que se pueden aplicar en esta técnica, como lo son el escáner de rango láser, los sistemas de tiempo de vuelo, la visión estereoscópica y la termografía infrarroja.

La técnica de luz estructurada hace uso de un patrón de luz bajo calibración geométrica y su proyección sobre un objeto [4]. La información tridimensional es luego obtenida mediante el análisis de la deformación de la proyección del patrón en la escena con respecto al patrón proyectado original. Uno de los dispositivos más comunes que utiliza este principio para el análisis del movimiento humano es el sensor Microsoft Kinect® [8], [26].

Los sistemas de tiempo de vuelo, o *Time-of-Flight*, se basan en cámaras que utilizan el principio de modulación de señal para medir distancias con base en el cambio de fase. En este caso la escena observada es iluminada con luz infrarroja modulada con una señal sinusoidal y la luz reflejada es proyectada sobre un dispositivo de carga acoplada (CCD, por sus iniciales en inglés) o un sensor semiconductor de óxido metálico complementario (CMOS, por sus siglas en inglés) [4]. Allí, el desplazamiento de fase, que es proporcional a la distancia cubierta, se mide en paralelo dentro de cada píxel. Esta técnica también incluye a los dispositivos Microsoft Kinect® [8], [9], [26].

Por otro lado, con el propósito de resolver el problema de la medición de profundidad usando visión estereoscópica es necesario encontrar primero puntos correspondientes en distintas escenas. El método se basa en la creación de un modelo a través del cálculo de triángulos similares entre el sensor óptico, el emisor de luz y el objeto en la escena [4]. La reconstrucción

del objeto implica la adquisición de varias imágenes en múltiples planos usando por lo general una cuadrícula de calibración. Esta técnica es ampliamente utilizada para el análisis del caminado humano [27], [28].

Por su parte, por medio de la termografía infrarroja (IRT) es posible crear imágenes visuales basándose en temperaturas superficiales [29]. La capacidad de medir con precisión la intensidad térmica infrarroja del cuerpo humano es factible debido al valor de la emisividad de la piel ($0,98 \pm 0,01$), la capacidad de absorción ($0,98 \pm 0,01$), la reflectividad (0,02) y la transmisividad (0.000) [4].

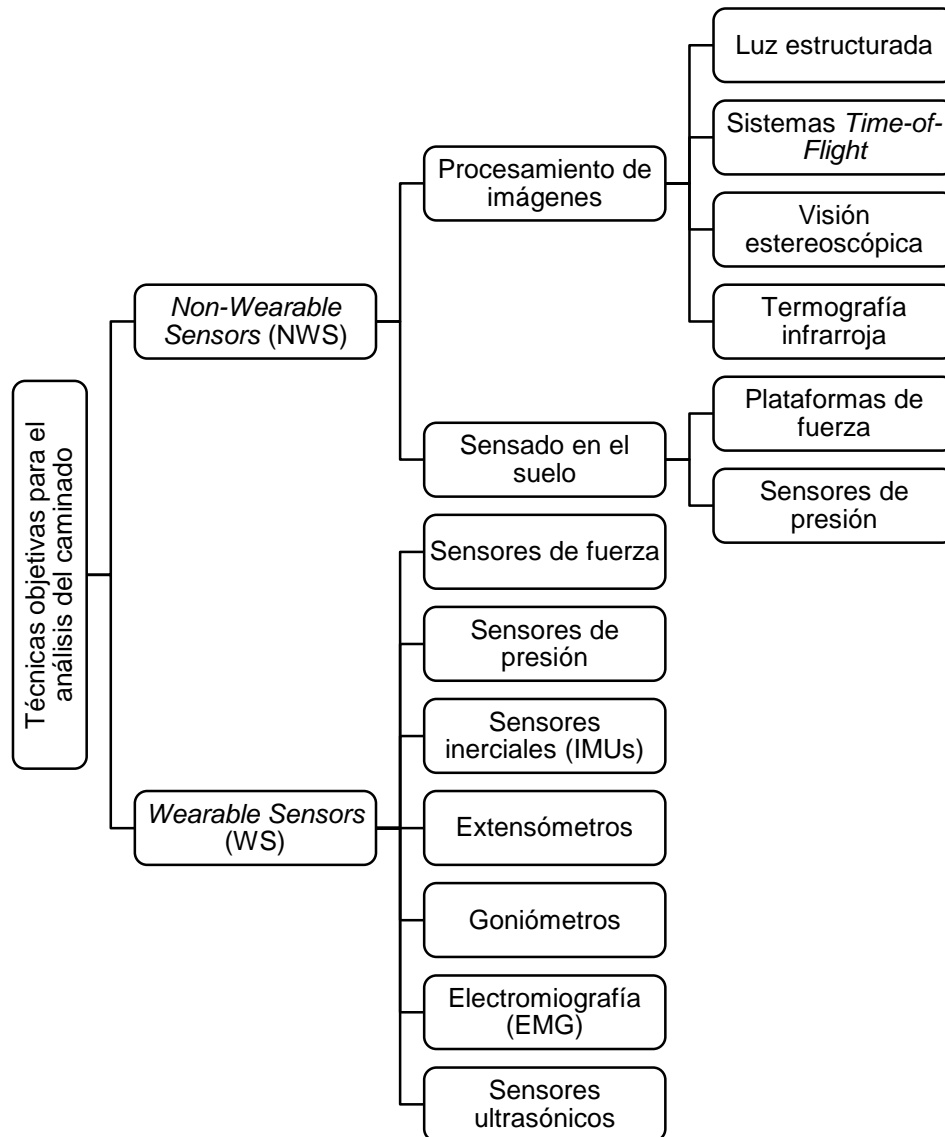


Figura 1.8: Técnicas objetivas para el análisis del caminado humano.

Ahora bien, los sistemas IP para el análisis del caminado humano se pueden clasificar de manera específica de acuerdo con su principio de captura de movimiento, y cuando aplica, por el tipo de elemento que detecta, según lo resume la Figura 1.9.

Las técnicas ópticas basadas en marcadores (*marker-based*) activos o pasivos se utilizan normalmente para realizar análisis cinemáticos del caminado en tiempo real [30]. En un marcador activo se acciona un diodo emisor de luz (LED) para iluminarlo y facilitar así su identificación en la imagen. Por otra parte, los marcadores pasivos constituyen esferas cubiertas por material reflejante que irradia la luz incidente [29]. Aun cuando el sujeto debe transportar los marcadores activos y sus aditamentos, estos sistemas son altamente precisos [11], [30], [31].

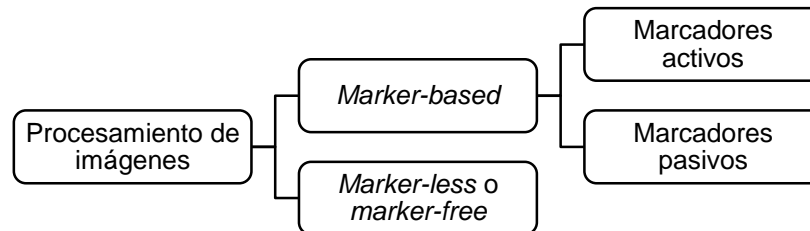


Figura 1.9: Métodos basados en procesamiento de imágenes para el análisis del caminado humano.

A diferencia de los sistemas *marker-based*, los *marker-less* o *marker-free* omiten el aditamento de marcadores en el paciente y excluyen a su vez las desventajas que ello conlleva. No obstante, la técnica *marker-based* sigue siendo preferida sobre la *marker-less* debido a que la precisión de la segunda es limitada y sus validaciones cinemáticas son inadecuadas [10].

La característica principal que distingue a los sistemas basados en fuerza de los sistemas basados en IP es el análisis de la fuerza transmitida al suelo al caminar, conocida como fuerza de reacción del suelo (GRF) [31]. En las técnicas basadas en sensado en el suelo los sensores son posicionados de tal modo que el sujeto camine sobre ellos. Existen dos tipos de sensores de suelo: las plataformas de fuerza y los sistemas de medición de presión. Las plataformas de fuerza cuantifican el centro de presión y miden el vector de fuerza aplicada. En cambio, los sistemas de medición de presión cuantifican los patrones de presión del pie en el tiempo, pero no pueden cuantificar los componentes horizontales o las fuerzas cortantes aplicadas [4].

Adicionalmente, existe la posibilidad de embeber los sensores de fuerza o presión en el calzado del paciente, convirtiéndose así en una técnica basada en WS. Los modelos más utilizados de sensores son los piezoeléctricos, los piezorresistivos, los capacitivos, y los resistivos [4].

Los sensores inerciales son dispositivos electrónicos que miden e informan sobre la velocidad, aceleración, orientación y fuerzas gravitacionales de un objeto, utilizando una combinación de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Desde hace tiempo atrás han sido usados en el análisis del caminado humano en distintas aplicaciones con resultados prometedores [5],[6].

Por otro lado, también se pueden utilizar goniómetros y extensómetros para estudiar los ángulos de los tobillos, rodillas, caderas y metatarsianos [4]. Los goniómetros basados en galgas

extensiométricas trabajan con una resistencia que varía dependiendo de cómo se flexiona al sensor.

Otra técnica objetiva para el análisis del caminado humano basado en WS es el estudio de los electromiogramas (EMGs). Estos son una manifestación eléctrica de la contracción muscular voluntaria o involuntaria ejercida naturalmente durante la marcha [4]. La señal EMG del sujeto es obtenida a través de mediciones no invasivas con electrodos superficiales, o invasivas con agujas o electrodos de alambre.

Finalmente, conociendo la velocidad a la que el sonido viaja por el aire, los sensores ultrasónicos miden el tiempo que tardan en enviar y recibir una onda cuando esta se refleja en un objeto [4]. Recientemente, en [33] se desarrolló un sistema basado en sensores ultrasónicos para detectar las etapas del caminado mediante el seguimiento de la trayectoria del pie en el sistema coordenado XYZ.

De lo anterior se concluye que existen diversas alternativas para estudiar el desempeño del caminado de un paciente. Por un lado, las desventajas propias de las técnicas subjetivas han dado pauta al desarrollo de métodos basados en principios objetivos. En este sentido, algunas de las técnicas no basadas en sensores montados en el paciente están relacionadas con tecnologías de visión por computadora, y de acuerdo con su principio de detección se subdividen en basadas o libres de marcadores. Al respecto, es primordial evaluar sus ventajas y limitaciones con el objetivo de inclinar la selección por una de ellas. De manera conjunta, el propósito de las técnicas tanto subjetivas como objetivas es la caracterización del desempeño del caminado por medio de métricas y parámetros.

1.3 Métricas del caminado humano

Los parámetros de interés del caminado humano pueden variar dependiendo del campo de investigación. Desde el punto de vista clínico, la importancia del estudio de la marcha reside en el hecho de que su trastorno afecta a un alto porcentaje de la población mundial y es pieza clave en ciertas enfermedades. Entre ellas se pueden mencionar la esclerosis múltiple o lateral amiotrófica, el Parkinson, la amiotrofia espinal, tumores cerebrales, traumatismos craneoencefálicos, miopatías, ciertos tipos de demencia, enfermedades del corazón, e incluso el envejecimiento fisiológico [4]. En el campo deportivo la investigación puede enfocarse en el análisis por EMG de las distintas fuerzas ejercidas por cada músculo [34]. En cuanto a rehabilitación, en [35] se validó el uso de WS para el control de ejercicios y para la monitorización del progreso de recuperación de tratamientos ortopédicos en miembros inferiores. Debido a su evidente diversidad, en el presente trabajo se realizó una revisión sistemática de los parámetros y métricas del caminado humano. Así, en la Tabla 1.1 se sintetizan las métricas reportados en la literatura consultada de acuerdo a su campo de aplicación: clínica (C), deportiva (D) y rehabilitación (R), según [4], [12], [36], [37].

Tabla 1.1: Métricas del caminado humano.

Parámetro del caminado	Naturaleza del parámetro	Definición	Aplicación		
			C	D	R
Longitud de paso	Cinemática	Distancia lineal entre la colocación de un pie y la colocación del otro	X	X	X
Longitud de zancada	Cinemática	Distancia lineal entre la colocación de un mismo pie. Dos pasos comprenden una zancada y es equivalente a un ciclo de la marcha	X	X	X
Velocidad de zancada	Cinemática	Distancia recorrida en una zancada en un intervalo de tiempo definido	X	X	X
Cadencia	Cinemática	Número de pasos por minuto	X	X	X
Ancho de paso	Cinemática	Distancia lineal entre dos puntos equivalentes de ambos pies	X	X	X
Ángulo de paso	Cinemática	Dirección del pie durante el paso	X	X	X
Tiempo de paso	Temporal	Tiempo transcurrido entre la colocación de un pie y la colocación del otro	X		
Tiempo de balanceo	Temporal	Tiempo desde que el pie deja el piso hasta que este lo vuelve a tocar de nuevo	X		
Tiempo de apoyo	Temporal	Tiempo desde que el talón toca el suelo hasta que los dedos del pie lo dejan	X		
Distancia viajada	Cinemática	Longitud del trayecto recorrido	X	X	
Autonomía de la marcha	Temporal	Tiempo máximo en el que una persona puede caminar	X		
Duración de la parada	Temporal	Tiempo en el que ambos pies se encuentran en el suelo sin ser parte de alguna fase del caminado	X		
Existencia de temblores	Cinemática	Presencia de patrones de oscilación	X		
Caída	Cinemática/Dinámica	Consecuencia de cualquier acontecimiento que precipita al individuo al suelo contra su voluntad	X		
Altitud acumulada	Cinemática	Distancia vertical recorrida durante el trayecto	X	X	
Ruta	Cinemática	Especificación del camino recorrido en el trayecto	X	X	
Fases de la marcha	Cinemática	Conjunto de divisiones del ciclo del caminado	X	X	X
Orientación del cuerpo	Cinemática	Dirección del segmento corporal respecto a referencias geométricas	X	X	
Fuerzas de reacción en el suelo	Dinámica	Cargas generadas en el suelo durante el caminado debido al peso del paciente	X	X	
Ángulo de las articulaciones	Cinemática	Ángulo comprendido entre dos miembros debido al movimiento de las articulaciones	X	X	

Fuerzas en los músculos	Dinámica	Fuerzas generadas en los miembros debido a la acción de las contracciones y tracciones de los músculos	X	X	
Momento	Dinámica	Medida del potencial rotatorio que efectúa una articulación contra una fuerza a una línea específica	X	X	
Postura del cuerpo	Cinemática	Descripción geométrica del comportamiento del cuerpo referenciado a entidades geométricas	X	X	X
Monitorización de la marcha a largo plazo	Temporal	Historial del seguimiento del comportamiento del caminado en un lapso establecido	X	X	
E_n	Cinemática	Cálculo de la distancia euclidiana entre puntos en el diagrama de fase del ciclo de la marcha observada y en el diagrama de fase de la normativa	X		
P_{Sn}	Cinemática	Diferencia de fase entre las trayectorias del ángulo de la cadera, la rodilla y el tobillo para la marcha normativa y la prueba particular	X		
GF_n	Cinemática	Diferencia entre la prueba de marcha normativa y la prueba de marcha particular	X		
Acortamiento de la pierna	Cinemática	Longitud que la pierna se acorta de manera natural durante la flexión de la rodilla	X		
Altitud de paso	Cinemática	Elevación máxima del pie con respecto del piso durante el caminado	X		

Respecto a los datos contenidos en la Tabla 1.1 se puede resumir que, de los 29 parámetros consultados, 28 (97%) tienen relevancia en el campo clínico, 17 (59%) en el deportivo, y 8 (28%) en el de rehabilitación. Adicionalmente, se puede deducir que la mayoría de las métricas son de carácter cinemático (69%), seguido de las de naturaleza temporal (21%) y los de carácter dinámico (14%). De lo anterior se deduce que las aplicaciones clínicas son las que más explotan los parámetros del caminado, mientras que la naturaleza cinemática es la que tiene más utilidad. De acuerdo con estas conclusiones, el presente proyecto pretende enfocar el análisis de la marcha humana a parámetros de aplicación clínica de naturaleza cinemática.

Por otro lado, para poder lidiar con la complejidad de las métricas que caracterizan al caminado, es necesario desarrollar una forma práctica que exponga los resultados arrojados por el análisis biomecánico. Por ello, en la literatura se han propuesto diversos diagramas de interpretación que permiten asimilar los datos adquiridos.

1.4 Tipos de diagramas de interpretación

En general, existen tres tipos de diagramas para interpretar los patrones de los análisis biomecánicos: diagramas de series ángulo-tiempo, diagramas de coordinación, y diagramas espacio-tiempo [2], [38]-[40] (ver Figura 1.10).

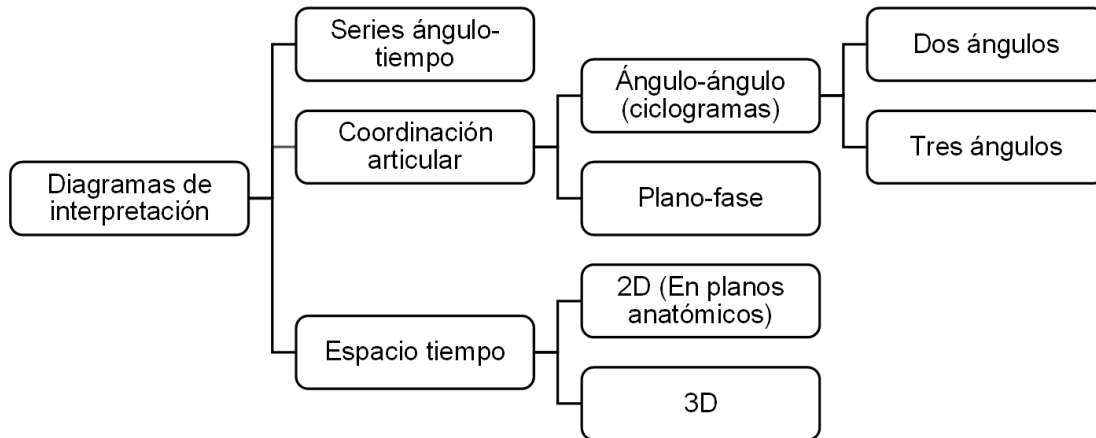


Figura 1.10: Tipos de diagrama de interpretación.

Cada uno de ellos tiene capacidades distintas y su aplicación depende del estudio en cuestión, como se detalla a continuación.

Diagramas de series ángulo-tiempo

El diagrama de series ángulo-tiempo ilustra cómo el ángulo de una articulación evoluciona con respecto del tiempo [38]. Es posible adquirir información relevante de este patrón a través del estudio de su geometría, como el gráfico de sus gradientes o su curvatura. Para ello, es necesario tener en consideración una convención del inicio de ángulo para cada articulación con el fin de evitar inconsistencias.

En el caso de los análisis clínicos se toma como referencia de 0° la posición completamente extendida de la articulación, a la cual se le llama posición neutral [2], [38]. Dicho estándar fue establecido por la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos y junto con las convenciones de la Figura 1.11 es un manual de referencia utilizado de manera universal. Por otro lado, para el análisis deportivo se toma como posición neutral la extensión máxima de 180° [2]. Por convención, la flexión de la cadera, la abducción y la rotación interna se representan como valores positivos, mientras que la extensión, la aducción y la rotación externa se toman como valores negativos. Tanto la flexión dorsal como la flexión plantar se miden como grados de desviación a partir una posición cero definida en la posición neutral (a pesar de ser un ángulo de 90°), es decir, la flexión dorsal de 0° a 30° , y la flexión plantar de 0° a 50° (ver Figura 1.4).

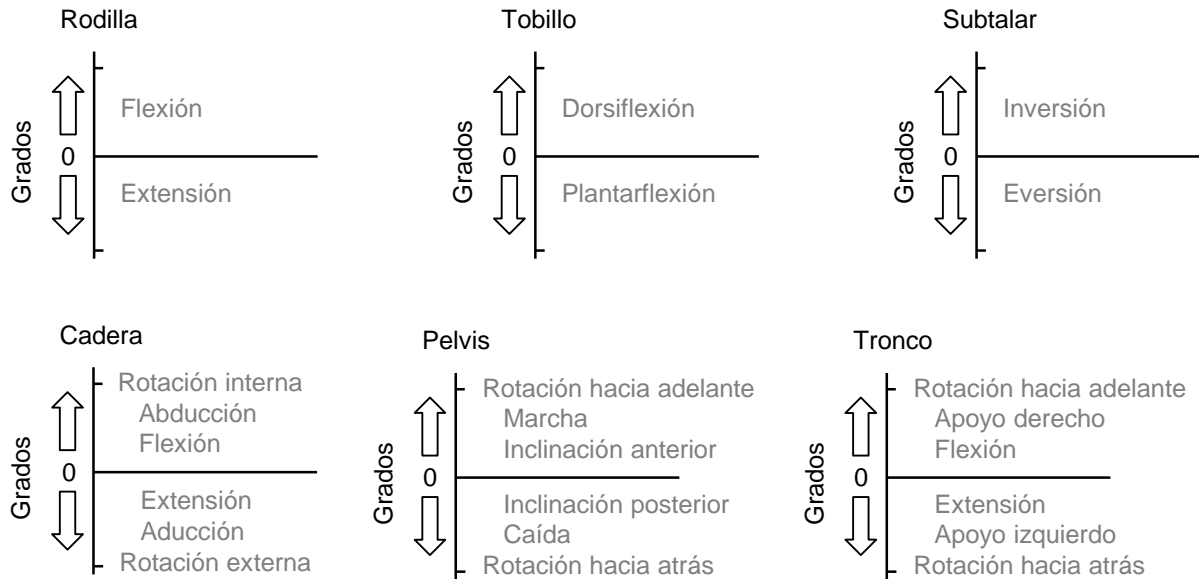


Figura 1.11: Convención de escalas de referencia para cada articulación.

Por otro lado, la información mínima disponible de un registro de movimiento debe ser la magnitud de los ángulos pico (alto y bajo) experimentada por la articulación en estudio [38]. En la Figura 1.12 se muestra el diagrama ángulo-tiempo de la articulación de la rodilla normalizado al porcentaje del ciclo de la marcha. El objetivo de mostrar esta gráfica es el de ilustrar un ejemplo de los diagramas de series ángulo-tiempo.

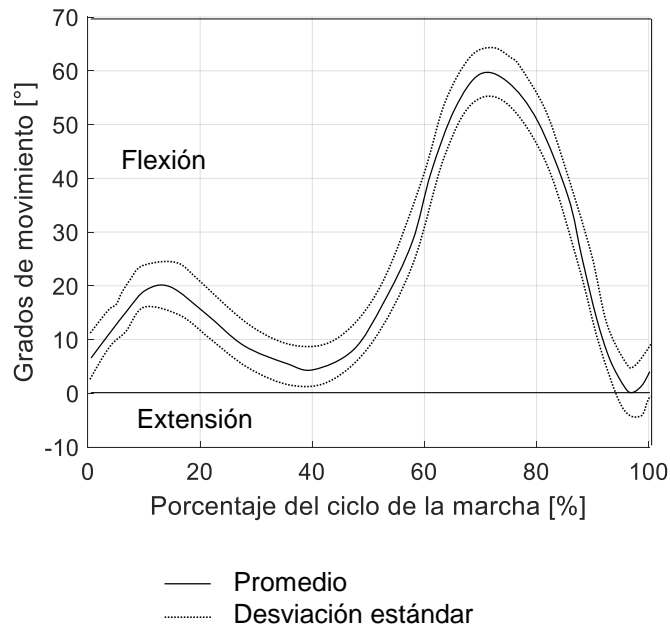


Figura 1.12: Diagrama de series ángulo-tiempo para la rodilla.

Diagrama ángulo-ángulo (ciclogramas)

Este tipo de gráfica junto con el de plano-fase es un tipo de diagrama de coordinación de rotación de las articulaciones. El término *estructuras de coordinación* se refiere a las relaciones funcionales entre las partes anatómicas importantes del cuerpo para llevar a cabo una actividad específica [2].

Existen distintas formas de coordinación, las cuales dan origen a los ciclogramas. La primera es la coordinación *en fase*. Si los dos ángulos cambian a la misma velocidad, el resultado es una relación lineal, tal como lo ilustra la Figura 1.13 (a). Más a menudo, las articulaciones expresan una coordinación en fase tipo *punto de inflexión*, como lo muestra la Figura 1.13 (b). La segunda forma básica de coordinación se denomina *anti-fase* o coordinación *fuera de fase*. La coordinación lineal anti-fase se muestra en la Figura 1.13 (c) y la coordinación anti-fase punto de inflexión en la Figura 1.13 (d). Por otro lado, la Figura 1.13 (e) muestra la coordinación *desacoplada*. Yendo desde el punto A en sentido antihorario, ambos ángulos se flexionan hasta B. Posteriormente, el ángulo 2 continua la flexión mientras que el ángulo 1 se extiende. A partir de C a D, los dos ángulos se extienden y, por último, el ángulo 1 flexiona de D a A mientras que el ángulo 2 continúa extendiéndose.

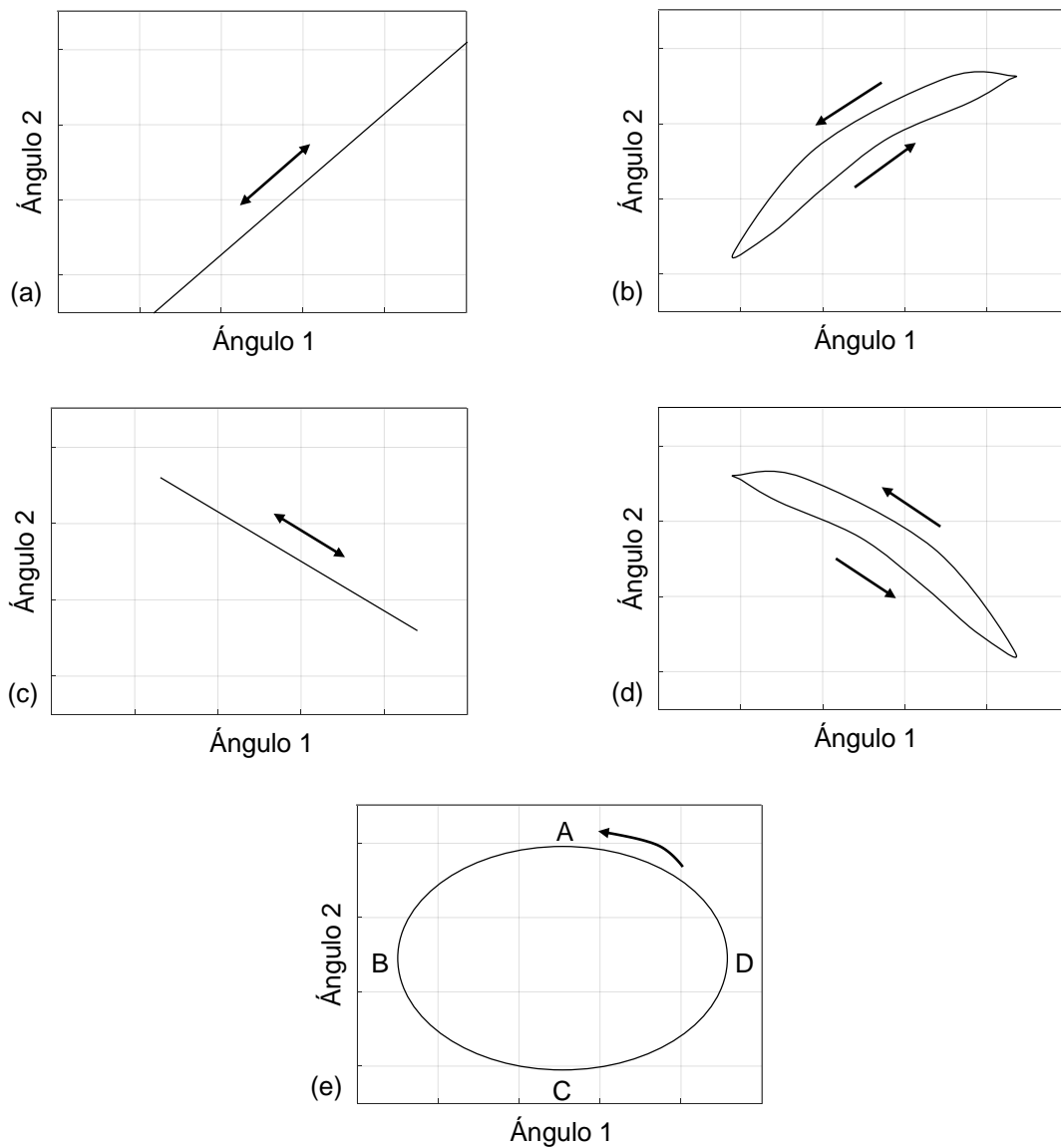


Figura 1.13: Tipos básicos de coordinación articular. (a) Lineal, (b) punto de inflexión, (c) lineal anti-fase, (d) anti-fase punto de inflexión, (e) desacoplada.

La coordinación real de los movimientos humanos a menudo es más compleja que los patrones básicos anteriormente presentados, como lo demuestra la Figura 1.14. En ella se observan los ciclogramas para el acoplamiento rodilla-cadera (a), rodilla-tobillo (b) y cadera-robillo (c) que se desarrollan durante el caminado humano, de acuerdo a [2].

En los ciclogramas se debe tener en cuenta el número de cambios en la coordinación de las dos articulaciones durante la marcha. Una desventaja de este análisis es que se pierde el acceso a los patrones de forma de series ángulo-tiempo, como lo es la equivalencia de la pendiente a la velocidad, y de la curvatura a la aceleración.

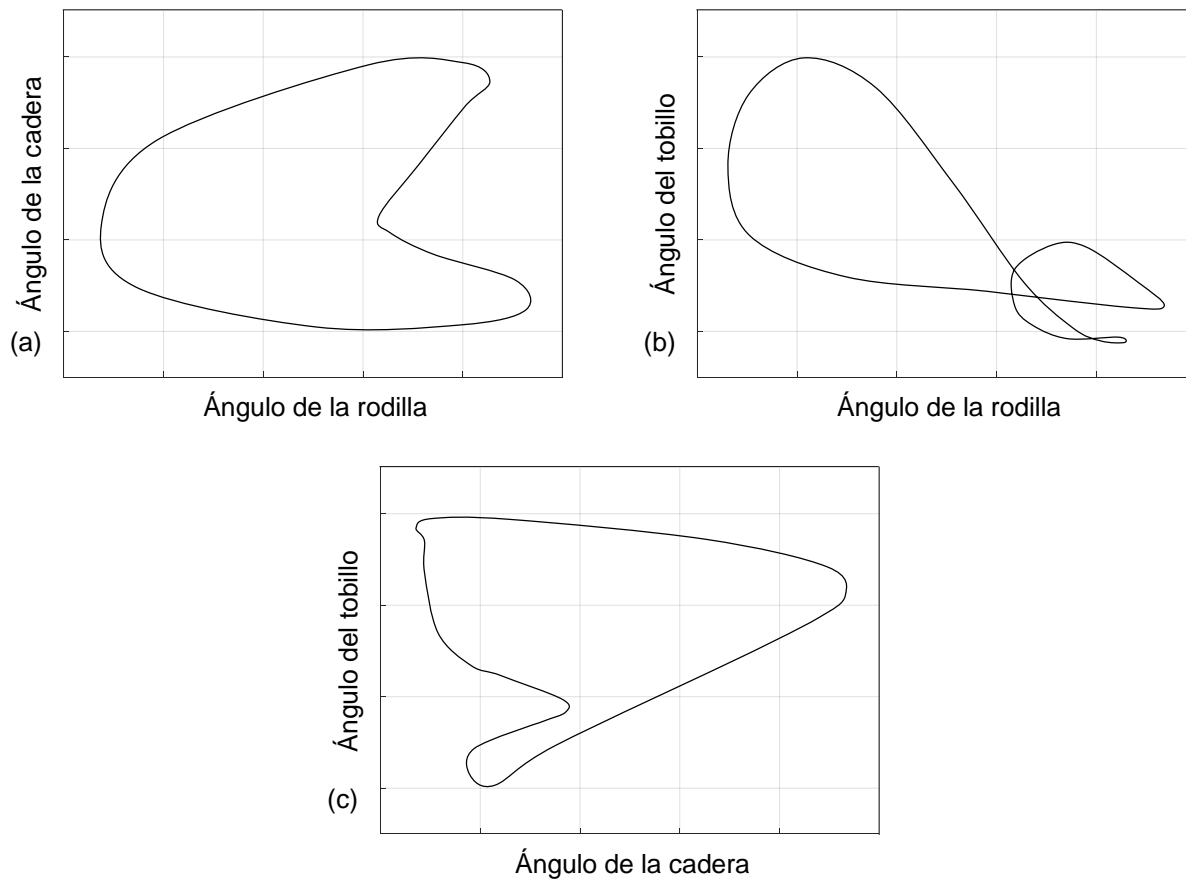


Figura 1.14: Diagrama ángulo-ángulo (ciclograma). (a) Acoplamiento rodilla-cadera, (b) rodilla-tobillo, (c) cadera-tobillo.

Diagramas plano-fase

Los diagramas plano-fase se basan en la idea de que cualquier sistema se puede graficar en forma de diagramas de dos variables [2]. En los plano-fase utilizados en el análisis del movimiento humano, estas variables generalmente son el ángulo de la articulación y la velocidad angular. En la Figura 1.15 se muestran los plano-fase de la cadera y la rodilla desarrollados durante el caminado humano.

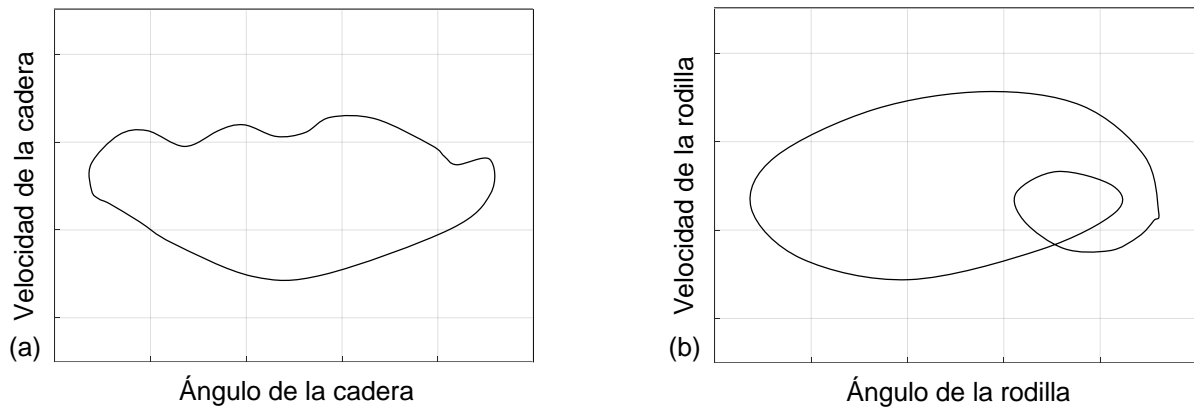


Figura 1.15: Diagrama de plano-fase. (a) Para cadera, (b) para rodilla.

Por otro lado, si al ángulo de fase de una articulación se le resta una segunda en el mismo instante se define una variable conocida como fase relativa [2]. Se puede realizar lo anterior para cada instante de tiempo a fin de llegar a valores de esta fase relativa como una función del tiempo, lo cual se conoce como *fase relativa continua*. Un ejemplo de fase relativa continua se muestra en la Figura 1.16, cuya gráfica ilustra el acoplamiento del ángulo cadera-rodilla para el caso de la marcha.

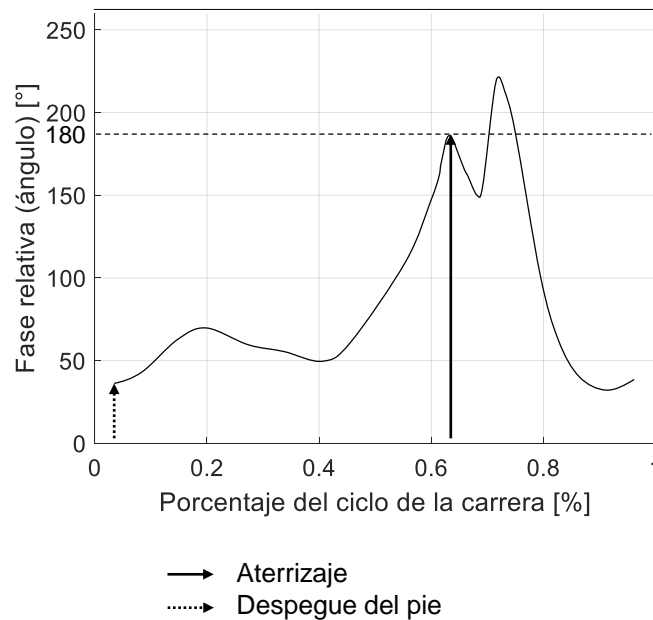


Figura 1.16: Fase relativa continua para el acoplamiento del ángulo de la rodilla-cadera.

Se ha encontrado que la fase relativa es la variable que mejor expresa cambios de coordinación en una amplia gama de fenómenos biológicos, incluyendo el movimiento humano [2]. Ejemplos de dichos movimientos incluyen las transiciones entre caminar y correr, y cambios de coordinación bimanual.

Diagramas espacio-tiempo

En ocasiones es de interés monitorizar el seguimiento de las trayectorias que realizan los marcadores o los centros de rotación [38], [41]. Es por ello que la interpretación de tales curvas se puede graficar en el espacio 3D o en el 2D sobre el plano-sagital, el plano-coronal o el plano-transversal. En la Figura 1.17 se muestra un diagrama espacio-tiempo 3D de las pruebas efectuadas en [39].

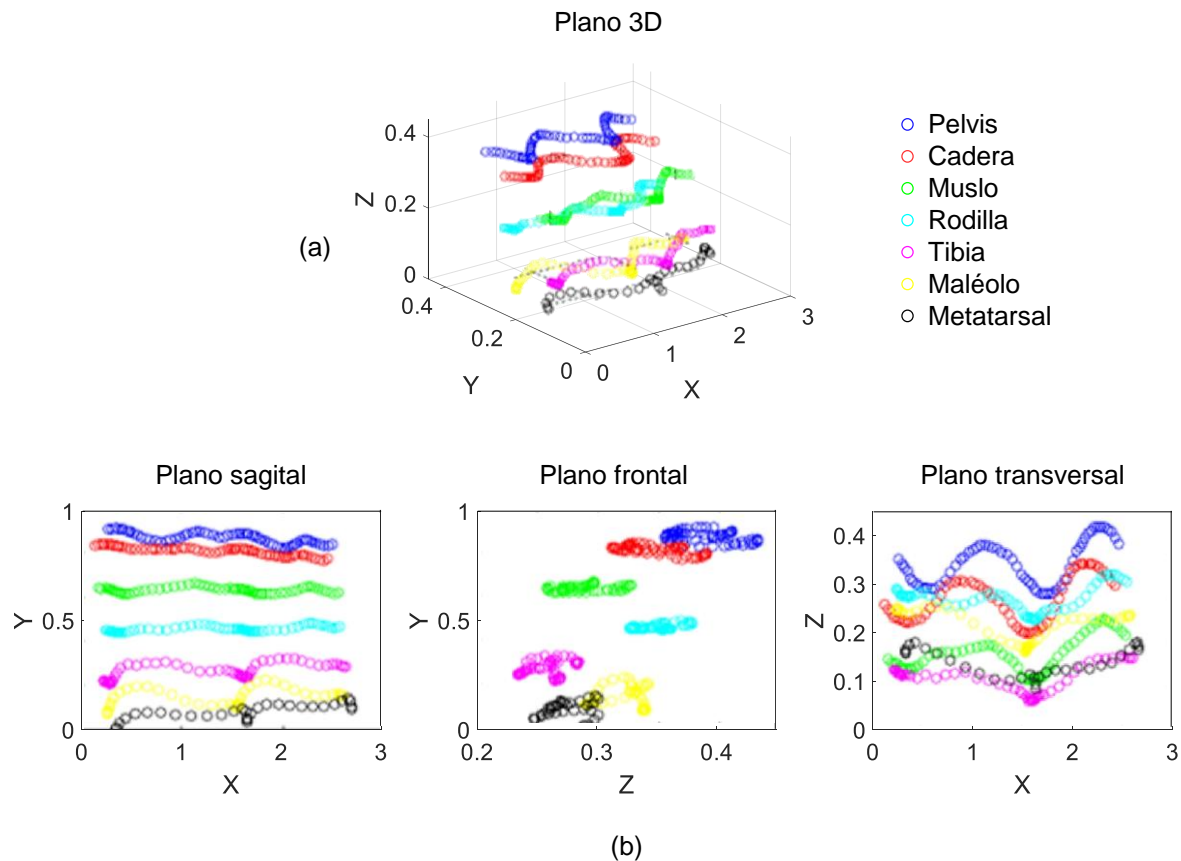


Figura 1.17: Diagrama espacio-tiempo. (a) Tridimensional, (b) bidimensional.

Como se mencionó anteriormente, la presentación de los tipos de diagramas de interpretación pretende explicar las estrategias existentes para sobrellevar la complejidad de las métricas que caracterizan al caminado. Al respecto, se puede concluir que en un sistema para el análisis biomecánico del caminado no solo basta la generación de datos para una métrica, sino que se debe también facilitar su comprensión utilizando el formato más apto según corresponda.

2 Análisis de la reconstrucción 3D del caminado humano utilizando visión por computadora

Una vez que se han introducido los antecedentes del análisis biomecánico del caminado humano es útil señalar el procedimiento de la reconstrucción digital de la marcha. Inspirado en lo anterior, el contenido del capítulo 2 está distribuido como se señala a continuación. La sección 2.1 justifica la importancia de la definición del protocolo de puntos óseos de referencia y presenta el conjunto de marcadores definido para este proyecto de tesis. Por su parte, la sección 2.2 explica el tratamiento de los fotogramas de la grabación del caminado, mientras que la sección 2.3 describe el algoritmo desarrollado para seguir a los puntos óseos de referencia a través de cada imagen. El siguiente subcapítulo expone el proceso de calibración de cámaras, seguido de la descripción del método de reconstrucción del caminado. Finalmente, en la sección 2.6 se deduce la necesidad de filtrar digitalmente las señales de los marcadores y se detalla el algoritmo para tal tarea.

2.1 Definición del protocolo de los puntos óseos de referencia

Un protocolo de puntos óseos de referencia define el modelo biomecánico y los procedimientos para la recolección, el procesamiento, el análisis y la presentación de resultados. La recopilación de datos coherentemente estructurados es necesaria en el análisis del caminado para hacer mediciones cinemáticas y cinéticas clínicamente comprensibles [2].

Todos los sistemas de análisis cuantitativo dependen de la definición numérica de los arcos de movimiento y de las posiciones de las articulaciones. La técnica básica consiste en colocar marcadores en lugares que representen con exactitud las acciones de las articulaciones subyacentes sobre puntos antropológicos característicos del cuerpo (puntos óseos de referencia) [42]. Estos marcadores son grabados y sus ubicaciones traducidas en datos de movimiento en un programa computacional. Al respecto, existen dos objetivos en la colocación de marcadores [38]; el primero es representar con precisión el movimiento de los segmentos de las extremidades, y el segundo es la definición de los centros de rotación de la articulación.

Además de las distintas configuraciones de marcadores y procedimientos de recolección, existen muchas diferencias importantes entre los protocolos reportados en la literatura respecto al modelo biomecánico [41], [43]-[45]. Estas incluyen las variables a medir, los grados de libertad asignados a las articulaciones, las referencias anatómicas y técnicas, las convenciones de rotación de la articulación y la terminología. Debido a esto, la práctica actual es que cada laboratorio obtiene sus propios datos de referencia normal usando su población de estudio, su propio protocolo y su sistema de software [46], [47].

Por otro lado, es esencial distinguir entre mediciones consistentes e inconsistentes y sus fuentes de error, tales como el movimiento de la piel y el posicionamiento del marcador. Existen dos tipos de variación en las mediciones efectuadas en un análisis biomecánico en relación al observador: la inter-examinador (el valor identificado por los observadores varía de uno a otro) [48], y la intra-examinador (el valor identificado por un mismo observador varía de una observación a otra) [49]. Debido a esta condición, la identificación de marcas anatómicas mediante palpación manual y la ubicación del marcador correspondiente no es un procedimiento libre de error, y cualquier mal posicionamiento se propaga considerablemente en las rotaciones de las articulaciones. No obstante, el entrenamiento cuidadoso de los examinadores permite que la localización del marcador sea más consistente y se reduzca este problema [47].

También es importante distinguir entre las fuentes de variación dependientes del observador y las pertenecientes al paciente. Por ello, se debe contemplar que existe una variabilidad intra-sujeto particularmente relacionada con la edad, el sexo, el índice de masa corporal y probablemente con las características étnicas [50]. Adicionalmente, se han observado discordancias relevantes entre pacientes asociadas a las diferentes velocidades del caminado [38], [39].

Por todo lo anterior, el requisito principal en un sistema de análisis biomecánico es la obtención de mediciones repetibles para el mismo paciente en diferentes sesiones, independientemente del examinador [51]. En este sentido, en la literatura se han propuesto distintos grupos de marcadores, como el mostrado en la Figura 2.1.

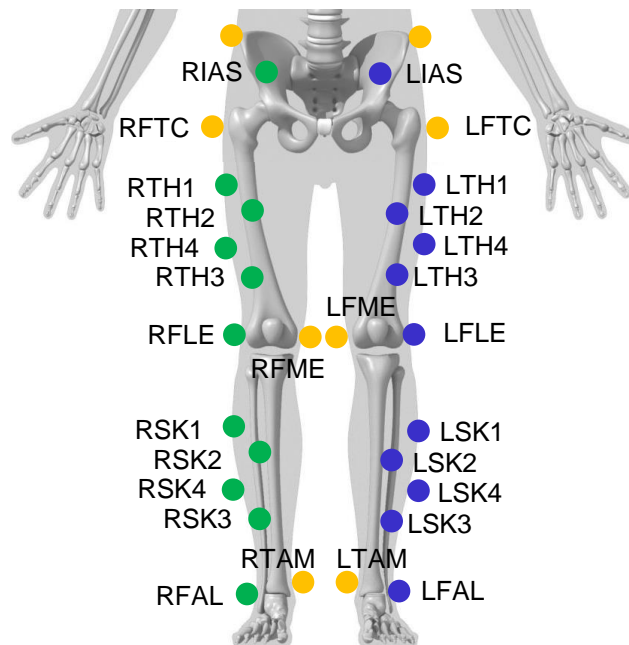


Figura 2.1: Definición del protocolo de marcadores CAST (*Calibrated Anatomical System Technique*) según [46].

De acuerdo con [46], el principal objetivo del protocolo CAST (*Calibrated Anatomical System Technique*) es la ubicación de varios puntos anatómicos de referencia en el marco definido por los marcadores montados en las placas a través de una adquisición específica denominada *calibración de punto de referencia anatómico*. El grupo de marcadores CAST está compuesto por 22 marcadores físicos y 4 virtuales, de los cuales 16 (RSK#, LSK#, RTH# y LTH#) están integrados en las placas anteriormente mencionadas.

Basándose en las declaraciones previas, en el presente trabajo se definió un grupo de marcadores propio con las ubicaciones necesarias para darle seguimiento a la flexión de la rodilla durante la marcha. De todas las localizaciones disponibles, se seleccionó aquellas que fueran más fácilmente identificables por palpación de apófisis (protuberancias óseas) y las que evitaran en la medida de lo posible el ocultamiento del marcador. Además, se optó por no solicitar dimensiones antropométricas para evitar la toma de medidas en pacientes durante las pruebas. El protocolo fue nombrado como CAEBA I (*Computer Assisted Environment for Biomechanical Analysis*) y estuvo compuesto por cinco marcadores físicos ubicados en la zona lateral del miembro inferior derecho. Se utilizó la convención y nomenclatura propuesta en [43], cuyos lineamientos afirman que el color de los puntos óseos de referencia indica su función, como se sintetiza en la Tabla 2.1

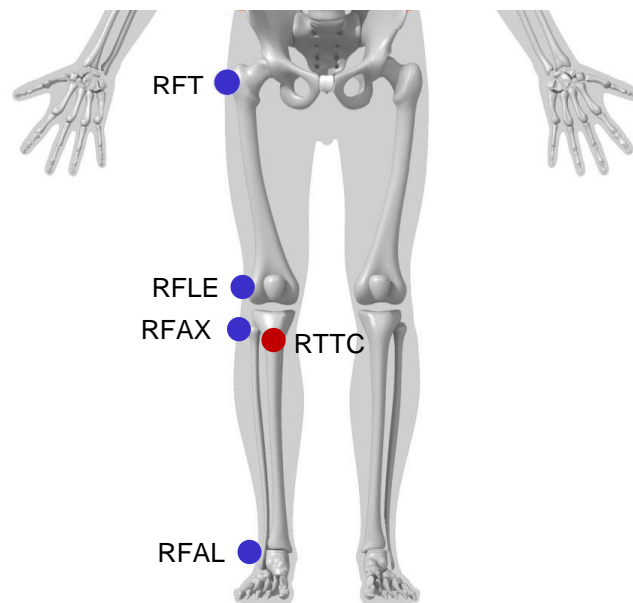
Tabla 2.1: Función de los marcadores en los puntos óseos de referencia, según [43].

Color del marcador	Tipo de marcador	Función
Rojo	Físico	Definición del segmento y seguimiento
Azul	Físico	Solamente para seguimiento
Verde	Físico	Solamente para definición del segmento
Negro	Virtual (calculado)	Definición del segmento y seguimiento

Obedeciendo la nomenclatura descrita en la Tabla 2.2 basada también en [43], en la Figura 2.2 se ilustra la definición gráfica del protocolo CAEBA I.

Tabla 2.2: Significado de la nomenclatura de las ubicaciones óseas de referencia.

Abreviación	Significado
RFAL	<i>Right fibula apex of lateral malleolus</i> (Vértice de la fíbula del maléolo lateral derecho)
RTTC	<i>Right tibial tuberosity</i> (Tuberosidad de la tibia derecha)
RFAX	<i>Proximal tip of the head of the right fibula</i> (Punta proximal de la cabeza de la tibia derecha)
RFLE	<i>Right femur lateral epicondyle</i> (Epicóndilo lateral del fémur derecho)
RFT	<i>Right femur greater trochanter</i> (Trocánter mayor del fémur derecho)

**Figura 2.2: Protocolo de puntos óseos de referencia CAEBA I.**

A pesar de que los puntos óseos de referencia ubicados en la zona interna del miembro inferior mejoran la detección de los centros de rotación de la articulación [41], [42], esta alternativa se omitió en la presente versión del CAEBA I. El motivo de ello fue evitar el ocultamiento originado por el miembro inferior mismo al integrar cámaras con ejes ópticos perpendiculares al plano sagital y frontal.

2.2 Procesamiento de imágenes

Antes de describir el algoritmo para el seguimiento de los marcadores (ver sección 2.3), es necesario definir los pasos a seguir para tratar las imágenes capturadas por el sistema de

pruebas. Debido a las características de las cámaras utilizadas (ver sección 4.1.1), los cuadros desfragmentados de los videos tomados corresponden a imágenes a color, como se observa en la Figura 2.3. En ellas aprecia la escena del caminado con marcadores que emiten luz verde posicionados en el miembro inferior derecho de acuerdo con el protocolo de la Figura 2.2.

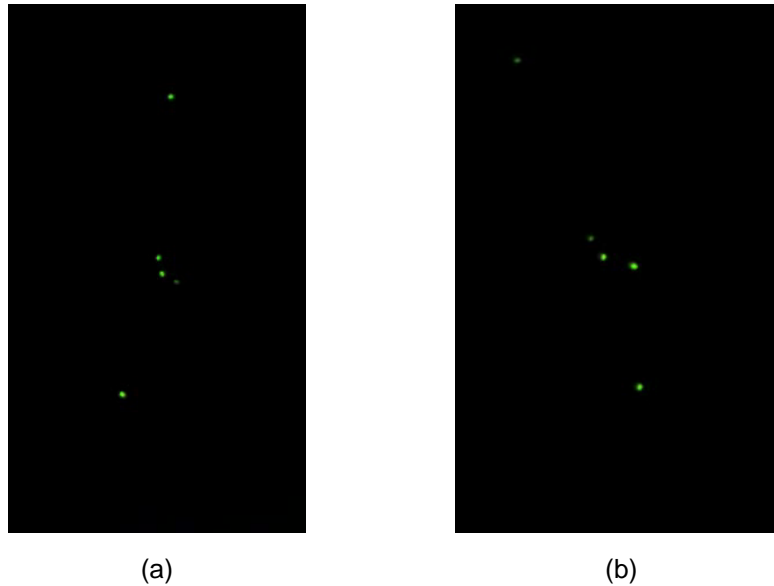


Figura 2.3: Cuadros de la desfragmentación de los videos de prueba. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.

Por otro lado, es necesario contar con imágenes binarizadas para poder reconocer a los marcadores como grandes objetos binarios (*blobs*, por sus siglas en inglés) y así adquirir la ubicación de sus centroides. La binarización de una imagen se refiere a la reducción de información de esta en la que solamente persisten dos valores lógicos. Para ello, se sortejan los píxeles de una imagen a escala de grises entre 0 o 1 a partir de un valor de umbral previamente definido. Con estos antecedentes, se siguió el proceso de tratamiento de imágenes que se muestra en la Figura 2.4 y que a continuación se explica.

El primer paso fue la conversión de la imagen a color (Figura 2.4 (a)) a una imagen a escala de grises (Figura 2.4 (b)). Posteriormente, a este resultado se le aplicó un modificador de brillo por medio de una adición o sustracción aritmética (Figura 2.4 (c)). Con el propósito de resaltar a los marcadores activos con respecto del fondo de la escena, se aplicó a la nueva imagen una operación de contraste (Figura 2.4 (d)). Lo anterior permitió continuar con la aplicación de un filtro Gaussiano con la finalidad de reducir las variaciones de intensidad entre píxeles vecinos (Figura 2.4 (e)). Finalmente, se convirtió la imagen en escala de grises a una imagen binarizada de acuerdo a cierto valor de umbral (Figura 2.4 (f)).

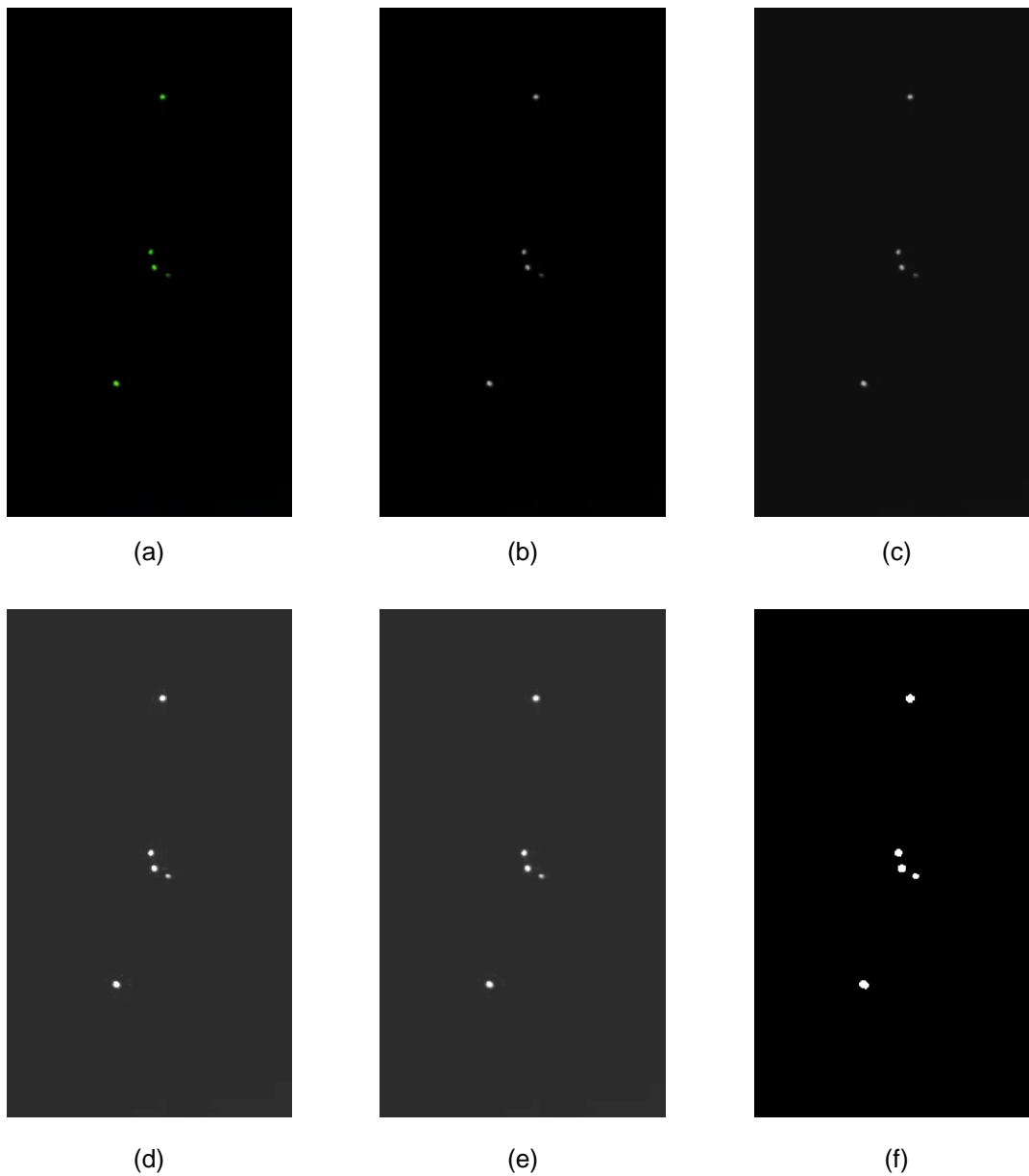


Figura 2.4: Flujo del procesamiento de imágenes. (a) Imagen original, (b) imagen a escala de grises, (c) imagen con brillo, (d) imagen con contraste, (e) imagen con filtro Gaussiano, (f) imagen binarizada.

Como se argumentó anteriormente, la transformación de imágenes a color a imágenes binarias permite adquirir la ubicación del centroide de cada marcador tal como se observa en los círculos azules de la Figura 2.5. Consecuentemente, esto da lugar a la creación de una estrategia para rastrear a cada marcador a lo largo del caminado.

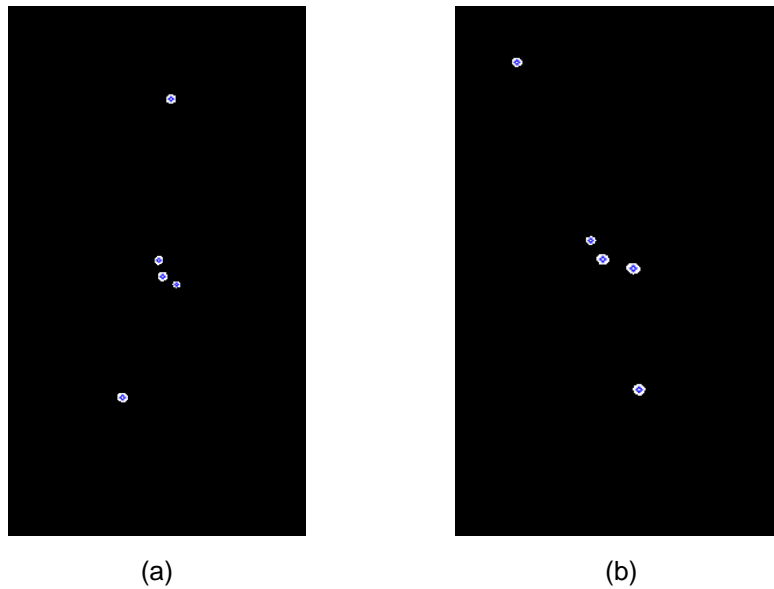


Figura 2.5: Identificación del centroide de los marcadores. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.

2.3 Seguimiento de puntos óseos de referencia

El objetivo del seguimiento de los puntos óseos de referencia es obtener la posición 3D de cada uno de los marcadores del protocolo a lo largo del tiempo de la prueba. El problema de rastreo se puede explicar más fácilmente con ayuda de la Figura 2.6. Considere primero dos marcadores dentro del sistema coordenado XYZ en el instante i y con posiciones tridimensionales M_{1i} y M_{2i} , respectivamente. El primer marcador sigue una trayectoria S_{M_1} y llega a la posición M_{1i+1} en el instante $i+1$, mientras que el segundo marcador recorre una curva S_{M_2} y llega a la posición M_{2i+1} en el mismo lapso. Si se considera ahora que los movimientos anteriores fueron grabados y que las posiciones de los marcadores en i e $(i+1)$ corresponden a los instantes discretos capturados por las cámaras, entonces no se cuenta con información referente a las trayectorias S_{M_1} ni S_{M_2} . Con este antecedente, el problema de seguimiento de puntos óseos de referencia se reduce a inferir cuál de los marcadores de contornos punteados de la Figura 2.6 (M_{1i+1} o M_{2i+1}) corresponde al marcador M_1 en el instante $i+1$.

Por otro lado, la información disponible del movimiento de los marcadores no se encuentra en coordenadas 3D de la escena, sino en el espacio 2D de los planos de imagen que se aprecian en la Figura 2.6. Por tal motivo, el problema de seguimiento de puntos óseos de referencia se puede replantear como la identificación de cuál de los *blobs* con contornos punteados ($b_{x_{i+1}}$ o $b_{y_{i+1}}$) corresponde al *blob* b_1 en el instante $i+1$ tanto en la imagen R como en la C.

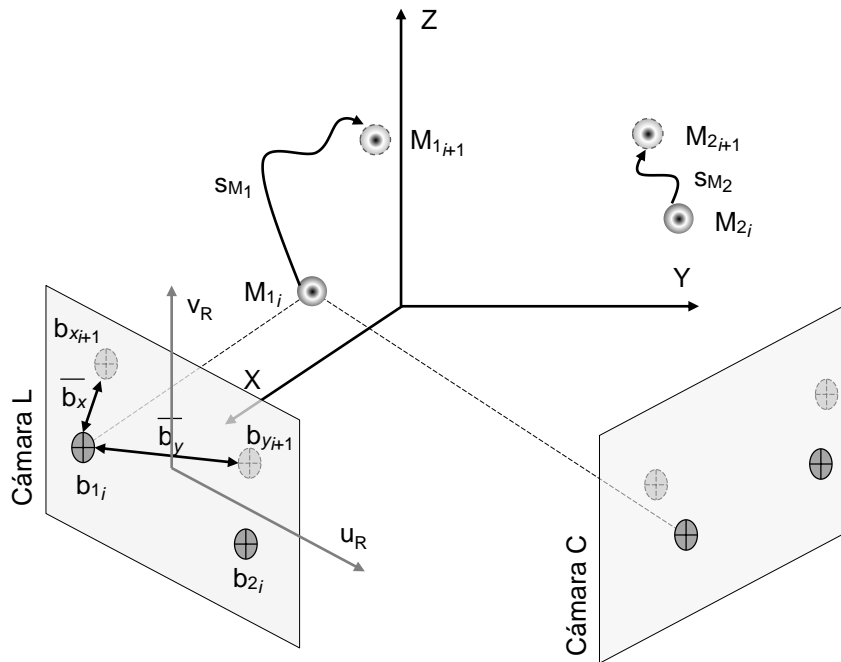


Figura 2.6: Problema del seguimiento de puntos óseos de referencia.

Para dar solución al problema anteriormente enunciado, en el presente proyecto se consideró el método de seguimiento de la vecindad más cercana [52]. Siguiendo con el ejemplo de la Figura 2.6, el algoritmo de la vecindad más cercana se basa en la búsqueda de instancias de interés dentro de un radio variable de rasurado. En este sentido, para seguir a un marcador de una imagen a otra se selecciona aquel *blob* de la imagen posterior cuyo centroide se encuentre más próximo al centroide del marcador en cuestión. Obedeciendo a esta estrategia, ya que la distancia entre el *blob* b_{1i} y el $b_{x_{i+1}}$ (\bar{b}_x) es más corta que la distancia entre el *blob* b_{1i} y el $b_{y_{i+1}}$ (\bar{b}_y), es más probable que el *blob* $b_{x_{i+1}}$ corresponda al *blob* b_{1i} en el instante $i+1$. El pseudocódigo detallado de esta estrategia se encuentra adjunto en el anexo A, mientras que el resultado del seguimiento aplicado al protocolo de marcadores se aprecia en la Figura 2.7.

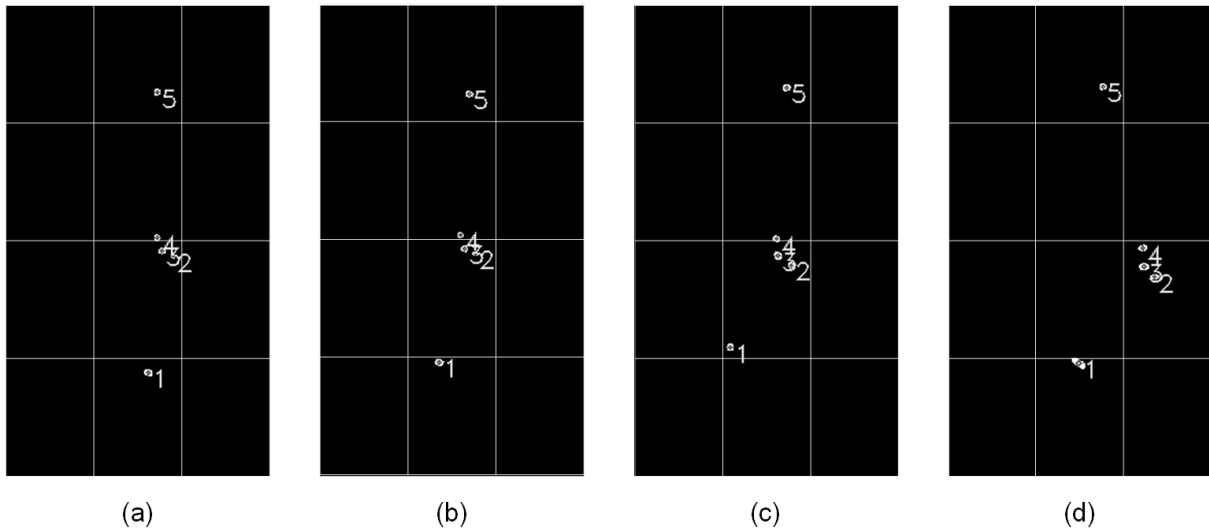


Figura 2.7: Resultado del algoritmo para el seguimiento de puntos óseos de referencia en la cámara izquierda. (a) Instante 1, (b) instante 2, (c) instante 3, (d) instante 4.

Por otro lado, antes de reconstruir tridimensionalmente a los marcadores rastreados, es necesario definir el proceso de calibración de cámaras.

2.4 Calibración de cámaras

Siendo M un punto en la escena 3D de la Figura 2.8, su punto correspondiente en la imagen puede ser estimado por medio de modelos matemáticos. Al proceso de obtención del conjunto de parámetros que describen el mapeo entre imágenes 2D y la escena 3D se le conoce como *calibración de cámara* [53]. Los datos a estimar incluyen la geometría interna y la óptica de la cámara, así como su posición y orientación respecto a un objeto de referencia o patrón de calibración como los mostrados en la Figura 2.9.

Usualmente, la proyección de perspectiva de las coordenadas del marco mundial en la imagen se efectúa por medio de un modelo de cámara *pinhole* [12], [54], [55], (ver Figura 2.8). Por medio de este modelo, la imagen del punto es generado por un rayo que atraviesa el centro óptico e interseca al plano de imagen. La consecuencia de ello es el punto M' localizado a una distancia f (distancia focal) detrás del centro óptico. Al detectarse una observación M con coordenadas (X_i, Y_i, Z_i) referenciadas a un sistema de coordenadas unido a la cámara, es posible expresar matemáticamente la localización del punto correspondiente en el plano de la imagen (u_i, v_i) por medio de una proyección en perspectiva descrita por las expresiones de la ecuación (2.1).

$$u_i = f \frac{X_i}{Z_i}, \quad v_i = f \frac{Y_i}{Z_i} \quad (2.1)$$

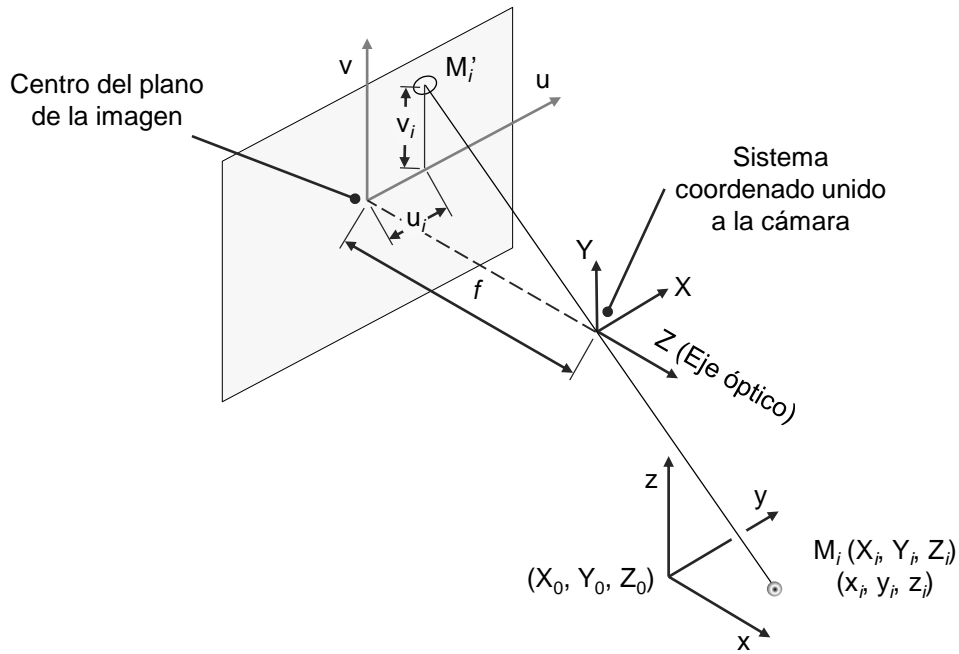
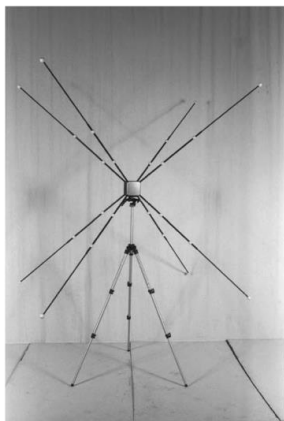


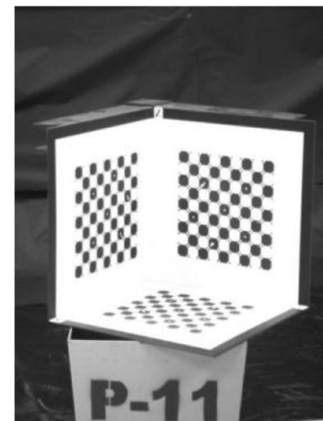
Figura 2.8: Perspectiva de cámara para el modelo pinhole.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.9: Patrones de calibración para análisis biomecánico. (a) Patrón tridimensional video-gráfico [2], (b) dispositivo de calibración dinámica Active Wand de Vicon®, (c) patrón de calibración tipo triedro [12].

Adicionalmente, se pueden referir los puntos especificados en el sistema de coordenadas unido a la cámara a un segundo sistema coordenado xyz a través de la ecuación (2.2) [53].

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1^2 + e_2^2 - e_3^2 - e_4^2 & 2(e_2e_3 + e_1e_4) & 2(e_2e_4 - e_1e_3) & X_0 \\ 2(e_2e_3 - e_1e_4) & e_1^2 - e_2^2 + e_3^2 - e_4^2 & 2(e_3e_4 + e_1e_2) & Y_0 \\ 2(e_2e_3 + e_1e_4) & 2(e_3e_4 - e_1e_2) & e_1^2 - e_2^2 - e_3^2 + e_4^2 & Z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

En donde e_1, \dots, e_4 son los cuatro parámetros de Euler que cumplen la condición $e_{12} + e_{22} + e_{32} + e_{42} = 1$, mientras que X_0, Y_0 y Z_0 son las coordenadas que localizan el origen del marco coordenado xyz relativo al sistema de coordenadas de la cámara XYZ.

Los métodos más utilizados para llevar a cabo el proceso de reconstrucción son:

1. Método lineal de la solución homogénea de la matriz de calibración por descomposición en valores singulares (SVD, por sus siglas en inglés).
2. Método lineal basado en la solución no homogénea de la matriz de calibración.
3. Manipulación de Espacio de Cámara con estimación no lineal de parámetros.

De los métodos anteriormente listados se eligió al segundo debido principalmente a dos razones. La primera fueron los resultados comparativos entre ellos encontrados en [53]. De acuerdo con su reporte, el método lineal basado en la solución no homogénea de la matriz de calibración presenta un error menor de reconstrucción con respecto al SVD y al CSM con estimación no lineal. La segunda razón fue la relativa simplicidad de implementación del algoritmo.

De este modo, siendo $\mathbf{X}_i; \mathbf{x}_i$ la correspondencia entre puntos de la escena y puntos en el espacio de la imagen de la i -ésima observación, se requiere obtener una matriz de parámetros $\mathbf{P}_{3 \times 4}$ tal que cumpla con la ecuación (2.3).

$$\mathbf{x}_i = \mathbf{P}\mathbf{X}_i \quad (2.3)$$

El conjunto de puntos tridimensionales con coordenadas $\mathbf{X}_i = [X_i \ Y_i \ Z_i \ 1]^T$ y sus correspondientes posiciones en el espacio de la imagen $\mathbf{x}_i = [\rho u_i \ \rho v_i \ \rho]^T$ es usado para la definición de un sistema lineal de ecuaciones, de donde de la resolución de este se obtiene la matriz \mathbf{P} . Al sustituir estas posiciones en la ecuación (2.3) se genera la ecuación (2.4).

$$\begin{bmatrix} \rho u_i \\ \rho v_i \\ \rho \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Las 12 incógnitas de esta matriz de 3x4 corresponden a los parámetros de la matriz de calibración \mathbf{P} . Ya que se utilizará el método de estimación lineal de parámetros basado en la solución no homogénea, se puede suponer que el parámetro p_{34} es igual a 1, reduciendo así el problema a 11 incógnitas. Del anterior sistema se puede operar la multiplicación de la matriz \mathbf{P} por el vector de coordenadas en la escena \mathbf{X}_i para la observación i , resultando la ecuación (2.5).

$$\begin{bmatrix} \rho u_i \\ \rho v_i \\ \rho \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11}X_i + p_{12}Y_i + p_{13}Z_i + p_{14} \\ p_{21}X_i + p_{22}Y_i + p_{23}Z_i + p_{24} \\ p_{31}X_i + p_{32}Y_i + p_{33}Z_i + p_{34} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Al dividir la expresión anterior entre su tercer renglón, es posible despejar u_i y v_i como lo muestran las expresiones de la ecuación (2.6).

$$u_i = \frac{p_{11}X_i + p_{12}Y_i + p_{13}Z_i + p_{14}}{p_{31}X_i + p_{32}Y_i + p_{33}Z_i + p_{34}}, \quad v_i = \frac{p_{21}X_i + p_{22}Y_i + p_{23}Z_i + p_{24}}{p_{31}X_i + p_{32}Y_i + p_{33}Z_i + p_{34}} \quad (2.6)$$

Además, arreglando lo anterior se puede sintetizar el problema de cálculo de parámetros por el método lineal basado en la solución no homogénea de la matriz de calibración como se deduce en la ecuación (2.7).

$$\begin{bmatrix} u_i \\ v_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_i & Y_i & Z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_i X_i & -u_i Y_i & -u_i Z_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_i & Y_i & Z_i & 1 & -v_i X_i & -v_i Y_i & -v_i Z_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{11} \\ p_{12} \\ \vdots \\ p_{33} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Como se puede observar, una única observación genera dos ecuaciones. Por ello, para encontrar los 11 parámetros de calibración de la ecuación (2.7) son suficientes cinco puntos y medio del patrón de calibración, así como sus correspondencias en el plano de la imagen de ambas cámaras. No obstante, el sistema de la ecuación (2.7) puede sobre-determinarse al incluir tantos puntos como se desee con el fin de disminuir la incertidumbre del volumen de calibración.

Por otro lado, el método lineal basado en la solución no homogénea de la matriz de calibración puede expresarse como en la ecuación (2.8).

$$\begin{bmatrix} u_i - p_{14} \\ v_i - p_{24} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11} - p_{31}u_i & p_{12} - p_{32}u_i & p_{13} - p_{33}u_i \\ p_{21} - p_{31}v_i & p_{22} - p_{32}v_i & p_{23} - p_{33}v_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Ahora bien, si la ecuación (2.8) se aplica para cada una de las dos cámaras, se puede generar un sistema de expresiones como el deducido en la ecuación (2.9), en donde \mathbf{A} representa una matriz de 4×3 , \mathbf{Y} es un vector de 4×1 que representa a las coordenadas u_i y v_i de cada cámara, y $(\mathbf{XYZ})_i$ corresponde al vector $[X_i \ Y_i \ Z_i]^T$.

$$\mathbf{Y} = \mathbf{A}(\mathbf{XYZ})_i \quad (2.9)$$

Con base en lo anterior, la reconstrucción 3D de un punto conocido se obtiene aplicando la pseudo-inversa por la izquierda según se indica en la ecuación (2.10).

$$(\mathbf{XYZ})_i = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{Y} \quad (2.10)$$

Algunos lineamientos a seguir para obtener una calibración eficiente incluyen los siguientes [2]:

- Cuantos más puntos de calibración utilizados, más fuerte y más fiable es la reconstrucción.
- Todos los puntos de calibración deben ser visibles en cada cámara y sus coordenadas de imagen deben ser distinguidas clara e inequívocamente.
- Pese a que se considera ideal un ángulo de 90° entre los ejes ópticos de las cámaras, pueden considerarse desviaciones dentro de un rango de aproximadamente 60° a 120°.
- La reconstrucción precisa de coordenadas sólo puede garantizarse dentro del volumen de calibración.

Con estos antecedentes, para el presente proyecto se utilizó como patrón de calibración el modelo de tres planos ortogonales de 1.2 m x 0.6 m x 1.0 m mostrado en la Figura 2.8, y ubicado en la posición indicada en la Figura 2.10. Los detalles de éste pueden consultarse en la subsección 4.1.1, apartado dedicado a la descripción del hardware del sistema de visión.

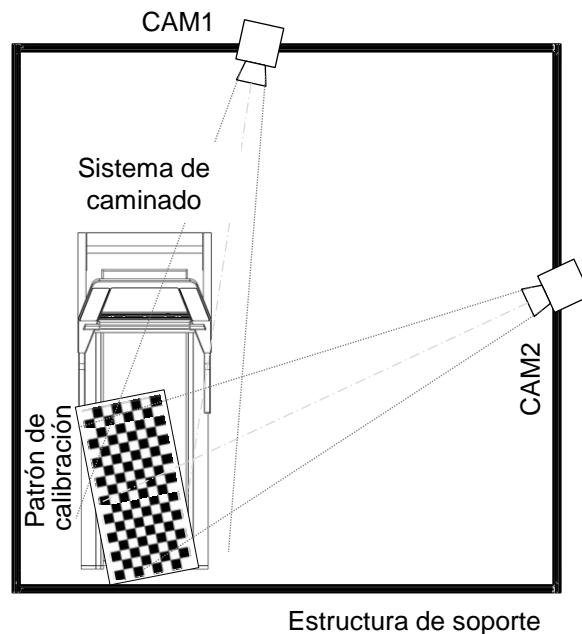


Figura 2.10: Posición del patrón de calibración sobre el sistema de caminado.

Para calibrar las cámaras usadas se implementó el algoritmo incluido en el anexo B, sobre-determinando al sistema de la ecuación (2.7) con los 217 puntos disponibles de las escenas de la Figura 2.11.

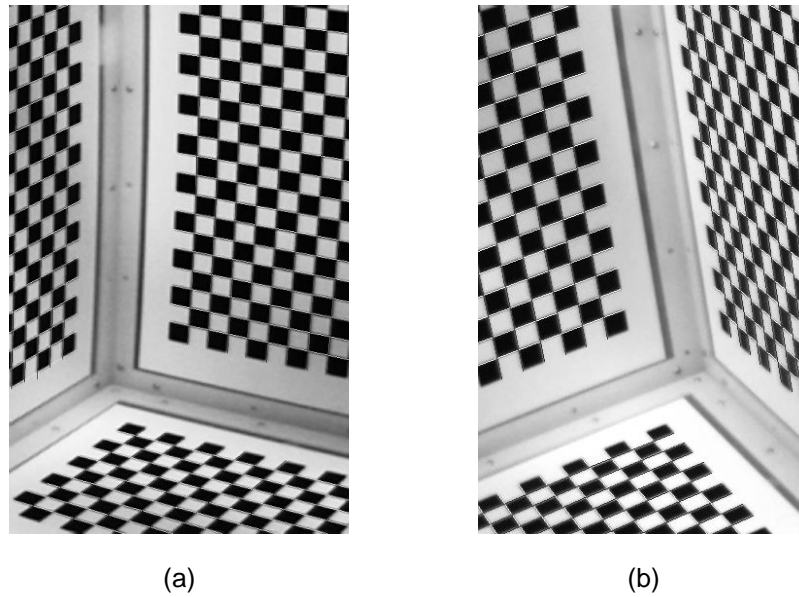


Figura 2.11: Imágenes para calibración. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.

Con ello, se obtuvo la matriz de parámetros \mathbf{P} de cada cámara según lo expresan las ecuaciones (2.12) y (2.13).

$$\mathbf{P}_1 = \begin{bmatrix} -0.344001 & 0.200377 & -0.013012 & 52.198941 \\ -0.074950 & -0.138464 & 0.380292 & -100.694373 \\ -0.000132 & -0.000194 & -0.000094 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

$$\mathbf{P}_2 = \begin{bmatrix} -0.167916 & 0.384448 & 0.067213 & -44.525845 \\ -0.142942 & -0.154292 & 0.389056 & -78.958992 \\ -0.000210 & -6.068263 & -0.000109 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Es posible evaluar los resultados del proceso de calibración conociendo la ubicación real de las esquinas del patrón de ajedrez. Aplicando un procedimiento inverso, por medio de la ecuación (2.7) se estimó la re-proyección de la ubicación de cada una de las observaciones en cada plano de imagen. Como se observa en la Figura 2.12, se observó un traslape más prolijo entre las ubicaciones reales y las re-proyectadas en la imagen de la cámara izquierda (Figura 2.12 (a)), que en la imagen de la cámara central (Figura 2.12 (b)). En este sentido, se consideró que una toma central y una derecha son óptimas para darle seguimiento a los marcadores posicionados en la zona lateral del miembro inferior. Si ambas cámaras fueran laterales, para una de las capturas sería imposible observar los marcadores a causa de su ocultamiento.

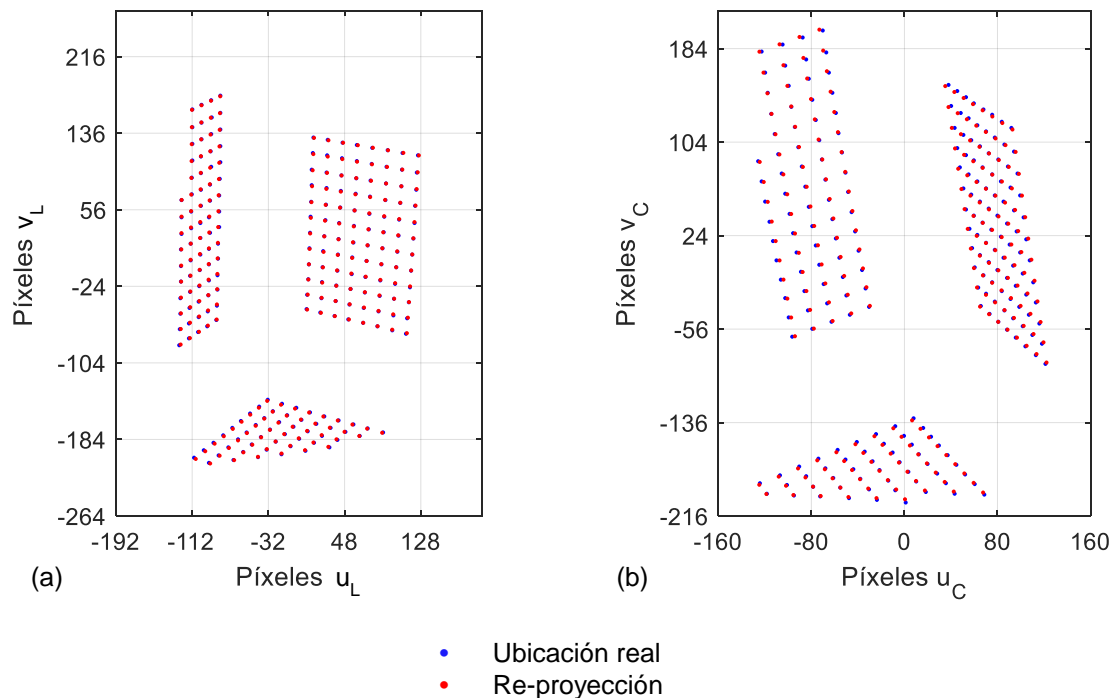


Figura 2.12: Re-proyección de las observaciones luego de la calibración. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.

De manera cuantitativa, se estimó la distancia euclidiana entre las ubicaciones 3D reales y las reconstruidas a partir de las observaciones re-proyectadas. De este modo, se obtuvo el mapa tridimensional del error de calibración mostrado en la Figura 2.13. Como se puede apreciar, el rango de error más grande para la calibración en cuestión se concentra en la esquina superior izquierda del plano YZ, mientras que en las zonas restantes el error es menor a los 6 mm. Factores como la distorsión radial negativa del lente o la perpendicularidad de los planos del patrón con respecto del eje óptico de la cámara pueden explicar la caracterización de tal distribución del error. Como se aprecia en la Figura 2.11 (b) el tablero de ajedrez del plano vertical derecho es levemente menos visible que el izquierdo debido al particular posicionamiento de la cámara central.

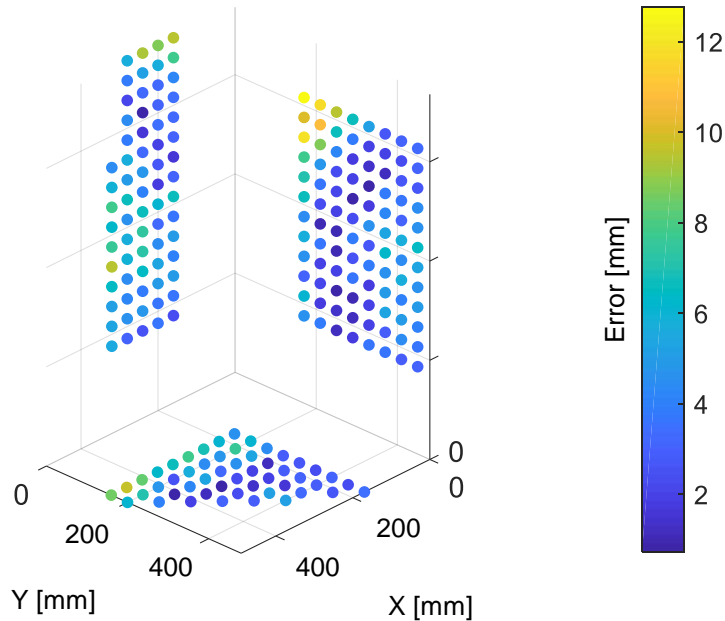


Figura 2.13: Mapa tridimensional del error de calibración.

Con el fin de juzgar e interpretar los resultados obtenidos de la calibración es necesario no solamente comparar los valores de error respecto a otros sistemas, sino también contrastar las características de cada uno. Con este propósito, se calcularon los parámetros de error sintetizados en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3: Resumen del error tridimensional de calibración.

Error máximo [mm]	Error mínimo [mm]	Error promedio [mm]	Desviación estándar del error [mm]	RMS del error [mm]
12.7	0.7	4.3	2.3	4.8

Para justificar los resultados de la Tabla 2.3 debe considerarse la cantidad de cámaras utilizadas y el costo del sistema. En [56] se reportaron los efectos que producen en el error el número de cámaras y el ángulo formado entre sus ejes ópticos. Ya que el mínimo de imágenes necesarias para realizar la calibración es dos, esta situación conlleva al máximo error obtenible. Por otro lado, se debe tomar en cuenta el hecho de que se empleó un equipo de bajo costo. Por su parte, el sistema MX-f20 de 12 cámaras comercializado por Vicon® puede alcanzar una precisión de 0.5 mm por un costo de AU \$250K [57] (MXN \$3.4M aprox.). Por otro lado, el sistema Natural Point OptiTrack® de 12 cámaras con un precio de AU \$15K (MXN \$206K aprox.) es capaz de lograr un error de hasta menos de 2 mm [57]. Por tal motivo, se puede

presumir que el error promedio de reconstrucción de 4.3 mm obtenido en el proyecto es relativamente cercano y satisfactorio si se considera el uso de dos cámaras por un precio aproximado de MXN \$33K. Los resultados obtenidos se pueden atribuir en gran parte a que se procuró que los ángulos entre los ejes ópticos de las cámaras estuviesen entre el rango de 60°–120° [2], [56].

2.5 Método de reconstrucción por visión

Una vez implementado el algoritmo de seguimiento de marcadores y después de haber calculado los parámetros de calibración para ambas cámaras, es posible efectuar la reconstrucción tridimensional. Con este fin, primero se debe encontrar cuál *blob* de la imagen izquierda y cuál de la imagen central corresponden a un mismo punto óseo de referencia. A modo de ejemplo, en la Tabla 2.5 se muestra la correspondencia de etiquetas de los marcadores de la Figura 2.14 de acuerdo con la nomenclatura definida anteriormente (ver Figura 2.2 y Tabla 2.2).

Tabla 2.4: Correspondencia de etiquetas de los marcadores.

Abreviación del punto óseo de referencia	Etiqueta del marcador en la cámara izquierda	Etiqueta del marcador en la cámara central
RFAL	1	1
RTTC	2	2
RFAX	3	3
RFLE	4	4
RFT	5	5

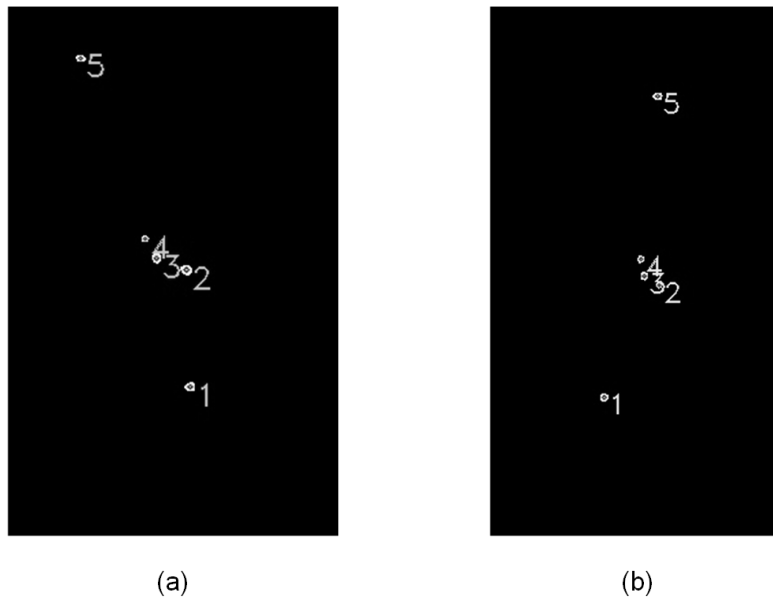


Figura 2.14: Seguimiento de puntos óseos de referencia. (a) Cámara izquierda, (b) cámara central.

Con estos datos, la reconstrucción 3D de cada punto óseo de referencia se computa como se explica a continuación. Tomando las coordenadas u_i y v_i del marcador i de la imagen izquierda junto con los parámetros P de su cámara se forman los primeros dos renglones de la matriz A y del vector Y de la ecuación (2.10). Repitiendo el mismo procedimiento con información del marcador correspondiente de la imagen central se completa el sistema de ecuaciones para reconstruir la ubicación $(XYZ)_i$ del marcador i . Si esta serie de pasos se itera para cada uno de los marcadores restantes y sus puntos se unen para formar segmentos se obtienen los resultados de la Figura 2.15.

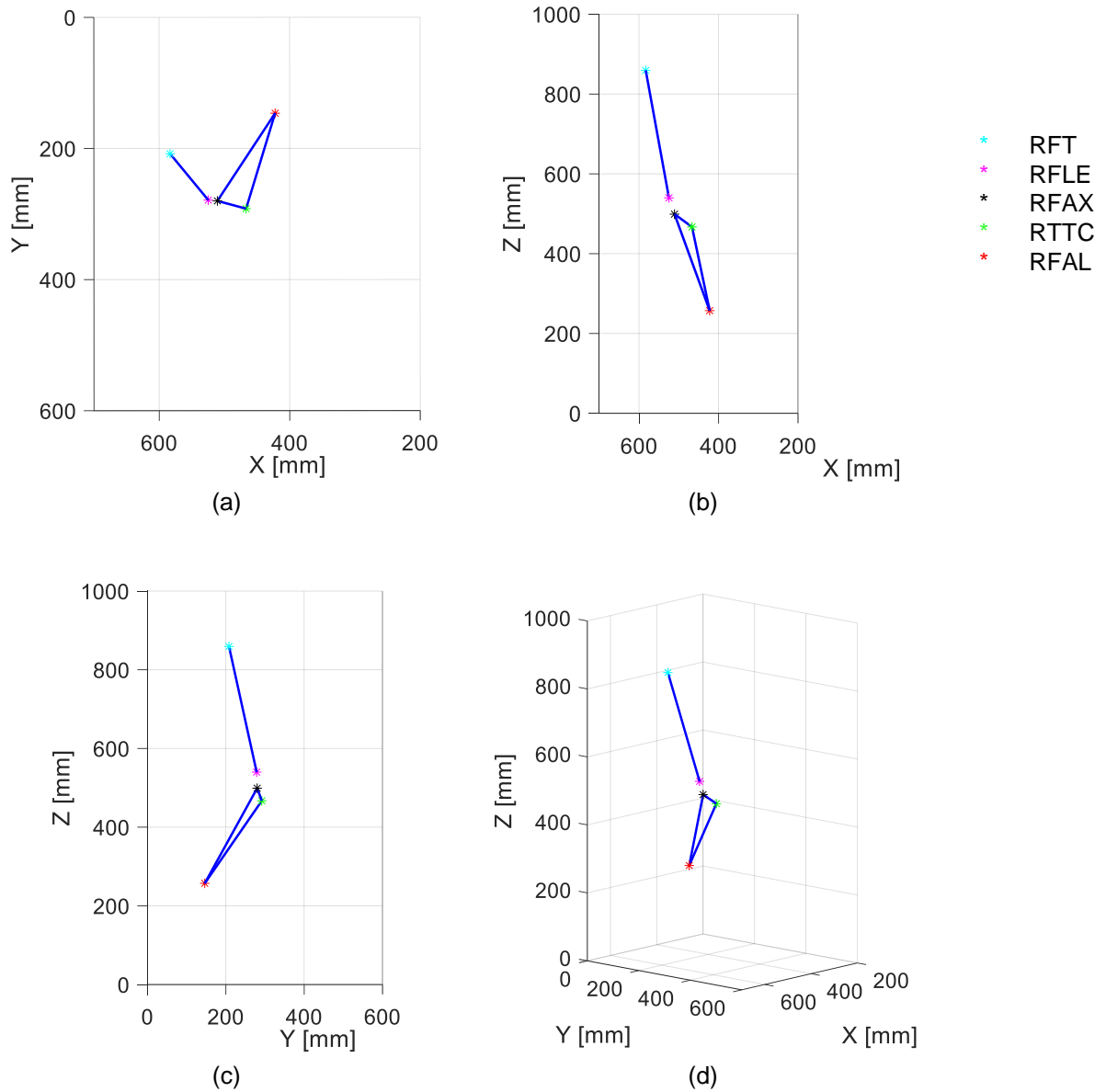


Figura 2.15: Reconstrucción 3D del caminado en un instante de tiempo. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.

Consecuentemente, al reconstruir los puntos óseos de referencia de todos los fotogramas de los videos se obtiene la reconstrucción tridimensional de toda la prueba de caminado, es decir la superposición de cada posición de la pierna en cada instante (ver Figura 2.16).

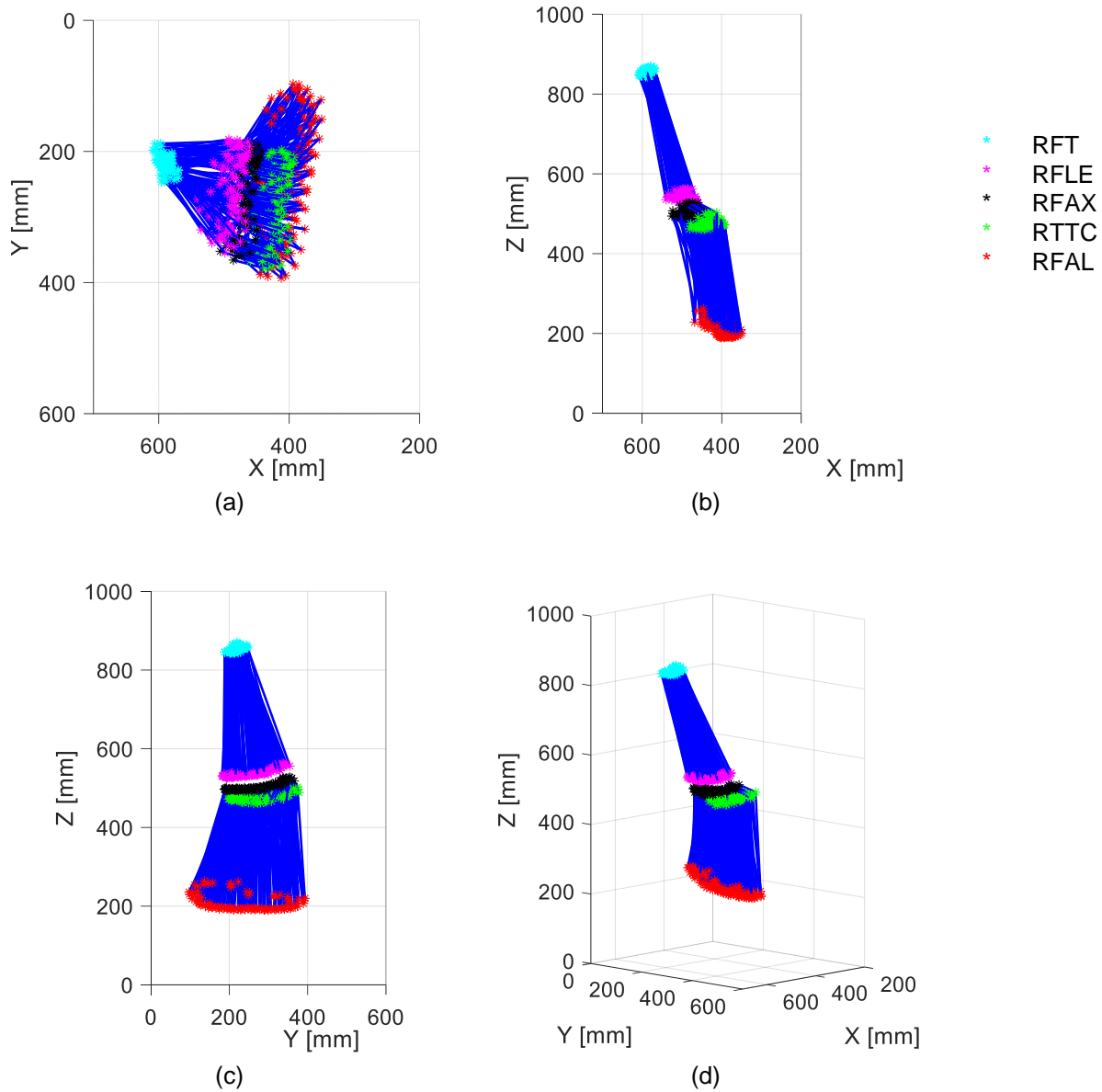


Figura 2.16: Reconstrucción 3D del caminado de la prueba completa. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.

2.6 Filtrado digital de las señales de trayectorias

Debido a la naturaleza del fenómeno del caminado (movimientos complejos e impredecibles), a la reconstrucción digital de este, y otras condiciones que generan mediciones ruidosas es necesario pre-procesar la señal bruta de la trayectoria de los marcadores antes de efectuar cualquier otro cálculo [2]. Por tal motivo, se implementó un filtro pasa-bajas para sustraer las componentes de ruido de las rutas cartesianas XYZ de la reconstrucción de los puntos óseos de referencia.

De acuerdo con trabajos reportados en la literatura, los valores de frecuencia de corte f_c del filtro oscilan entre los 4 y 12 Hz para el caso del análisis de la marcha humana [2], [13] [58]. Sin embargo, también es cierto que dicho valor depende fuertemente de cada condición de prueba particular, por lo que se requiere utilizar un método justificable que se adapte a las peculiaridades del conjunto de datos específico [2]. En el presente trabajo se implementó el análisis de diferencia residual entre la señal bruta y la señal filtrada obtenida por un filtro pasabajas de segundo orden. Para ello, primero se calculó el residuo en función de distintas frecuencias de corte $R(f_c)$ para N muestras, de acuerdo a la ecuación (2.14), [59].

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2} \quad (2.14)$$

Donde X_i denota los datos brutos de la i -ésima muestra y \hat{X}_i sus datos filtrados. Así, para elegir la frecuencia de corte ideal f'_c de la Figura 2.17 se seleccionó aquel valor en el que la curva de residuos comienza a presentar un comportamiento asintótico [2]. Para este fin, se debe trazar una línea de regresión lineal ad y proyectar una línea horizontal desde a hasta b para intersecarla con la curva de residuos [60]. De esta forma, la frecuencia de corte del eje horizontal correspondiente al residuo del punto b es considerada como el valor óptimo f'_c que atenúa la señal de ruido desde c hasta e.

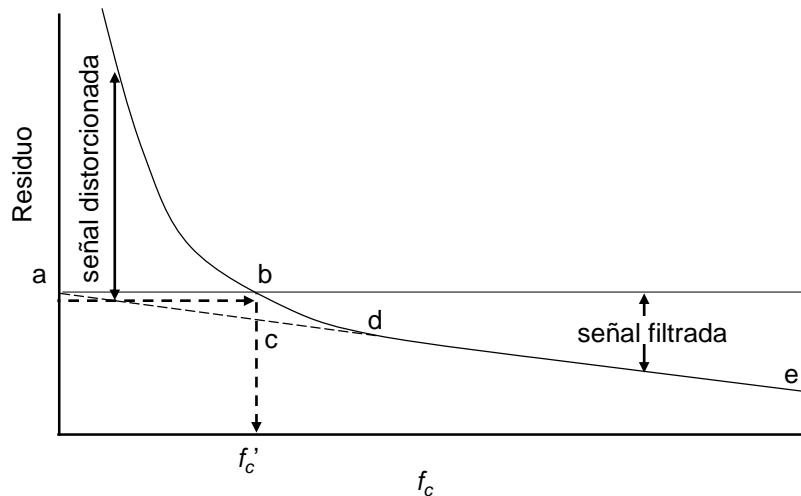


Figura 2.17: Residuo entre una señal filtrada y bruta en función de la frecuencia de corte del filtro.

Por otro lado, a pesar de que los marcadores distales de los miembros inferiores desarrollan mayor desplazamiento, y, por ende, mayor frecuencia que los de la cadera y el torso (6 Hz contra 3 Hz), es posible atribuirles a todos ellos el mismo contenido de ruido [59]. Con base en esto, se efectuó un análisis de diferencia residual a la trayectoria en Z del marcador RFAL (ver Figura 2.2) ya que esta esta fungirá como referencia para el algoritmo de identificación de los ciclos de marcha (ver subcapítulo 3.2). En la Figura 2.17 se puede observar el cálculo de

la señal residual obtenida mediante el algoritmo del anexo C y se puede apreciar la frecuencia f_c' de 11 Hz deducida de este. Por otra parte, de la intersección de la línea de regresión lineal se puede inferir que el valor RMS de ruido es de 1.2 mm para esta frecuencia.

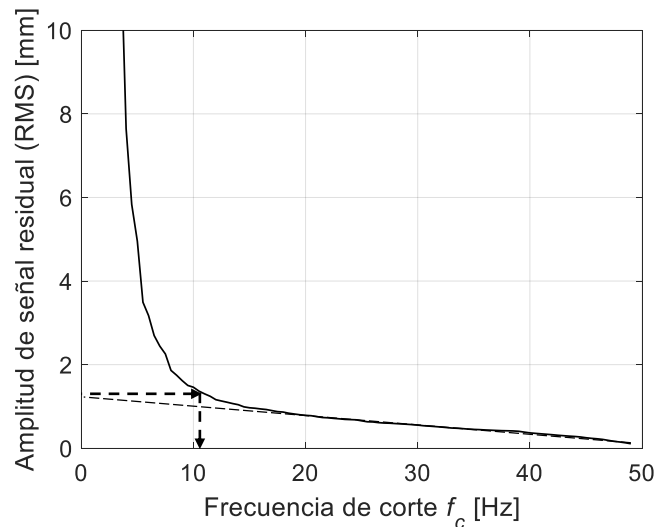


Figure 2.1: Gráfica del análisis de diferencia residual entre una señal filtrada y bruta en función de la frecuencia de corte del filtro.

De forma adicional, se analizaron los resultados del filtrado a distintas frecuencias de corte f_c' para visualizar y comparar sus efectos. Como se ilustra en la Figura 2.18, se utilizaron los valores reportados en la literatura incluyendo el valor obtenido del análisis de diferencia residual.

Debido a la mayor suavización de la curva con respecto de $f_c' = 11$ Hz y argumentando que el diseñador del filtro debe seleccionar la frecuencia de corte según su criterio [59], se eligió una f_c' de 8 Hz para tratar las señales de la reconstrucción de todos los marcadores. Con esto se pretendió atenuar el impacto que provoca el ruido en las derivadas de la señal de la posición, i.e, en el cálculo de la velocidad y de la aceleración.

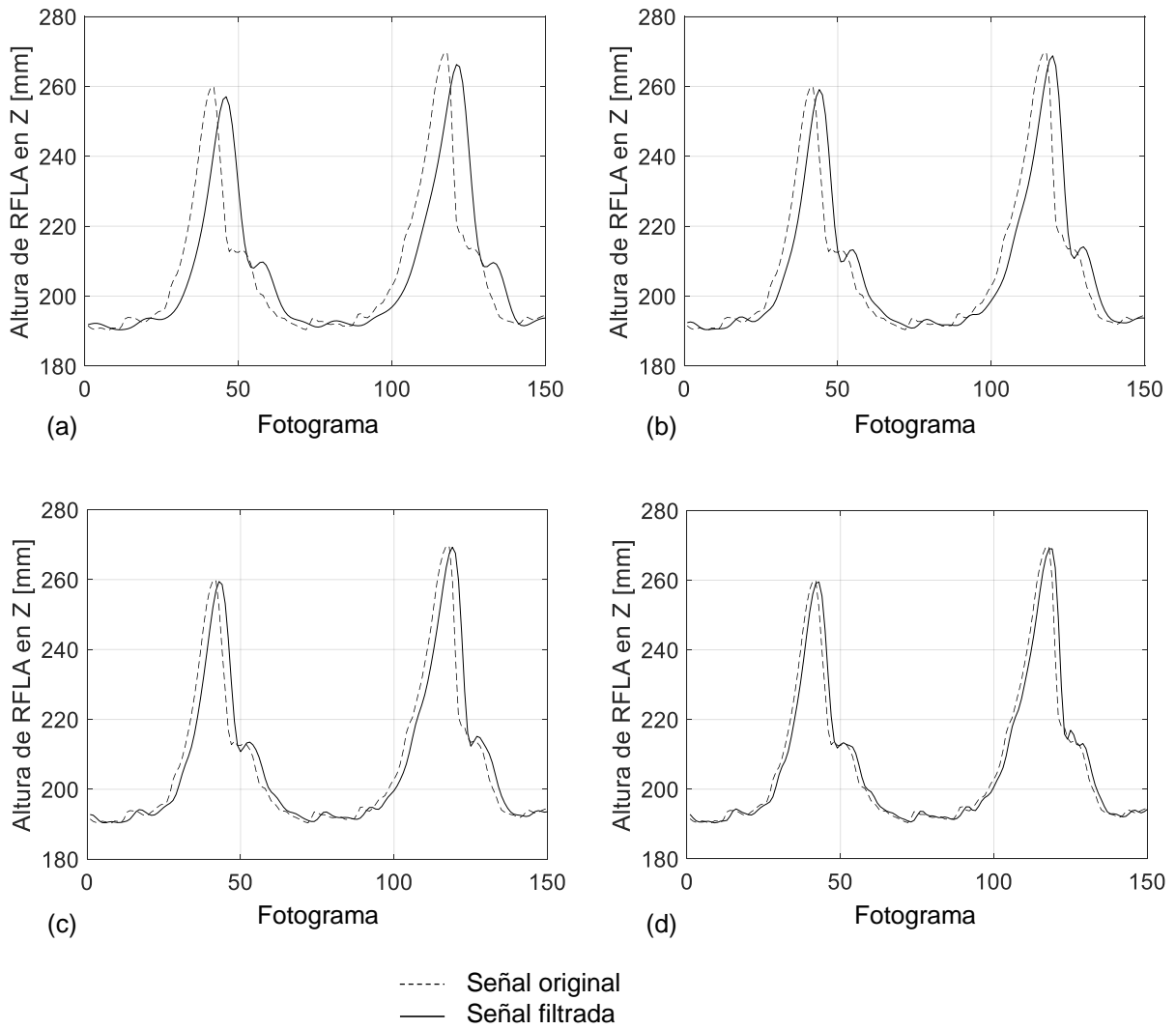


Figura 2.18: Comparativa de la trayectoria del marcador RFLA en el eje Z durante la marcha, original vs. filtrada. (a) Con $f_c = 4$ Hz, (b) con $f_c = 6$ Hz, (c) con $f_c = 8$ Hz, (d) con $f_c = 11$ Hz.

3 Desarrollo de algoritmos para el estudio biomecánico del caminado humano

El capítulo 3 está destinado a detallar los algoritmos implementados en el sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora. En la sección 3.1 se explica la estrategia seguida para identificar el inicio y fin de cada ciclo de marcha, mientras que en el 3.2 se describe cómo se calculó el desplazamiento, velocidad y aceleración de la flexión de la rodilla. Posteriormente, se abordan los fundamentos del cálculo del acortamiento de la pierna, seguido de la altura de paso. El capítulo finaliza exponiendo la estrategia de estimación de la velocidad experimental de la caminadora y el cálculo de la longitud de zancada.

3.1 Algoritmo para la discriminación de los ciclos de la marcha

Luego de filtrar las trayectorias reconstruidas de los marcadores y previo a estimar ciertas métricas biomecánicas, es necesario discriminar de entre los datos existentes cuáles de ellos corresponden a etapas representativas del caminado. De esta forma, se posibilita la normalización temporal en ciclos de marcha y la comparación entre pacientes en puntos discretos del caminado [13], [61], [62].

Por convención, el contacto inicial del pie con el suelo (IC, por sus siglas en inglés) da lugar al inicio de un ciclo completo de marcha y establece la iniciación de la fase de apoyo [13]. Existen distintas estrategias para la detección de este evento y en lo sucesivo se clasificarán como instrumentadas y no instrumentadas. La técnica ideal está basada en métodos instrumentados que permiten medir con precisión la fuerza de reacción del suelo del IC a través de plataformas con celdas de carga [61]. Sin embargo, en algunas circunstancias no es factible utilizar dicha técnica, como por ejemplo, durante pruebas en campo o en caminadoras estándar [61]. Además, mediante una plataforma convencional de fuerza únicamente se recaba información referente a una sola zancada, alterando el patrón de caminado y la velocidad natural del paciente [13], [62], [63]. Este problema se resuelve por medio de giroscopios y acelerómetros, o a través de la instrumentación del pie con resistencias sensoras de fuerza o interruptores [4], [13], [63]. Sin embargo, dispositivos adicionales tienen que ser incorporados, sincronizados, y la adquisición de datos se incrementa considerablemente [62]. Además, en el análisis de la marcha sobre caminadora es preferible evitar el uso de cables que estorben o incomoden al paciente [58].

Debido a lo anterior, en la literatura se han propuesto métodos no instrumentados para la detección del IC con base en datos cinemáticos de posición, velocidad, aceleración y trepidación. Aun cuando se han desarrollado distintas estrategias, solo algunas de ellas se han enfocado a atender la discriminación de ciclos de marcha sobre caminadora [58]. En [64] se detectó

el IC de la marcha sobre caminadora basándose en las curvas sinusoidales características del desplazamiento y la velocidad de un marcador distal del miembro inferior. Sin embargo, esta táctica requiere de una alineación minuciosa entre el sistema de coordenadas del laboratorio y la banda de caminado. Por otro lado, en [13] se definió al IC como el máximo local de la aceleración vertical del marcador del talón. Similarmente, en [58] y en [65] se propuso la identificación del inicio de la marcha como el cambio de positivo a negativo en la velocidad vertical del marcador correspondiente al talón.

Con estos antecedentes, en este proyecto se desarrolló un algoritmo para la identificación de los ciclos de marcha tomando como referencia la trayectoria filtrada en Z del marcador RFAL. Como se describe en el diagrama de flujo del anexo D, el algoritmo parte de la división del conjunto de datos en ventanas con anchos idénticos. Con base en esto, se identifica el valor máximo de desplazamiento de RFAL en Z dentro de cada ventana. Después, basándose en datos estadísticos se clasifica cuáles de dichos valores máximos realmente corresponden a picos de altura de RFAL (ver \circ en Figura 3.1). La detección del IC (ver \times en Figura 3.1) se da cuando, entre dos picos de altura, ocurren por primera vez dos eventos de manera simultánea. Por un lado, la curva de velocidad de RFAL en Z realiza un cruce de positivo a negativo (con cierto margen de aceptación). Por otro lado, la altura de RFAL en Z se encuentra dentro de un margen del -15% del promedio de las alturas mínimas halladas entre picos. Siguiendo la convención de la definición del IC [13], es posible distinguir de entre los datos cuáles de ellos corresponden a inicios de ciclos de marcha (ver -- en Figura 3.1).

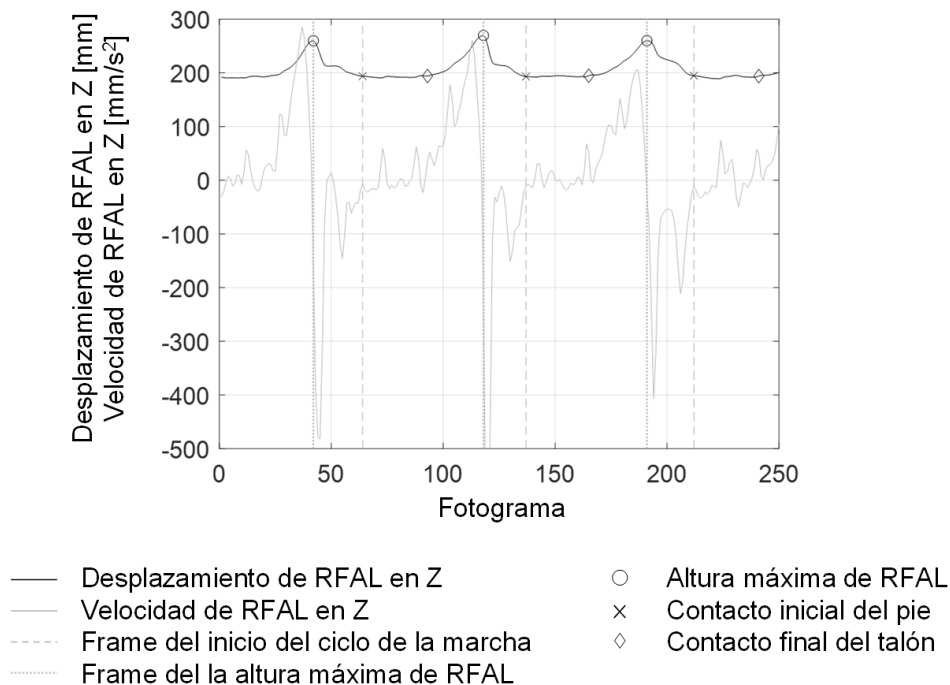


Figura 3.1: Resultado del algoritmo para la discriminación de los ciclos de la marcha.

También puede ser útil conocer el momento en el que el talón realiza el despegue, i.e., el contacto final. Para ello, se consideró al contacto final (ver \diamond en Figura 3.1) como el momento en el que, entre dos picos de altura, ocurren por última vez dos eventos de forma simultánea. Por un lado, la velocidad vertical de RFAL realiza un cruce de negativo a positivo. Por el otro, la altura vertical de RFAL se encuentra dentro de un margen del -15% del promedio de las alturas mínimas halladas entre picos.

3.2 Cálculo del desplazamiento, velocidad y aceleración de la flexión de la articulación de la rodilla

Como se mencionó anteriormente, la detección de los ciclos de marcha permite un análisis objetivo y normado de los datos muestreados en forma de caracterizaciones biomecánicas del caminado. Considerando los marcadores laterales de la pierna del protocolo utilizado, se definió un vector independiente para cada segmento de la pierna según se muestra en la Figura 3.2.

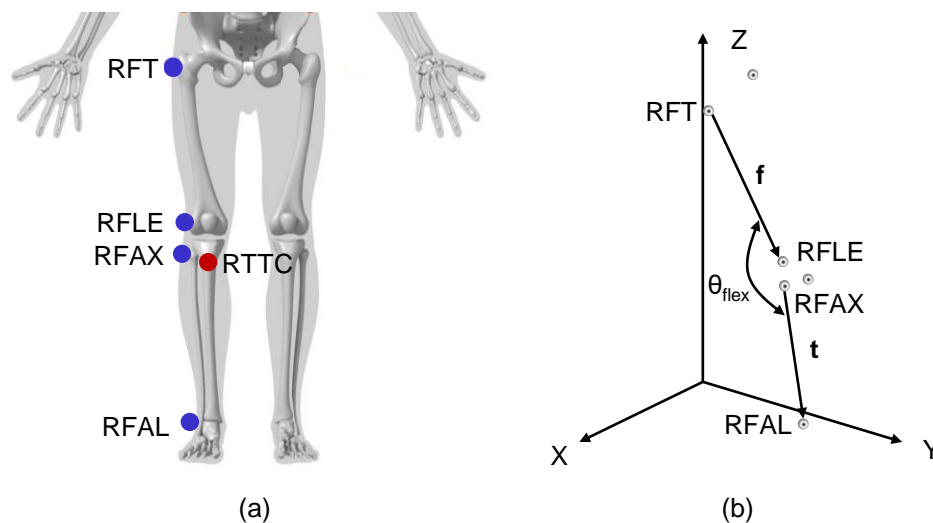


Figura 3.2: Definición de vectores de los segmentos de la pierna para el cálculo del ángulo de flexión de la rodilla. (a) Definición de marcadores, (b) definición de vectores.

Para explotar todo el volumen de calibración se eligió aquella articulación que integrara los elementos mayores del miembro inferior, i.e., el fémur y la tibia a través de la rodilla. Así, se designó un vector f para el segmento del fémur partiendo desde el marcador RFT hasta el RFLE. De manera similar, se especificó un vector t para el segmento de la tibia yendo desde el marcador RFAX hasta el RFAL. Ambas definiciones pueden ser descritas en el instante i de acuerdo con las expresiones de la ecuación (3.1).

$$\mathbf{f}(t_i) = \begin{bmatrix} \text{RFLE}_x(t_i) - \text{RFT}_x(t_i) \\ \text{RFLE}_y(t_i) - \text{RFT}_y(t_i) \\ \text{RFLE}_z(t_i) - \text{RFT}_z(t_i) \end{bmatrix}, \quad \mathbf{t}(t_i) = \begin{bmatrix} \text{RFAL}_x(t_i) - \text{RFAX}_x(t_i) \\ \text{RFAL}_y(t_i) - \text{RFAX}_y(t_i) \\ \text{RFAL}_z(t_i) - \text{RFAX}_z(t_i) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Ahora bien, efectuando el producto punto entre los dos vectores y despejando la variable de interés, se obtuvo la relación de la ecuación (3.2) para describir el ángulo de flexión de la rodilla en el instante i , $\theta_{\text{flex}}(t_i)$.

$$\theta_{\text{flex}}(t_i) = \arccos \left(\frac{\mathbf{f}(t_i) \cdot \mathbf{t}(t_i)}{\|\mathbf{f}(t_i)\| \|\mathbf{t}(t_i)\|} \right) \quad (3.2)$$

Con base en este resultado y utilizando ecuaciones de diferencias finitas, se puede calcular la velocidad ($\dot{\theta}_{\text{flex}}(t_i)$) y la aceleración ($\ddot{\theta}_{\text{flex}}(t_i)$) instantáneas de la flexión, según se indica en la ecuación (3.3) y (3.4).

$$\dot{\theta}_{\text{flex}}(t_i) = \frac{\theta_{\text{flex}}(t_{i+1}) - \theta_{\text{flex}}(t_i)}{t_{i+1} - t_i} \quad (3.3)$$

$$\ddot{\theta}_{\text{flex}}(t_i) = \frac{\dot{\theta}_{\text{flex}}(t_{i+1}) - \dot{\theta}_{\text{flex}}(t_i)}{t_{i+1} - t_i} \quad (3.3)$$

3.3 Cálculo del acortamiento de la pierna

La métrica de acortamiento de la pierna refiere al efecto natural que desarrolla el miembro inferior al flexionarse con el fin de evitar tropiezos [14]. Debido a esto, este fenómeno es uno de los factores más cruciales en lo que respecta a la estabilidad durante el ciclo de la marcha humana. Con el propósito de caracterizarlo, se propuso generar un vector \mathbf{s} desde el marcador RFLE hasta el RFAL como se ilustra en la Figura 3.3.

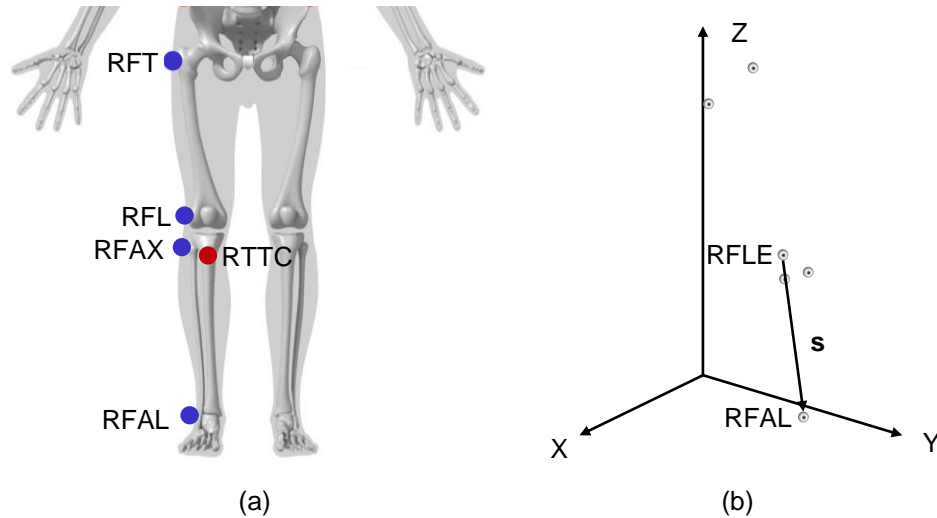


Figura 3.3: Definición de vectores de los segmentos para el cálculo de acortamiento de la pierna. (a) Definición de marcadores, (b) definición de vectores.

Así, para capturar el acortamiento del miembro inferior basta con seguir la variación de la magnitud del vector s , como se indica en la ecuación (3.5).

$$\|s(t_i)\| = \text{mag} \left\{ \begin{bmatrix} \text{RFAL}_x(t_i) - \text{RFLE}_x(t_i) \\ \text{RFAL}_y(t_i) - \text{RFLE}_y(t_i) \\ \text{RFAL}_z(t_i) - \text{RFLE}_z(t_i) \end{bmatrix} \right\} \quad (3.5)$$

3.4 Cálculo de la altura de paso

La altura del paso h_s de un ciclo de marcha c_j se define como la diferencia entre la coordenada en Z máxima y la coordenada en Z del IC desarrollada por un mismo pie [12]. Para estimarla se utilizaron los datos del marcador RFAL según se indica en la ecuación (3.6).

$$h_s(c_j) = Z_{\max}(c_j) - Z_{\text{IC}}(c_j) \quad (3.6)$$

3.5 Cálculo de la longitud de zancada

Se define como longitud de zancada a la distancia lineal comprendida desde el contacto inicial de un pie hasta la colocación del mismo en el suelo. Cuando las pruebas del caminado se efectúan en pasarela el pie realiza un desplazamiento relativo al sistema mundial de coordenadas. En ese caso, la longitud de zancada $l_s(c_j)$ puede computarse como la distancia entre el punto $xyz_{\text{IC}}(c_{j+1})$ correspondiente al IC en un ciclo, y el punto $xyz_{\text{IC}}(c_j)$ referente al IC del mismo pie en un ciclo anterior, [12] (ver ecuación (3.7)).

$$l_s(c_j) = \sqrt{(x_{\text{IC}}(c_{j+1}) - x_{\text{IC}}(c_j))^2 + (y_{\text{IC}}(c_{j+1}) - y_{\text{IC}}(c_j))^2 + (z_{\text{IC}}(c_{j+1}) - z_{\text{IC}}(c_j))^2} \quad (3.7)$$

De manera contrastiva, cuando el análisis del caminado se ejecuta sobre una caminadora, tanto el contacto inicial del ciclo c_j como el del c_{j+1} ocurren aproximadamente en la misma ubicación del sistema mundial de coordenadas. No obstante, la longitud de zancada puede estimarse si se conoce el tiempo transcurrido entre ambos eventos y la velocidad de desplazamiento de la banda (v_{tr}). Del mismo modo, el lapso entre los dos IC se puede calcular si se divide la cantidad de fotogramas transcurridos durante el ciclo entre la frecuencia de muestreo de la adquisición, como se expresa en la ecuación (3.8).

$$l_s(c_j) = v_{tr} (t_{c_{j+1}} - t_{c_j}) = v_{tr} \left(\frac{\text{Cantidad de frames } (c_j)}{\text{fps}} \right) \quad (3.8)$$

Por otro lado, la velocidad programada de la caminadora no necesariamente coincide con su velocidad real. Factores como el error de medición en sus sensores, la carga sobre la banda y la fricción pueden afectar su valor final. Por eso, en el presente proyecto se propuso calcularla de acuerdo con la ecuación (3.9).

$$v_{tr} = \frac{\sum_{j=1}^J \frac{d_{\text{gnd}(j)}}{t_{\text{gnd}(j)}}}{J} \quad (3.9)$$

En donde $d_{\text{gnd}(j)}$ se refiere a la distancia que viaja el talón sobre la banda en el j -ésimo ciclo, $t_{\text{gnd}(j)}$ al tiempo de tal recorrido, y J a la cantidad total de ciclos. Para medir el tiempo en que el talón se encuentra sobre la banda basta con reconocer el instante del contacto inicial y el contacto final dados por los eventos de la Figura 3.1.

4 Desarrollo del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano

El capítulo 4 presenta y describe los componentes que integran el sistema para el análisis biomecánico asistido por computadora (CAEBA, por sus siglas en inglés). Para ello, en la sección 4.1 se explica la visión de conjunto y a detalle de la arquitectura del hardware, mientras que en la sección 4.2 se especifican y delinear los módulos del software del sistema.

4.1 Arquitectura del hardware del sistema

El sistema CAEBA propuesto está compuesto por cuatro subsistemas principales de hardware: el sistema de visión, el sistema de caminado, la estructura de soporte y el equipo de cómputo (ver Figura 4.1).

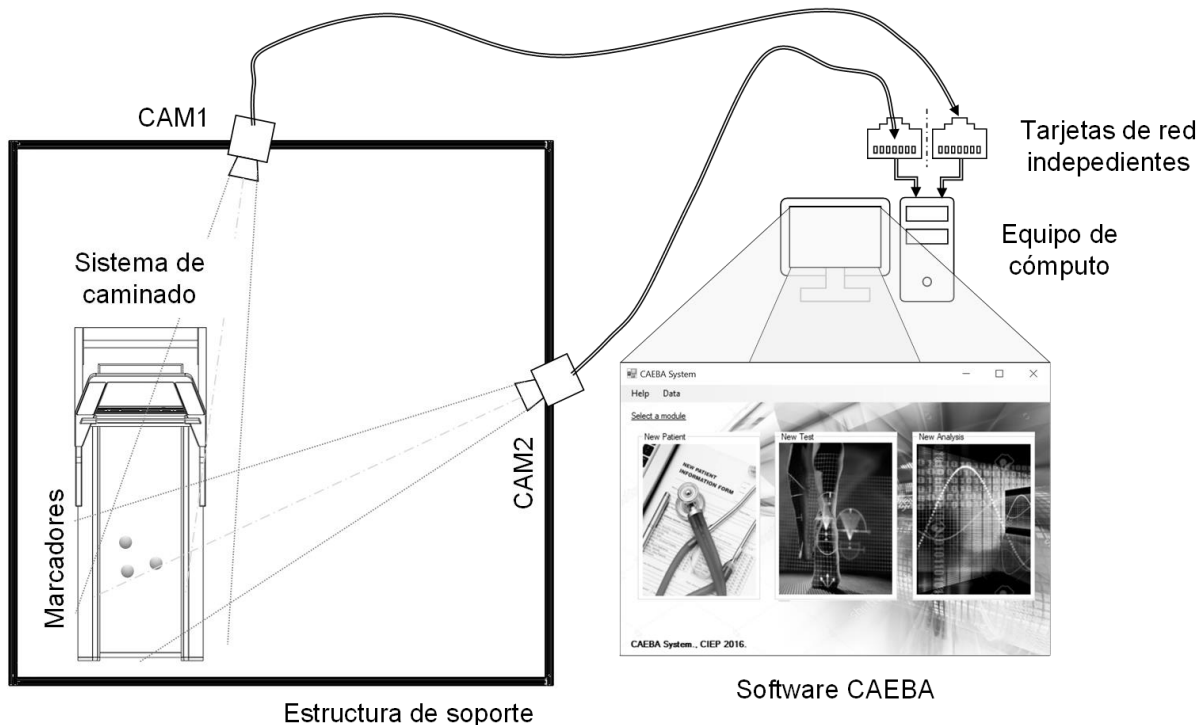


Figura 4.1: Arquitectura del hardware del sistema CAEBA.

De forma general, los marcadores son posicionados en el paciente para que este efectúe la marcha a una velocidad preestablecida sobre el sistema de caminado. Tales movimientos son capturados por la cámara frontal (CAM1) y la cámara lateral (CAM2) que están montadas rígidamente sobre la estructura de soporte. Al mismo tiempo, la información adquirida por cada cámara es transferida al equipo de cómputo a través de canales independientes. Posteriormente, los datos recabados son procesados por el software del sistema, que finalmente emite

una serie de métricas y parámetros en forma de gráfica para su interpretación. Las características técnicas de cada uno de los elementos se proporcionan a continuación.

4.1.1 Sistema de visión

El sistema de visión está comprendido por las cámaras de grabación, el patrón de calibración y los marcadores. Las dos cámaras integradas pertenecen al tipo uEye®, cámaras industriales estándar normalmente utilizadas en aplicaciones multicámara por su concepto extremadamente compacto y su costo relativamente accesible. Las características de ellas se muestran en la Tabla 4.1, mientras que en la Tabla 4.2 se sintetizan los datos del cable para energizarlas.

Tabla 4.1: Especificaciones técnicas de la cámara de visión.

Nombre del fabricante	IDS Imaging Development Systems GmbH®
Nombre	UI-5240CP-C-HQ Rev.2
Interfaz	GigE
Tipo de sensor	CMOS
Cuadros por segundo	60.0 fps
Resolución	1280 x 1024
Disparador	Global Shutter, Global Start Shutter, Rolling Shutter
Clase óptica	1/18"

Con respecto a la configuración del disparador de la cámara, se utilizó el tipo predeterminado de *Global Shutter*. Por otro lado, para transferir la imagen de la escena al plano de la imagen (ver Figura 2.8), se requiere del uso de una lente óptica. Además de esto, las lentes ópticas permiten modificar la apertura y el zoom óptico para controlar la cantidad de luz entrante y magnificar la imagen, respectivamente. Las propiedades técnicas de las lentes ópticas instaladas en cada una de las uEye® del CAEBA se sintetizan en la Tabla 4.3.

Tabla 4.2: Especificaciones técnicas del cable I/O + energía.

Nombre del fabricante	IDS Imaging Development Systems GmbH®
Tipo de cable	Cable de 6 hilos
Conector	Socket Hirose HR10 de 6 pines, recto y bloqueable, para abrir el extremo

Tabla 4.3: Especificaciones técnicas de la lente óptica.

Nombre del fabricante	Goyo Optical Inc.®
Rango de iris	F1.4-16
Formato	2/3"
Montaje	C
Distancia focal	8 mm

Finalmente, para transmitir los datos de captura de la cámara al equipo de cómputo se instaló el cable de conexión GigE con las características de la Tabla 4.4. La conexión GigE es un estándar de comunicación en el cual no se requiere comprimir la información antes de transferirla, logrando una tasa de envío de hasta 10000 Mbit/s [66]. A pesar de que el protocolo fue introducido hace ya más de una década, sigue siendo ampliamente utilizado en sistemas para estudios biomecánicos de la marcha [67]-[69].

Tabla 4.4: Especificaciones técnicas del cable de conexión.

Nombre del fabricante	IDS Imaging Development Systems GmbH®
Tipo de cable	Cable de conexión GigE
Conector	Harting RJ45 push/pull – RJ45

Como se subrayó en la sección 2.4, para estimar los parámetros de calibración de la cámaras se requiere de un objeto de referencia como los ilustrados en la Figura 2.9. Con base en esto, se diseñó y construyó el patrón de calibración desarmable de tres planos ortogonales de la Figura 4.2 (a), el cual posee dimensiones de 1.2 m x 0.6 m x 1.0 m. Se consideró que este volumen de calibración es adecuado para la reconstrucción de las trayectorias que los marcadores del miembro inferior desarrollan durante la marcha sobre caminadora. Para la fabricación del patrón se eligió acrílico de 6 mm por su relación masa-rigidez y por su bajo costo. Adicionalmente, sobre cada plano se instaló en vinil un tablero de ajedrez con cuadros de 40 x 40 mm con orígenes ubicados en las coordenadas definidas en la Figura 4.2 (b).

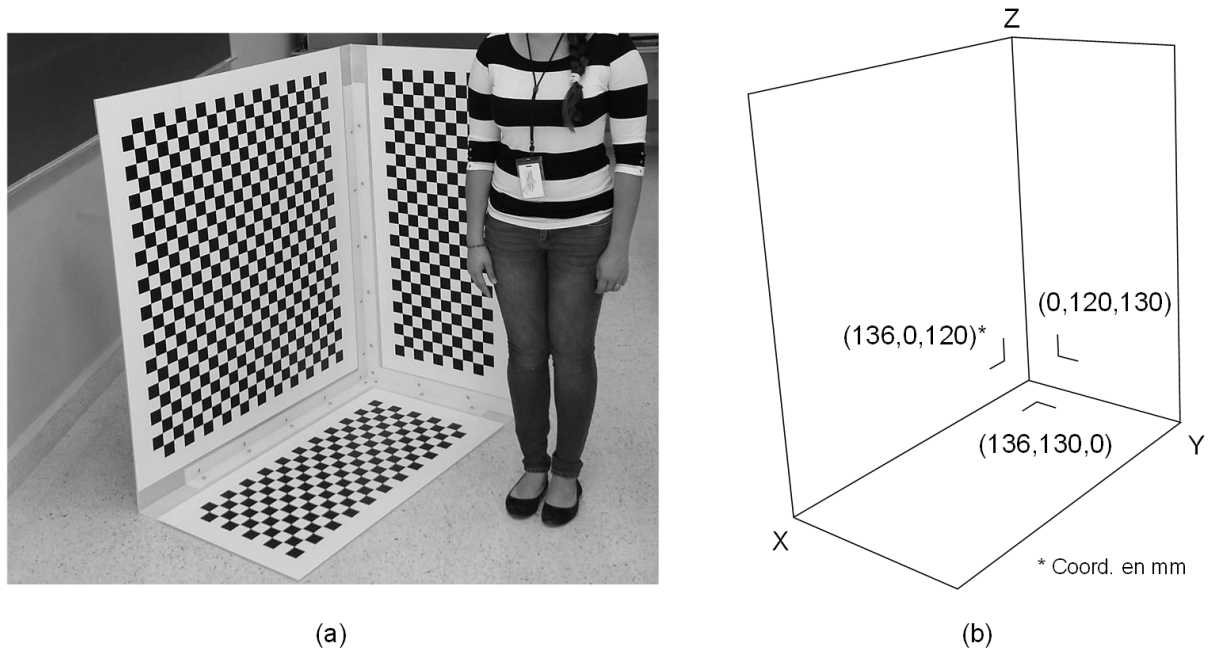


Figura 4.2: Patrón de calibración de triedro. (a) Construcción física, (b) origen de los tableros de ajedrez.

El tercer elemento del sistema de visión son los marcadores activos. Para fabricarlos se diseñaron módulos independientes con alimentación portátil, ya que esto promueve el sentido de naturalidad en el desempeño del paciente durante la prueba. Cada marcador consta de un LED, una pila de botón de litio de 3V tipo CR 2025, dos resistencias de $10\ \Omega$ en paralelo, y un cable switch para su activación, como se indica en la Figura 4.3 (a). Todos los elementos se integraron sobre portapilas, obteniendo el resultado mostrado en la Figura 4.3 (b).

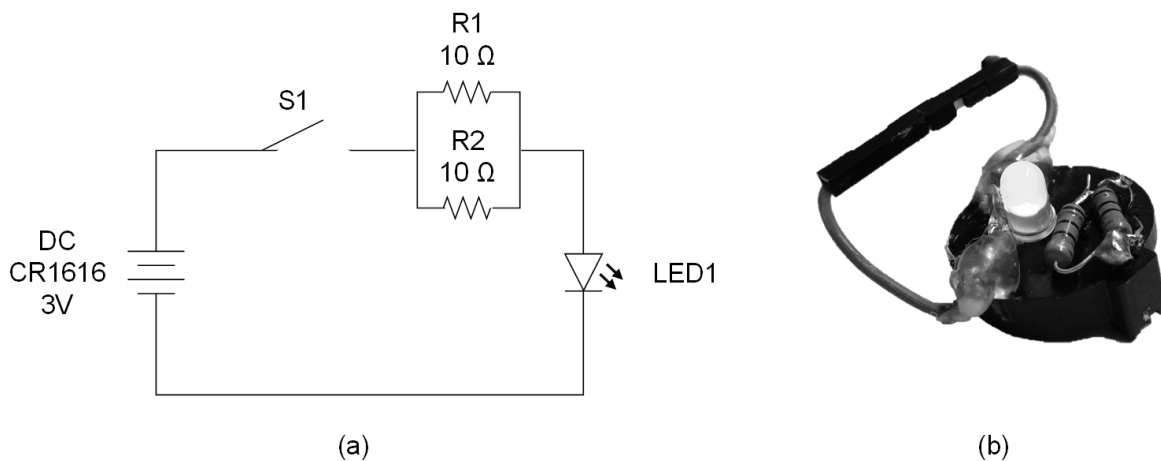


Figura 4.3: Marcadores activos del sistema CAEBA. (a) Diagrama eléctrico, (b) construcción física.

4.1.2 Sistema de caminado

Para el sistema de caminado se instaló la caminadora eléctrica y plegable modelo BH Fitness IF4® observada en la Figura 4.4. Dicha caminadora posee una banda de 140 x 51 cm, un rango de inclinación de entre 2 y 12%, y un rango de velocidad programada de entre 1 y 20 km/h.

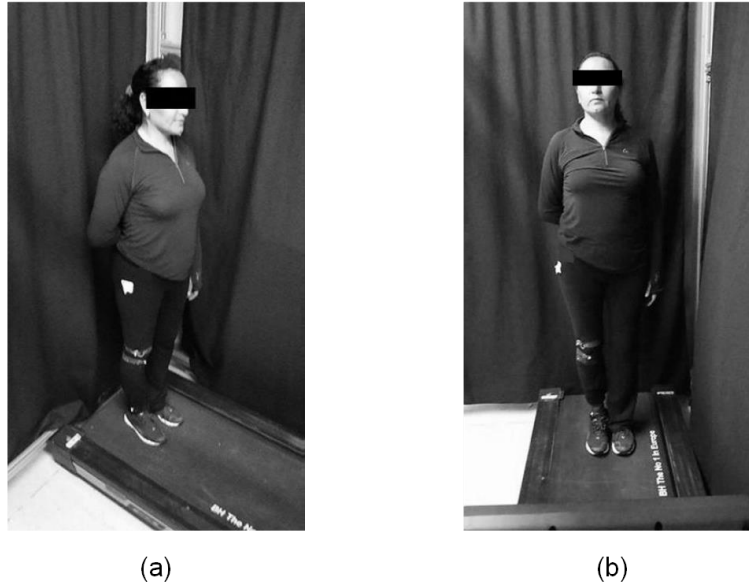


Figura 4.4: Paciente sobre el sistema de caminado. (a) Vista lateral, (b) vista frontal.

4.1.3 Estructura de soporte

Para minimizar los errores registrados durante la videografía causados por las vibraciones externas, es necesario montar las cámaras sobre un trípode rígido y fijo [2]. Por otro lado, el fondo de la escena debe ser lo más depurado posible, simple y no reflectante con el propósito de facilitar el procesamiento de imágenes y la discriminación de los marcadores.

Por estas razones, se diseñó y fabricó una estructura para montar en ella soportes para trípodes de cámara y cortinas oscuras en cada panel como las apreciadas al fondo de la Figura 4.4. El concepto de la estructura se basó en perfiles extruidos de aluminio con ranura T por las ventajas que estos ofrecen respecto a la flexibilidad y facilidad de instalación de aditamentos. El volumen tuvo las dimensiones principales mostradas en la Figura 4.5 (a), suficientes para albergar al sistema de caminado.

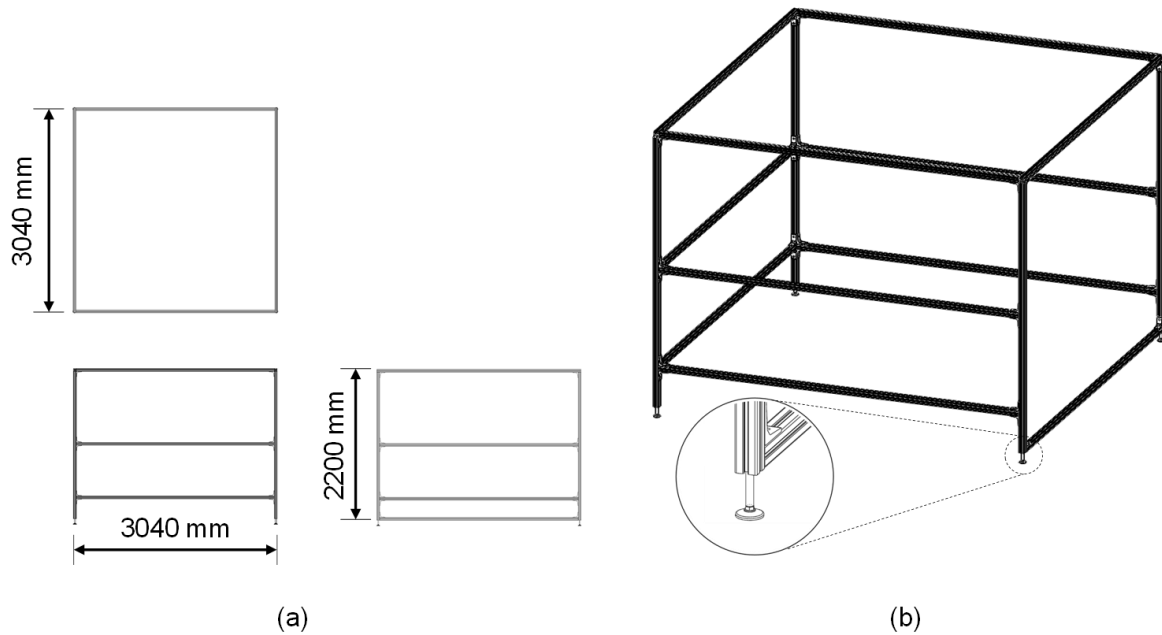


Figura 4.5: Estructura de soporte. (a) Proyecciones y dimensiones principales, (b) vista dimétrica.

Con el fin de evitar posibles vibraciones ocasionadas por alteraciones en la altura del piso o diferencias en la longitud de los perfiles verticales, se incluyeron los pies de nivelación mostrados en la Figura 4.5(b). Adicionalmente, para reducir aún más la potencial agitación de la estructura, esta se ancló a las columnas estructurales del edificio del laboratorio utilizando ménsulas de acero.

Por otro lado, el trípode de cada cámara consta de una cremallera y de un grupo de juntas tipo bisagra que lo provee con los grados de libertad *pitch*, *yaw* y *roll*. Cada soporte de trípode posee una junta prismática que amplía el giro permisible en el eje vertical y extiende el desplazamiento lineal en el mismo. A su vez, cada soporte se instala sobre los perfiles horizontales que, ya que ya poseen una ranura T, les proporcionan un grado de libertad extra para su ajuste a lo largo de estos. Tanto los planos de ensamble de la estructura como los del soporte de trípode se encuentran adjuntos en el anexo E y F, respectivamente.

4.1.4 Equipo de cómputo

El equipo de cómputo es uno de los elementos principales a cargo de vincular lo que ocurre en el sistema de hardware y lo que se procesa dentro del sistema de software. Asimismo, sus características dictaminan directamente la eficiencia de grabación de las pruebas. Para efectos

del proyecto se utilizó el equipo de cómputo disponible con las especificaciones técnicas descritas en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Especificaciones técnicas del equipo de cómputo.

Sistema operativo	Windows 7 Professional®
Procesador	Dual-Core AMD Opteron™ Processor 2222 3.00 GHz.
Memoria RAM	4 GB
Tarjeta de red	NVIDIA nForce NVIDIA nForce #2

Como se observa en la Tabla 4.5, una de las características que sobresalen del equipo integrado es la existencia de dos tarjetas de red totalmente independientes. A diferencia de la conexión simultánea de cámaras por medio de un hub o de un switch Ethernet, en la conexión directa no se divide el ancho de banda disponible, por lo que tampoco se reduce la tasa de cuadros por segundo del video [70]. Una solución propuesta para disminuir el ancho de banda requerido para cada cámara es disminuir el tamaño de la imagen o la tasa de muestreo. El resultado final de la integración del hardware se puede apreciar en la Figura 4.6.



Figura 4.6: Integración final del sistema real del CAEBA System.

4.2 Arquitectura del software del sistema

El software para el análisis del caminado es el encargado de capturar y procesar los datos generados antes, durante, y después de la prueba. Crear módulos en la arquitectura del software no solo mejora la legibilidad y manejabilidad durante el desarrollo, sino que también favorece el manejo y el flujo de información durante su ejecución. Por estos motivos, la arquitectura del software del sistema CAEBA se proyectó en tres módulos distintos: nuevo paciente, nueva prueba, y nuevo análisis, según se ilustra en la Figura 4.7. Como se detallará de la sección 4.2.1 al 4.2.3, el flujo de ventanas responde a un algoritmo que, si bien en un principio debe ser ejecutado de forma secuencial, también tiene la alternativa de omitir ciertos pasos una vez que estos ya han sido procesados.

De acuerdo con la Figura 4.7, pese a que los resultados de la calibración son utilizados hasta el instante de la reconstrucción 3D, es recomendable capturar las imágenes del patrón justo en el momento en que se toman los videos del nuevo ensayo. De esta manera, se asegura que la posición y la orientación de las cámaras durante la toma de videos coinciden con las del momento de la toma de las imágenes de calibración. No obstante, una vez calibrado el par de cámaras, no es necesario repetir el proceso si su configuración no ha sido alterada, como lo denotan las líneas punteadas del paso de calibración de la Figura 4.7. Lo mismo ocurre con el seguimiento, etiquetado y reconstrucción 3D de los marcadores, así como el filtrado digital de sus trayectorias.

La programación del software del sistema CAEBA se codificó en lenguaje C++ bajo un entorno de desarrollo Windows Forms de Visual Studio 2012®. El procesamiento de imágenes se llevó a cabo con ayuda de la librería de código abierto OpenCV 2.4.9, mientras que las operaciones de álgebra lineal se efectuaron por medio de la librería de código abierto Armadillo 7.900.1. Adicionalmente, los algoritmos de filtrado digital de señales y de interpretación de resultados se implementaron en el entorno de programación de MATLAB®.

A continuación se presenta el flujo de ventanas del modo de operación del sistema de pruebas para el análisis biomecánico utilizando técnicas de visión por computadora.

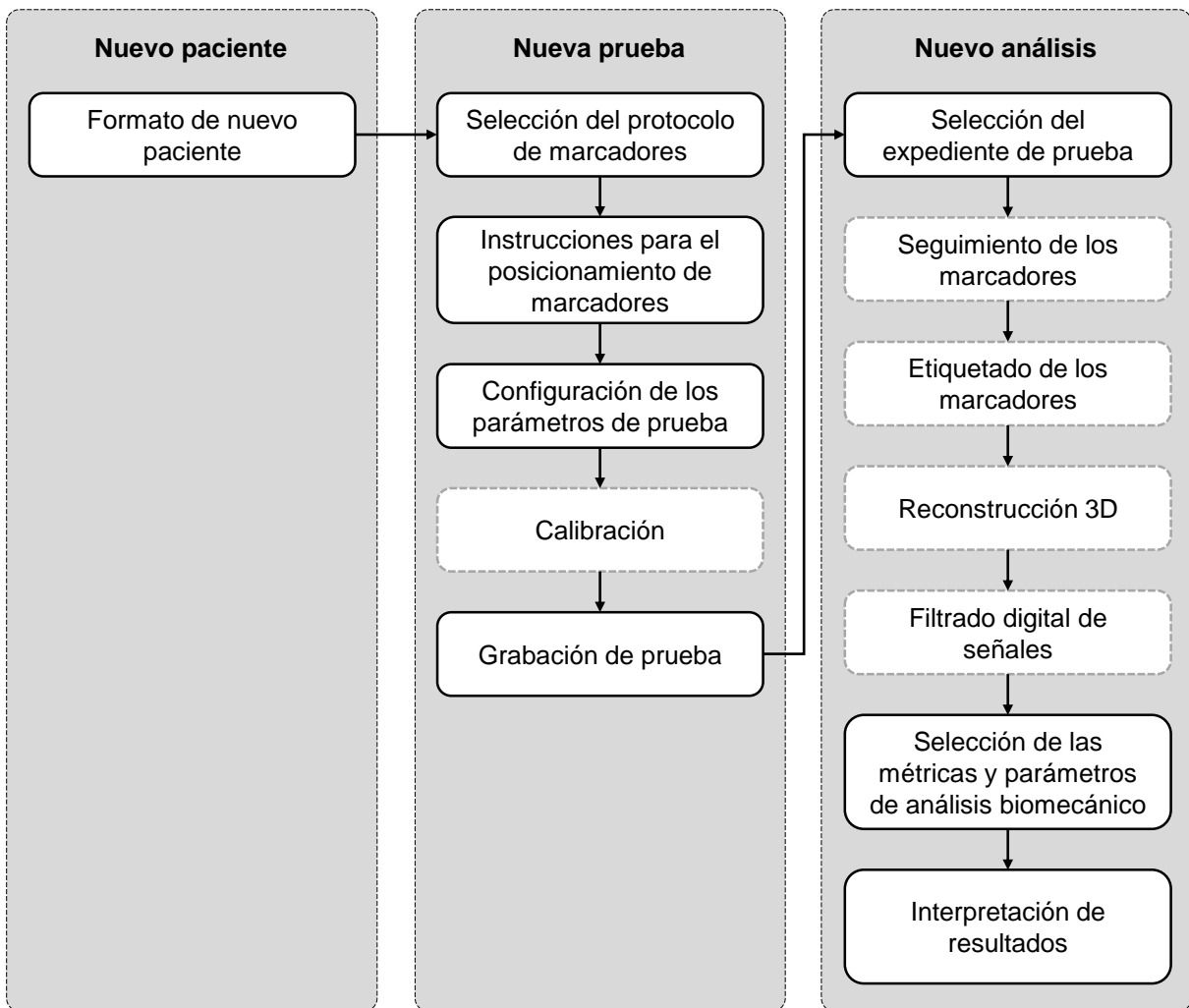


Figura 4.7: Arquitectura del software del sistema CAEBA.

Flujo de ventanas

La ventana principal del sistema CAEBA consta de los tres módulos mostrados en la Figura 4.8: *New Patient* (nuevo paciente), *New Test* (nuevo test) y *New Analysis* (nuevo análisis). Además, a través de la cinta de opciones es posible ingresar tanto al menú *Help* (ayuda) como al menú *Data* (datos).



Figura 4.8: Ventana principal del sistema CAEBA.

El menú *Help* permite solicitar información básica del sistema CAEBA e información relacionada con las referencias de este trabajo y con el manual de usuario, como se aprecia en la Figura 4.9.

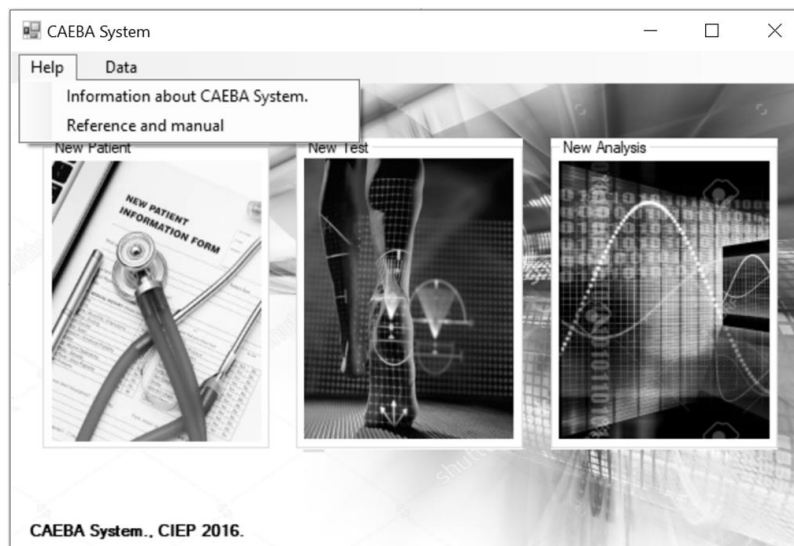


Figura 4.9: Menú de ayuda de la ventana principal del sistema CAEBA.

A su vez, a través del menú *Data* se puede acceder de forma directa a las bases de datos que albergan los archivos de pacientes, pruebas, y análisis, según lo ilustra la Figura 4.10.

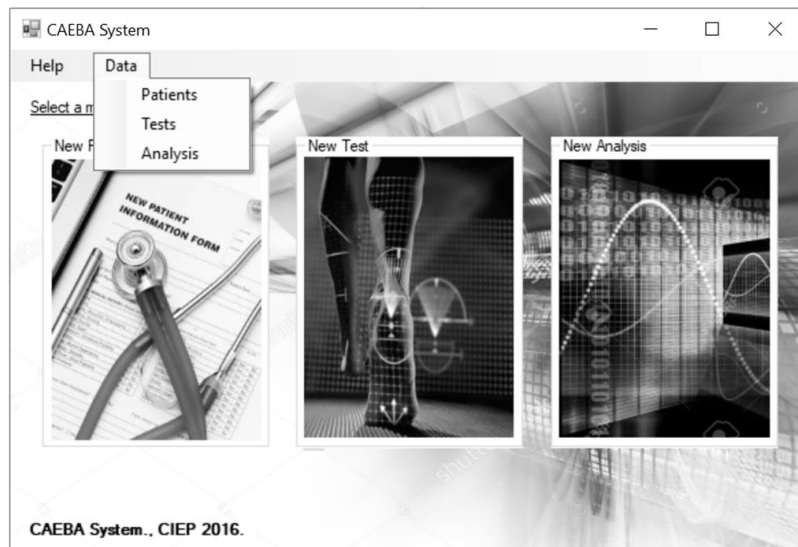


Figura 4.10: Menú de datos de la ventana principal del sistema CAEBA.

Para ejecutar el análisis biomecánico de una prueba por primera vez se debe seguir el flujo de módulos que indica la Figura 4.7. Con este objetivo, a continuación se detallan los pasos necesarios de principio a fin en formato de manual de usuario.

4.2.1 Módulo de formato de información de nuevo paciente

Al seleccionar el módulo de *New Patient* de la Figura 4.8 se desplegará un formato en blanco como el de la Figura 4.11 para registrar información de un nuevo paciente. Basado en los lineamientos y recomendaciones para estudios biomecánicos, los datos mínimos sobre el sujeto deben incluir nombre, edad, género, peso y altura [2].

Figura 4.11: Ventana de formato para información de nuevo paciente.

Una vez llenada la información, por medio del botón [Save] se generará con la información capturada un archivo con extensión *<.txt>* dentro de la carpeta *<Pacientes>* específicamente dedicada al módulo *Patients*. La creación exitosa del nuevo archivo de paciente se confirmará vía un mensaje como el que se aprecia en la Figura 4.12.

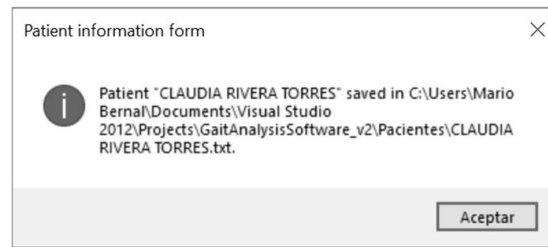


Figura 4.12: Mensaje de confirmación del alta de información de un nuevo paciente.

Finalmente, se puede retornar a la ventana principal ya sea por medio del botón [*Back to Modules*] o cerrando la ventana de *New Patient Information Form*.

4.2.2 Módulo de nueva prueba

Una vez que se ha creado el archivo del paciente, se debe seleccionar el módulo *New Test* desde la ventana principal. Esto ocasionará que se despliegue la ventana de selección del protocolo de marcadores de la Figura 4.13. Al hacer clic en el radio-botón de cada protocolo disponible, se mostrará información referente al autor atribuido, el número físico y virtual de marcadores, así como datos antropométricos requeridos. Además, del lado izquierdo de la ventana se actualizará la imagen del protocolo de acuerdo a la nomenclatura propuesta en [43]. Por ahora, el protocolo desarrollado íntegramente corresponde al presentado en la sección 2.1, que también se observa en la Figura 4.14.

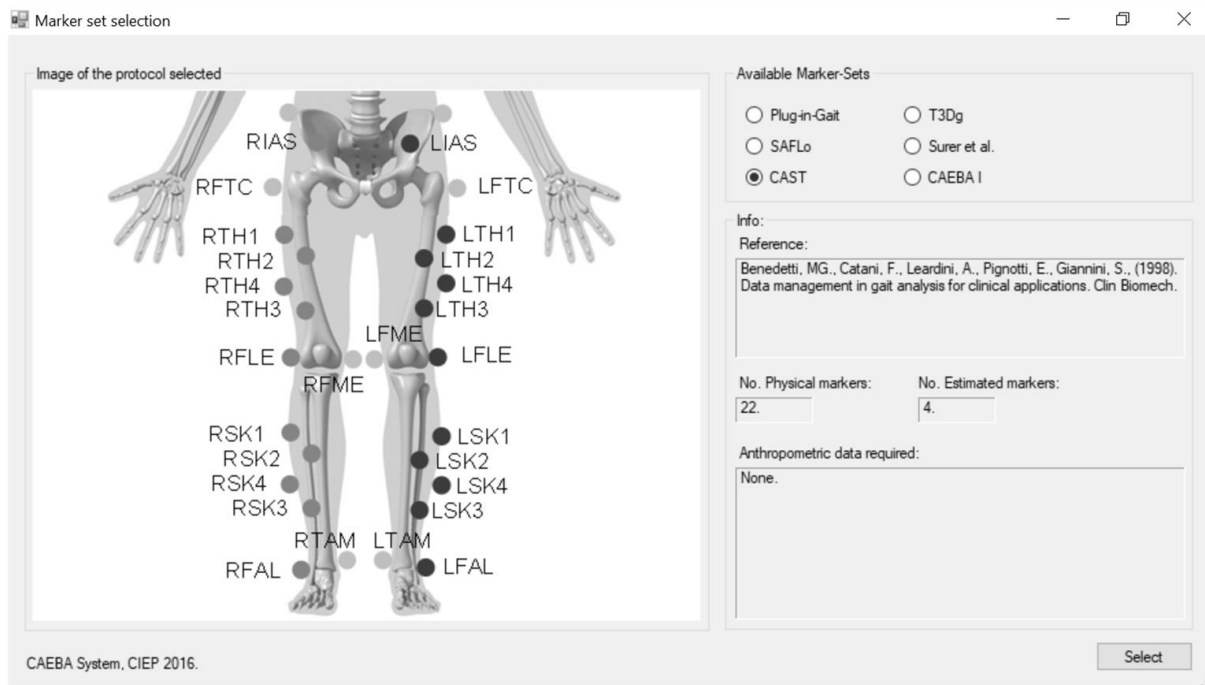


Figura 4.13: Ventana de selección del protocolo de marcadores.

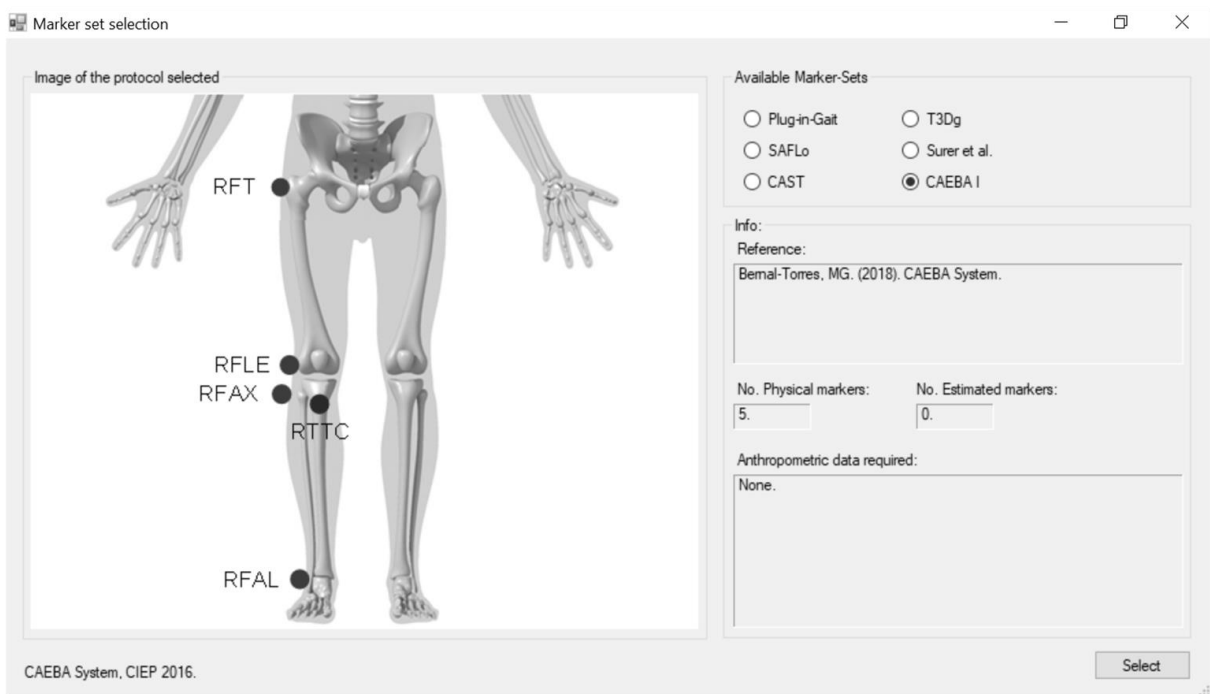


Figura 4.14: Ventana de selección del protocolo de marcadores CAEBA I.

Para elegir el protocolo deseado, basta con hacer clic en el botón [*Select*]. Simultáneamente, este evento sustituirá el panel de la Figura 4.14 por el de la Figura 4.15. En él se describirá cómo los puntos óseos de referencia forman el modelo anatómico por segmentos y se explicará el procedimiento para ubicar los marcadores sobre las apófisis de la pierna.

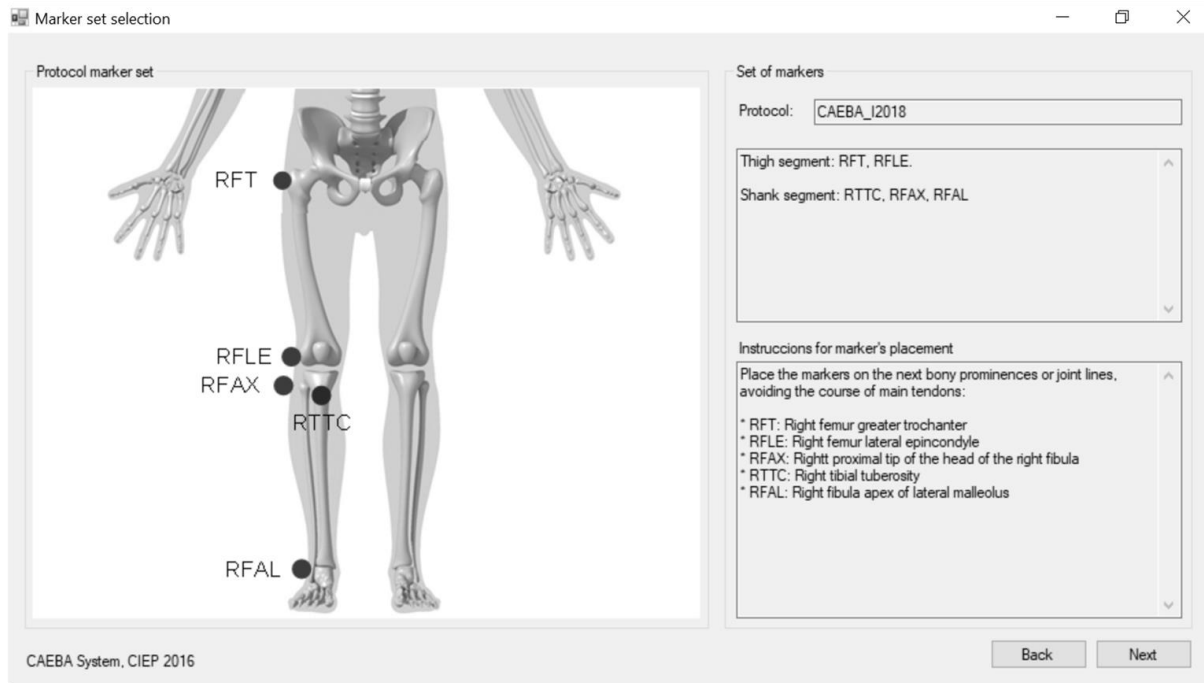


Figura 4.15: Ventana de instrucciones para el posicionamiento de marcadores del protocolo de marcadores CAEBA I.

Si se desea regresar a la ventana de selección de protocolos, se debe presionar el botón [Back]. En caso contrario, se deberá proseguir haciendo clic en el botón [Next].

Al continuar, el software CAEBA abrirá la ventana de la Figura 4.16. En ella se mostrarán las imágenes obtenidas por la cámara izquierda y la cámara central, mas una adicional reservada para futuras expansiones. El examinador deberá ajustar la posición y orientación de ambas cámaras procurando que todos los marcadores estén visibles y centrados en cada una de las tomas. Una vez que se ha alcanzado el resultado deseado, se debe apretar rígidamente el ajuste tanto del trípode de la cámara como del soporte del trípode.

Posteriormente se deberán obtener los parámetros de calibración de cada cámara. Para ello, el examinador tendrá que ubicar el patrón de calibración sobre la caminadora en el área donde se efectuará la marcha y oprimir el vínculo [Calibration] de la Figura 4.16. Se debe procurar que se observen la mayor cantidad de esquinas de los tres tableros de ajedrez tanto en la imagen izquierda como en la central, como se observa en la de la Figura 2.18. Cuando al fin se ha logrado la toma deseada, el examinador deberá hacer clic en el botón [Capture images] para guardar los fotogramas de referencia dentro de una carpeta específica del software.

El evento anterior habilitará el mensaje de la Figura 4.18. Con base en ello, se abrirá automáticamente la carpeta contendora del algoritmo del anexo B. Al correr dicho código se direccionarán de modo automático los resultados en un archivo con extensión <.txt> en la carpeta dedicada <Calibracion>.

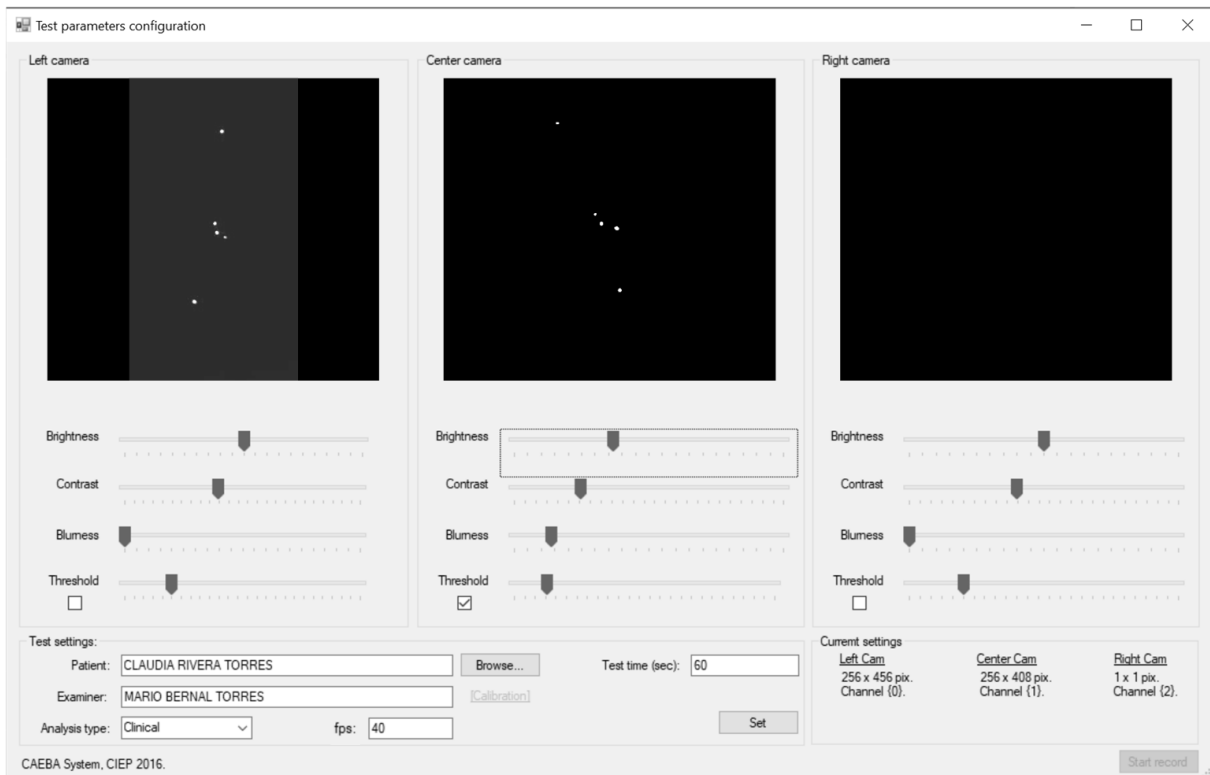


Figura 4.16: Ventana de configuración de los parámetros de prueba.

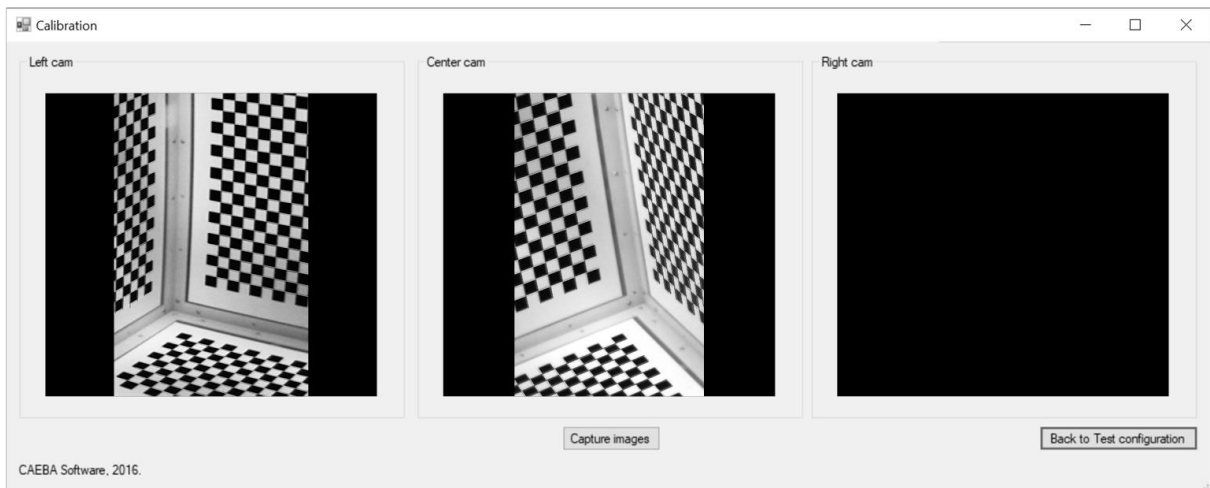


Figura 4.17: Ventana de captura de imágenes para calibración.

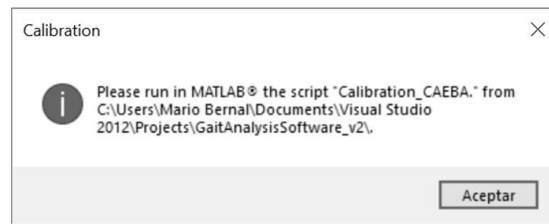


Figura 4.18: Mensaje de instrucciones para ejecutar el algoritmo de calibración.

Como se argumentó al principio de la sección 4.2, una vez que se cuenta ya con los parámetros de calibración no es necesario volver a obtenerlos si la configuración de las cámaras no ha sido alterada.

De regreso a la ventana de la Figura 4.16, el examinador podrá modificar independientemente los valores de brillo, contraste y nitidez de las tomas a escala de grises desplazando las barras de seguimiento (*trackbars*) correspondientes. Además, al tildar la casilla de verificación (*checkbox*) del umbral (*threshold*) se puede visualizar el efecto de la binarización correspondiente al valor actual del respectivo *trackbar*. El resultado del tratamiento debe enfocarse en transformar a los marcadores en *blobs* perfectamente definidos para facilitar su discriminación.

Luego de establecer los valores de cada filtro, el examinador debe completar la configuración de la prueba (*Test settings*). Para cargar el archivo del paciente generado en la Figura 4.11 se debe asignar el nombre ya sea por escritura directa, o bien, seleccionándolo desde el botón [*Browse*]. Asimismo, se debe registrar el nombre del encargado de la prueba con fines de trazabilidad. Además, del menú desplegable del tipo de análisis se debe marcar si el ensayo corresponde a una prueba clínica, deportiva, o de rehabilitación. Finalmente, se debe indicar el tiempo de grabación y el número de fotogramas por segundo (fps) con el que se capturarán los movimientos.

Para el valor de fps se debe utilizar una frecuencia suficientemente alta basada en el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon. Dicho teorema establece que, a fin de evitar *aliasing*, la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos dos veces la frecuencia más alta de la señal a estudiar [2]. El *aliasing* es el efecto que ocasiona que señales continuas se reconstruyan de forma errónea al muestrearlas digitalmente. Por otro lado, si se utiliza iluminación artificial se debe prestar especial atención a la velocidad de obturación de la cámara. En el caso del análisis biomecánico en Norteamérica el estándar mínimo de velocidad corresponde a 30 fotogramas por segundo [2].

Cuando toda la información ha sido completada, el examinador deberá guardar la configuración de la prueba haciendo clic en el botón [*Setf*]. A su vez, esto habilitará al botón [*Start recordf*] y generará un mensaje de confirmación notificando que los parámetros de la prueba han sido exitosamente almacenados en la carpeta *<Pruebas>*, como se muestra en la Figura 4.19.

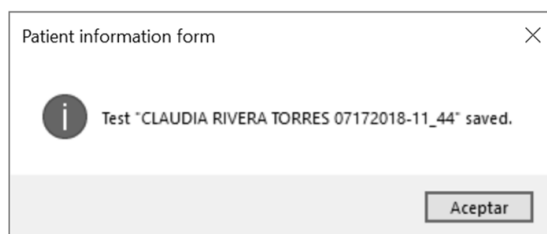


Figura 4.19: Mensaje de confirmación del guardado de la configuración de parámetros de prueba.

Finalmente, al oprimir el botón [*Start record*] de la ventana de Figura 4.16 se comenzará a grabar el video en cada una de las cámaras. Ya que el tratamiento de imágenes implica tiempo de procesamiento, los fotogramas se capturan en su formato original a fin de cumplir con el valor de fps, como se aprecia en la Figura 4.20. Para la monitorización del tiempo de grabación se incluyó una barra de progreso que avanza conforme el cronómetro transcurre.

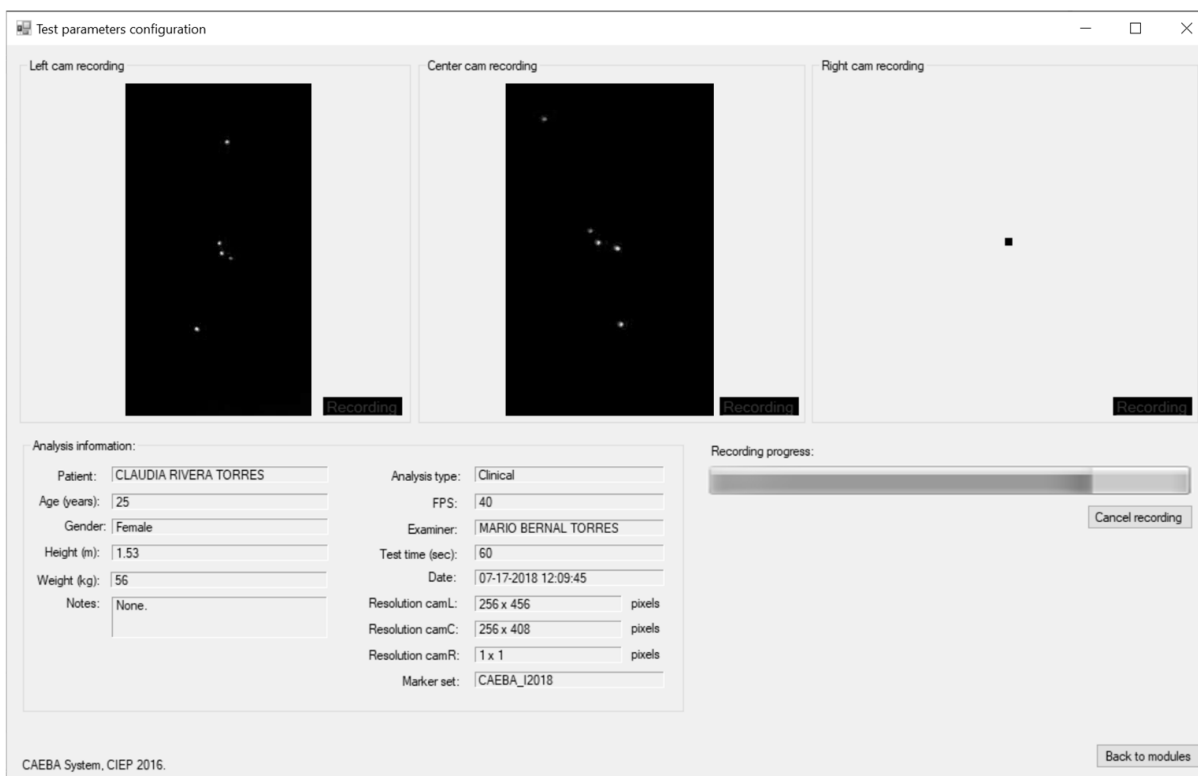


Figura 4.20: Ventana de grabación de prueba.

Una vez que se ha cumplido con el tiempo establecido de la prueba, el sistema arrojará un mensaje notificando que ha finalizado la grabación, como el ilustrado en la Figura 4.21. Los videos resultantes serán enviados también a la carpeta <Pruebas>.

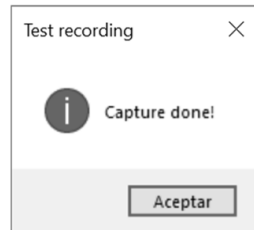


Figura 4.21: Mensaje de notificación de finalización del proceso de grabación.

La generación del archivo de prueba y la grabación de los videos ofrece al examinador la posibilidad de ejecutar el análisis biomecánico del caminado a través del módulo *New Analysis* de la ventana principal (ver Figura 4.8).

4.2.3 Módulo de nuevo análisis

El primer panel del módulo de nuevo análisis está relacionado con la selección del archivo de prueba creado en la ventana de la Figura 4.16. Para elegirlo, el examinador tendrá que ingresar la ruta del archivo del ensayo que desea estudiar dando clic al botón [*Browse*], como se indica en la Figura 4.22.

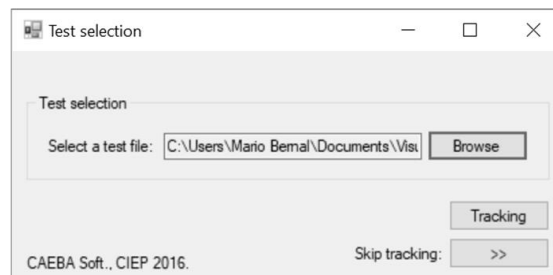


Figura 4.22: Ventana de selección de archivo de prueba para un nuevo análisis.

Cuando es la primera vez que se ejecuta el análisis de un video, es necesario correr el algoritmo de seguimiento y etiquetado. Con este fin, se debe oprimir el botón [*Tracking*] de la ventana de Figura 4.22, que a su vez desplegará el panel de la Figura 4.23.

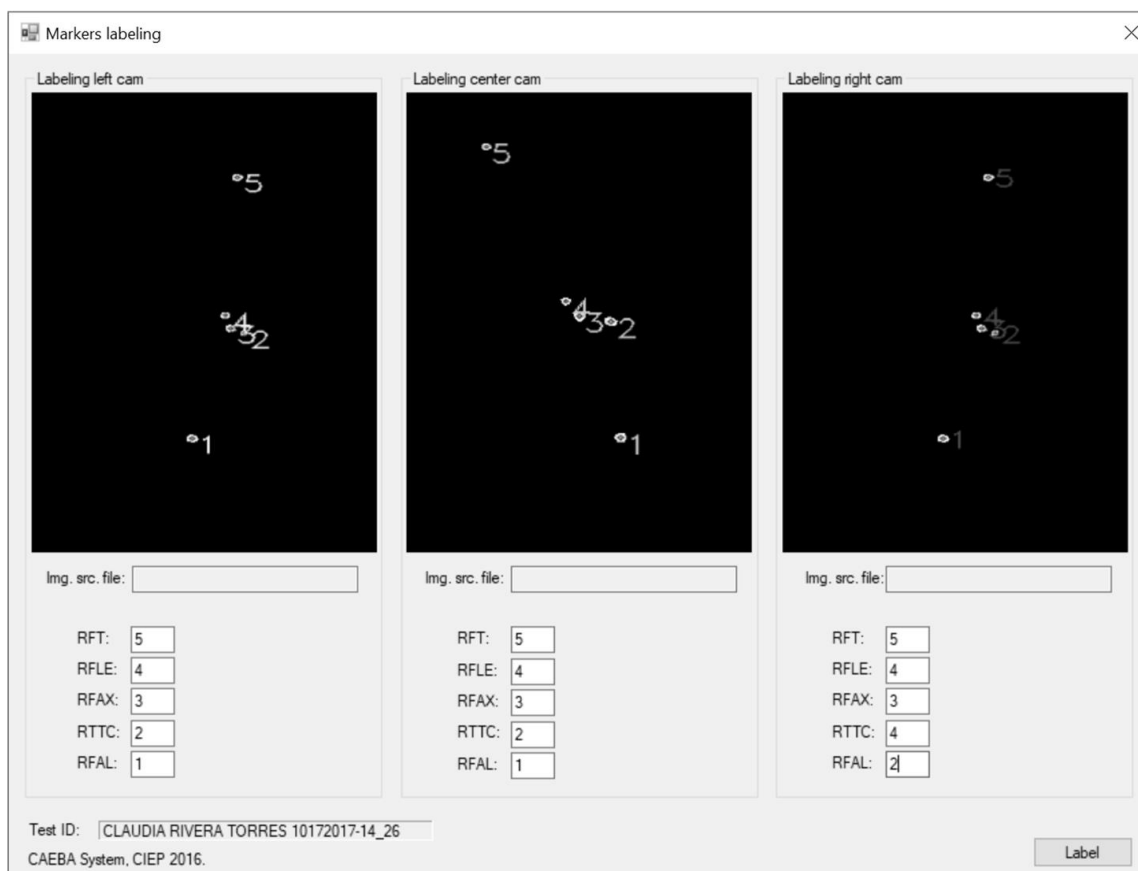


Figura 4.23: Ventana de etiquetado de correspondencia de los marcadores.

El primer paso que efectúa el software CAEBA es el seguimiento de los puntos óseos de referencia basándose en el algoritmo descrito en la sección 2.3. Conforme este opera, por cada cámara se almacenará dentro la carpeta <Coordenadas 2D> un archivo de texto con las ubicaciones en orden de los centroides de los marcadores. Inmediatamente después de concluir con este proceso se desplegará un mensaje similar al de la Figura 4.24 notificando que el proceso ha terminado. En este punto, es importante comprobar en las imágenes de la Figura 4.23 que no ha habido superposición de marcadores debido a problemas de oclusión.

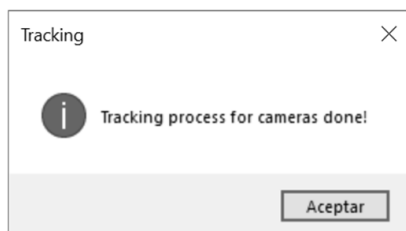


Figura 4.24: Mensaje de confirmación de finalización del algoritmo de seguimiento.

Como se mencionó en la sección 2.5, se requiere conocer la correspondencia de marcadores de una imagen con respecto de la otra. Con estos antecedentes, en las cajas de texto de la ventana *Markers labeling* (ver Figura 4.23) se deben etiquetar los marcadores de acuerdo con

la relación de su nomenclatura y su enumeración, como en el ejemplo de la Tabla 2.4. Cuando el examinador se ha asegurado de etiquetar correctamente los marcadores de cada imagen, este deberá proceder haciendo clic en el botón [*Label*] de la Figura 4.23. Dicha acción creará un archivo de relación de etiquetas en la carpeta <Coordenadas 2D> que será confirmado por medio de un mensaje similar al de la Figura 4.25. En caso de que el seguimiento y el etiquetado se hayan ejecutado con anterioridad, es posible evitarlos oprimiendo el botón *Skip tracking*: [>>] de la Figura 4.22.

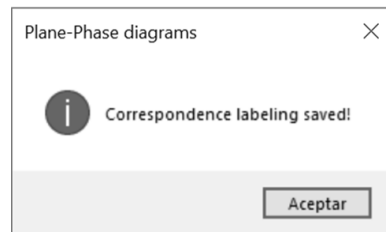


Figura 4.25: Mensaje de confirmación del guardado del etiquetado de correspondencia.

Ya sea que se haya realizado el seguimiento y etiquetado o estos se hayan omitido, es necesario reconstruir los videos si es la primera ocasión en que se analiza la prueba. Como se aprecia en la Figura 4.26, la ventana de reconstrucción se divide a su vez en dos subprocesos: [1]. *3D Reconstruction* y [2]. *Filtering*. Para llevar a cabo el paso [1], utilizando el botón [*Browse*] se debe cargar el archivo de calibración de la matriz P_1 generado en la Figura 4.18. Luego, al dar clic en [*3D Reconstruction*] se vincularán automáticamente las matrices de calibración restantes para así ejecutar el algoritmo de reconstrucción descrito en la sección 2.4. El resultado de este proceso se almacenará dentro de la carpeta <Coordenadas 3D> en un archivo que contiene por cada renglón la ubicación 3D de los marcadores del i -ésimo fotograma siguiendo el formato de la Tabla 4.6. En caso de que no sea la primera vez que se reconstruya al video, el paso [1] se puede sobrepasar dando clic en *Skip 3D Reconstruction and go to [2]. Filtering*: [>>].

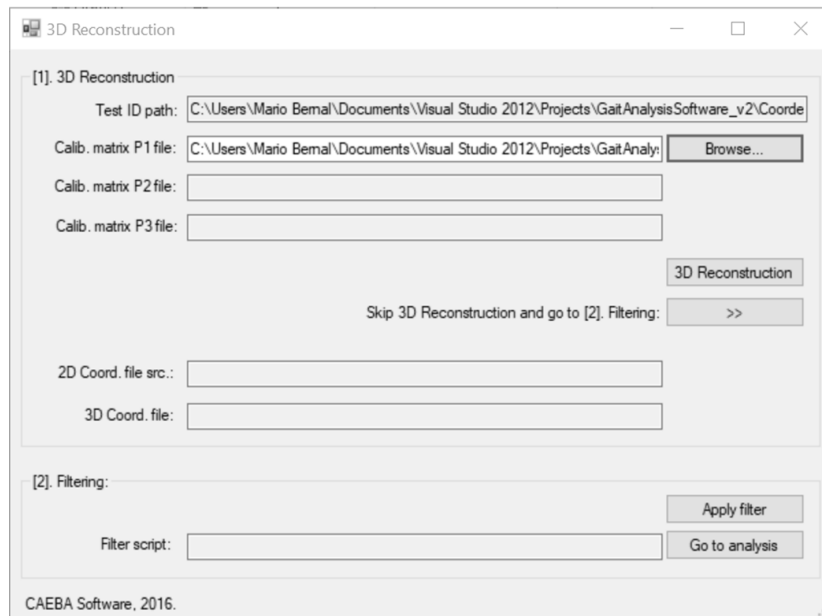


Figura 4.26: Ventana de reconstrucción 3D.

Tabla 4.6: Formato del archivo de salida de la reconstrucción 3D.

RFT_i	$RFLE_i$	$RFAX_i$	$RTTC_i$	$RFAL_i$
$X_i \rightarrow Y_i \rightarrow Z_i \rightarrow$	$X_i \rightarrow Y_i \rightarrow Z_i \rightarrow$	$X_i \rightarrow Y_i \rightarrow Z_i \rightarrow$	$X_i \rightarrow Y_i \rightarrow Z_i \rightarrow$	$X_i \rightarrow Y_i \rightarrow Z_i \downarrow$

Basado en los fundamentos teóricos de la sección 2.6, al finalizar u omitir (según corresponda) el subproceso de reconstrucción 3D, es necesario filtrar los datos de las trayectorias de los marcadores. Habiendo mencionado esto, el examinador deberá oprimir el botón [*Apply filter*] que se encuentra en la ventana de la Figura 4.26 y seguir las instrucciones señaladas por el mensaje de la Figura 4.27.

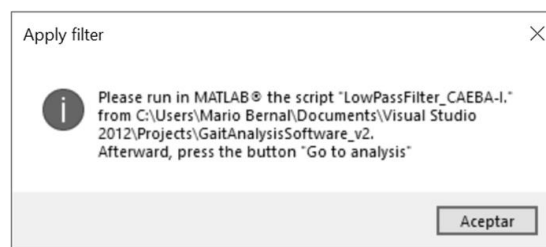


Figura 4.27: Mensaje de instrucciones para ejecutar el filtro digital.

Cuando el examinador cierre la ventana de la Figura 4.27 se abrirá automáticamente la carpeta contenedora del algoritmo *<LowPassFilter_CAEBAl.m>* que se muestra en el anexo G. Al compilar el código se creará dentro de la carpeta *<Coordenadas 3D>* un archivo con terminación *<_filt.txt>* con los datos filtrados obedeciendo el formato de la Tabla 4.6.

Posteriormente, al dar clic en el botón [Go to Analysis] de la ventana de la Figura 4.26 se desplegará el panel de la Figura 4.28. Únicamente serán habilitadas aquellas variables que puedan ser calculadas de acuerdo con las capacidades del protocolo CAEBA I, según lo discutido en el capítulo 3. Aquí, el examinador tendrá que seleccionar las casillas de verificación de los parámetros y métricas que desee analizar.

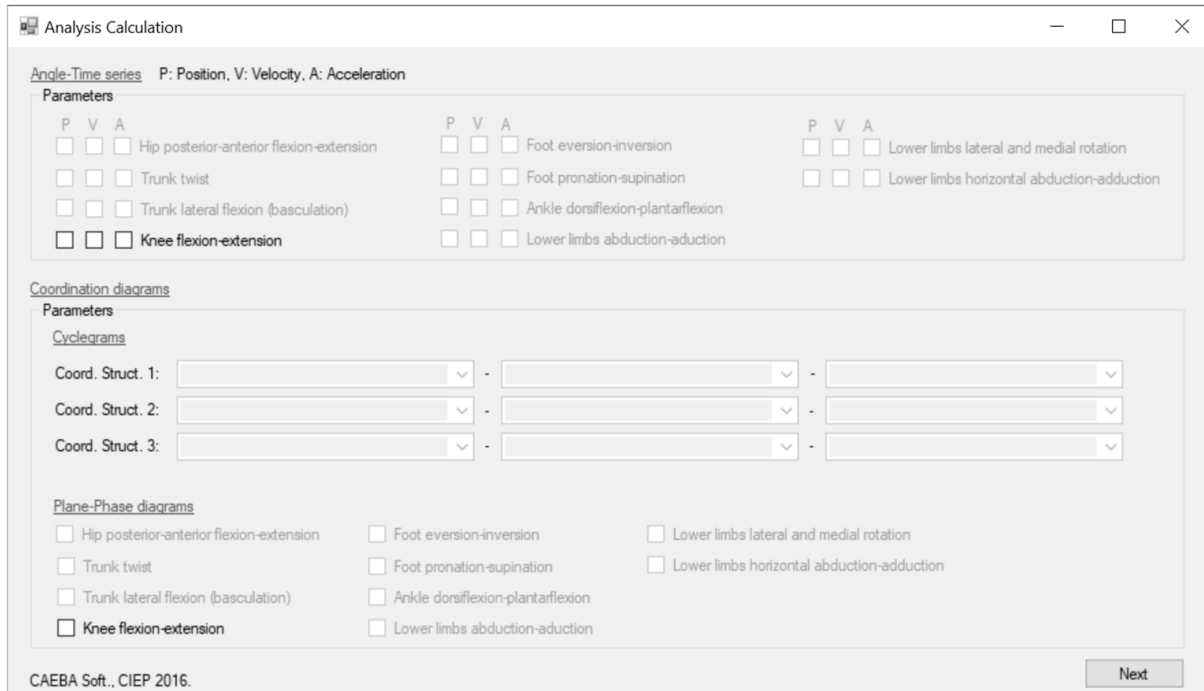


Figura 4.28: Ventana de selección de las métricas y parámetros de análisis biomecánico, panel 1.

Por otro lado, para conocer las definiciones de cada parámetro se deberá dar clic en el vínculo de su título. Por ejemplo, al seleccionar el vínculo *Angle-Time series* de la ventana de la Figura 4.28, el sistema arrojará el mensaje informativo de la Figura 4.29.

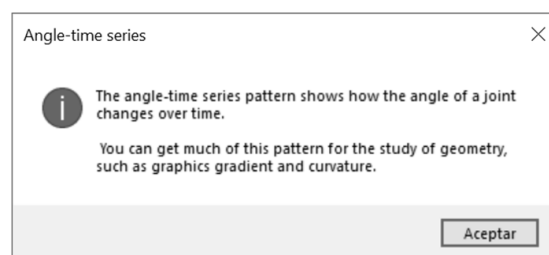


Figura 4.29: Mensaje de información de la métrica Angle-time series.

Con el fin de seleccionar más métricas y parámetros se tendrá que pulsar el botón [Next] de la ventana de la Figura 4.28 para sustituir su panel por el de la Figura 4.30.

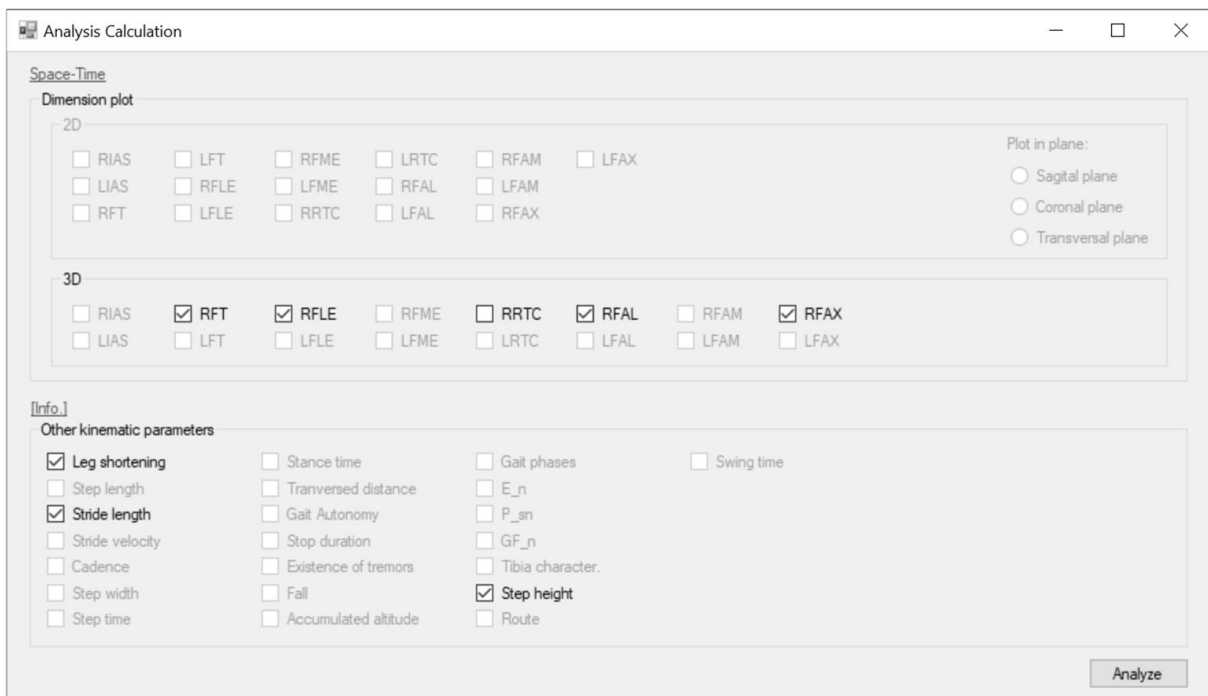


Figura 4.30: Ventana de selección de las métricas y parámetros de análisis biomecánico, panel 2.

Finalmente, cuando el examinador haya seleccionado todas las métricas que requiera analizar deberá clicar el botón [*Analyze*] para generar dentro de la carpeta <Análisis Biomecánico> un archivo con terminación <_RFA.txt> que contenga tal registro. Luego de unos segundos en que se computan las métricas emergerá un mensaje como el de la ventana de la Figura 4.31 confirmando la finalización de los cálculos.

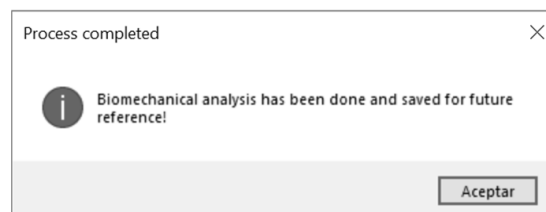


Figura 4.31: Mensaje de confirmación de finalización del análisis.

En consonancia con el diagrama de flujo de la Figura 4.7, después de obtener la caracterización biomecánica del caminado es posible estudiar sus resultados. Para ello, el examinador deberá compilar el archivo <GUI_CAEBAl.fig> que se encuentra en la carpeta principal del software.

El primer paso en la ventana del GUI es vincular el archivo con terminación <_RFA.txt> presionando el botón [*Browse*] del panel de la Figura 4.32. Automáticamente se enlistarán los análisis disponibles registrados en el archivo recién cargado. Posteriormente, al hacer clic en

el botón [*Reproduce*] se ligarán los videos correspondientes a la prueba relacionada y se reproducirán junto con la reconstrucción 3D del caminado, justo como se observa en la Figura 4.32. Al respecto, el examinador tendrá la opción de activar y desactivar la visualización de los marcadores y los segmentos anatómicos según le convenga. Por otro lado, por medio de los controles de la ventana es posible alejar, acercar, desplazar y rotar la vista de la reconstrucción 3D.

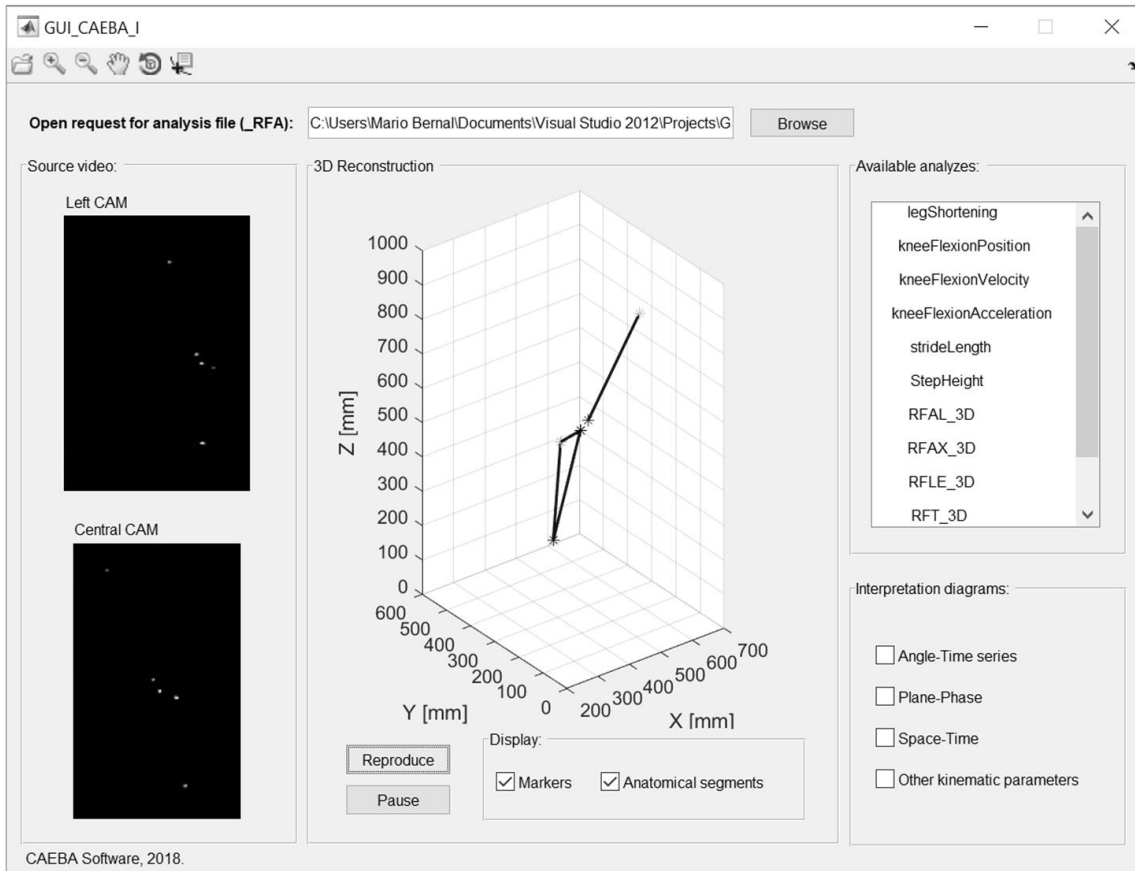


Figura 4.32: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del CAEBA System.

Para concluir, el examinador deberá seleccionar las casillas de verificación de aquellos diagramas de interpretación que desee estudiar. En la ventana de la Figura 4.33 se observa una de las gráficas que arroja el GUI del sistema CAEBA al solicitar los análisis de *Angle-Time series*.

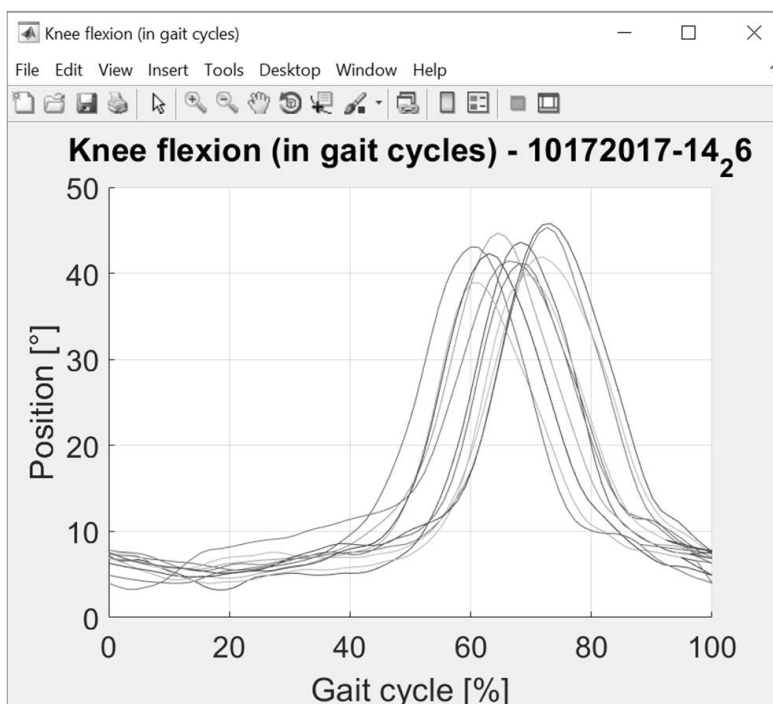


Figura 4.33: Ventana de resultados para una métrica de análisis biomecánico (flexión de la rodilla).

Además de las métricas que presenta explícitamente el GUI, existen otros parámetros en la carpeta *<Análisis Biomecánico>* que pueden llegar a ser de interés para el examinador. La descripción de cada uno de todos los archivos se sintetiza en la Tabla 4.7.

Tabla 4.7: Descripción de los archivos de la carpeta *<Análisis Biomecánico>*.

Terminación del archivo	Contenido
<i><_detectFC.txt></i>	Vector de fotogramas que presentan contacto final del talón
<i><_detectIC.txt></i>	Vector de fotogramas que presentan contacto inicial del pie
<i><_kneeFlexionAcceleration.txt></i>	Vector de la aceleración angular de la flexión de la rodilla
<i><_kneeFlexionPosition.txt></i>	Vector de la posición angular de la flexión de la rodilla
<i><_kneeFlexionVelocity.txt></i>	Vector de la velocidad angular de la flexión de la rodilla
<i><_LegShortening.txt></i>	Vector del acortamiento de la pierna
<i><_realPeaks.txt></i>	Vector de fotogramas que presentan picos máximos en la altura del marcador RFAL
<i><_speedRFAL.txt></i>	Vector de la velocidad vertical del marcador RFAL

<_strideHeight.txt>	Vector de la altura de paso por ciclo
<_strideLength.txt>	Vector del ancho de zancada por ciclo
<_treadmillSpeed.txt>	Vector de la velocidad real de la banda por ciclo

5 Evaluación del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano

Es crucial evaluar los resultados producidos por el sistema de pruebas para análisis biomecánico. Las conclusiones de esta valoración proveerán de certeza al examinador acerca del valor de los datos de las métricas y los parámetros calculados. Al mismo tiempo, esto permite detectar las capacidades específicas y las áreas de oportunidad particulares del sistema. Por lo anterior, en este capítulo se evalúa el sistema CAEBA mediante un caso de estudio real. Con base en este caso de estudio se presentan los resultados del análisis biomecánico del caminado humano, y se analizan y discuten las capacidades del sistema desarrollado.

5.1 Caso de estudio

Para evaluar al sistema de análisis biomecánico CAEBA se contó con la colaboración del paciente sano de la Figura 5.1, el cual posee las características mostradas en la Tabla 5.1.



Figura 5.1: Paciente del caso de estudio.

Tabla 5.1: Datos del paciente del caso de estudio.

Edad	25 años
Género	Femenino
Estatura	153 cm
Peso	56 kg

Con el fin de evadir el error proveniente del movimiento de la ropa, se le solicitó al paciente utilizar pantalones de licra. Además, para facilitar la detección de los marcadores en las imágenes se requirió que la ropa fuera de color negro, mientras que para evitar la influencia del reflejo de la piel se pidió usar calcetines del mismo color.

Siguiendo el protocolo CAEBA I de la Figura 2.2, se colocaron cinco marcadores similares a los de la Figura 4.3. Para ello, se empleó cinta adhesiva de tela con el propósito de fijarlos a los puntos óseos de referencia, en tanto que se usaron vendas elásticas oscuras para evitar su desprendimiento. El resultado de este procedimiento se puede apreciar en la Figura 5.2.

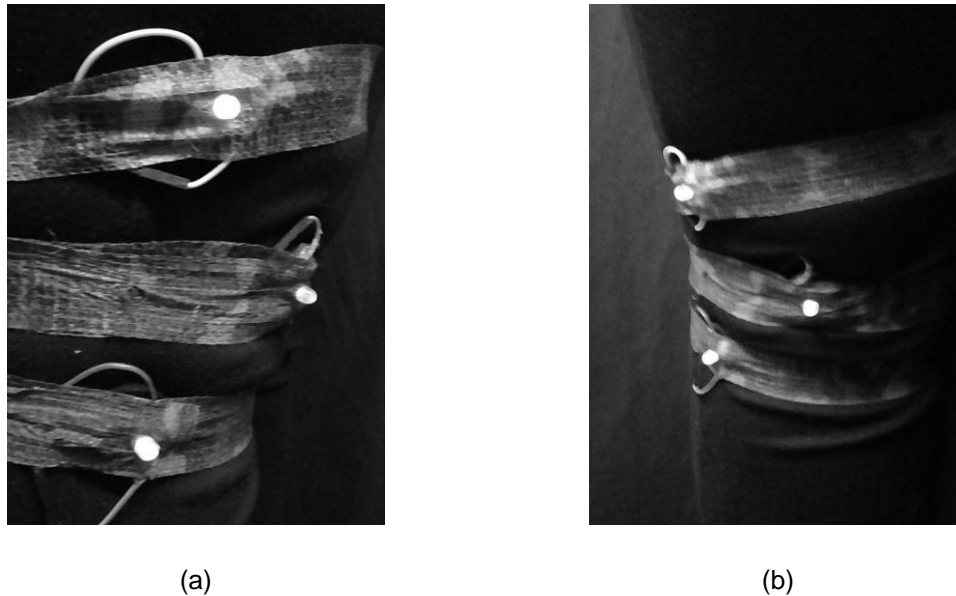


Figura 5.2: Colocación de los marcadores sobre la zona de la rodilla. (a) Vista lateral izquierda, (b) vista frontal.

Por otro lado, para la grabación de los videos de prueba se especificó un tiempo total de 60 segundos a una velocidad de 40 fps. Por su parte, la caminadora fue programada con una velocidad de avance de 1 km/h equivalente a 0.278 m/s, y una inclinación de la banda del 2%.

Buscando promover la naturalidad del caminado, antes de grabar las pruebas se le invitó al paciente a caminar durante cinco minutos sobre la banda con las condiciones antes mencionadas. Aunado a esto, la grabación de los videos inició 10 segundos posteriores al comienzo del caminado del paciente sobre la banda.

Con estos antecedentes, se reconstruyeron y analizaron las pruebas de caminado utilizando el sistema CAEBA, obteniendo los resultados presentados en la sección 5.2. Los parámetros de calibración fueron los mismos que los obtenidos en la sección 2.4.

5.2 Resultados

De acuerdo con las prestaciones que ofrece el sistema CAEBA, a partir de la reconstrucción 3D del caminado se caracterizó su biomecánica según se plasma en los diagramas de interpretación que enseguida se describen.

Como se observa en la Figura 5.3, se pudo obtener la evolución del desplazamiento, la velocidad y la aceleración del ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha. Además, empleando el algoritmo de identificación del contacto inicial explicado en la sección 3.1 se marcó con las líneas verticales punteadas el comienzo y el final de cada ciclo del caminado.

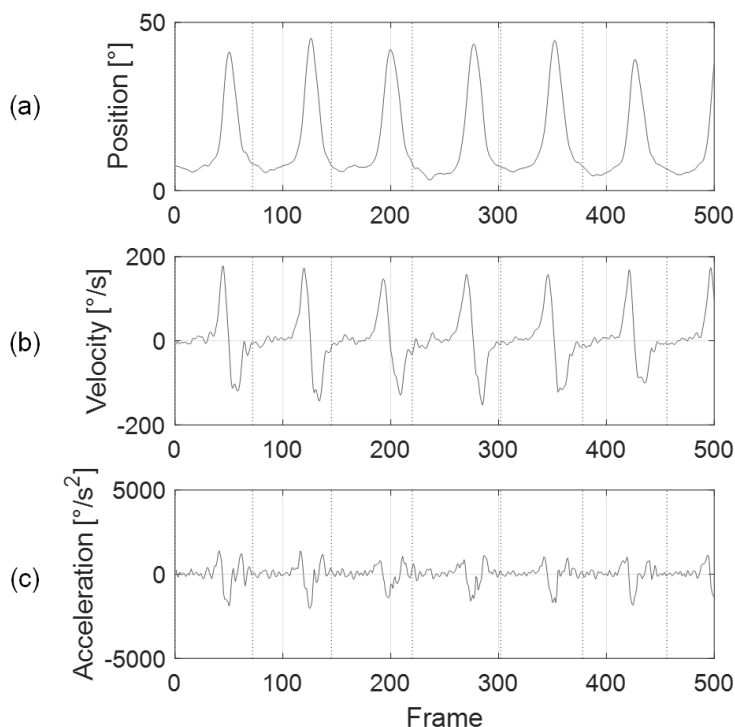


Figura 5.3: Series ángulo-tiempo de la flexión de la rodilla. (a) Posición, (b) velocidad, (c) aceleración.

Aun cuando la cantidad de fotogramas entre contactos iniciales puede variar, es posible normalizar los datos de los análisis considerando un porcentaje de cada ciclo de marcha. Considerando lo anterior, de la Figura 5.4 a la Figura 5.6 se aprecia la normalización de los datos correspondientes a las series de la Figura 5.3.

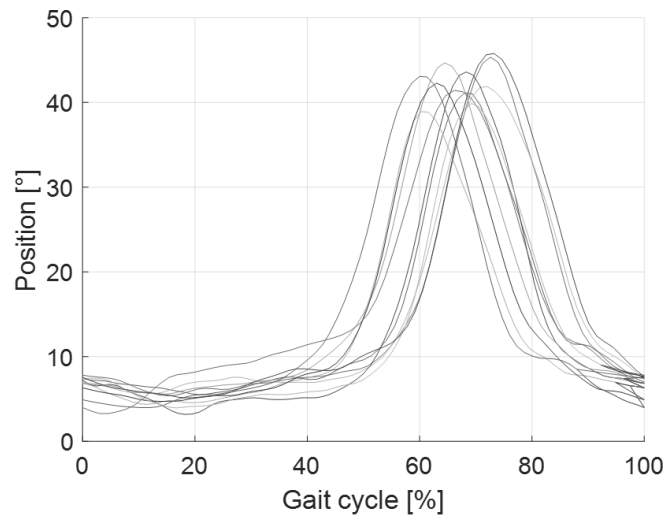


Figura 5.4: Posición angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado.

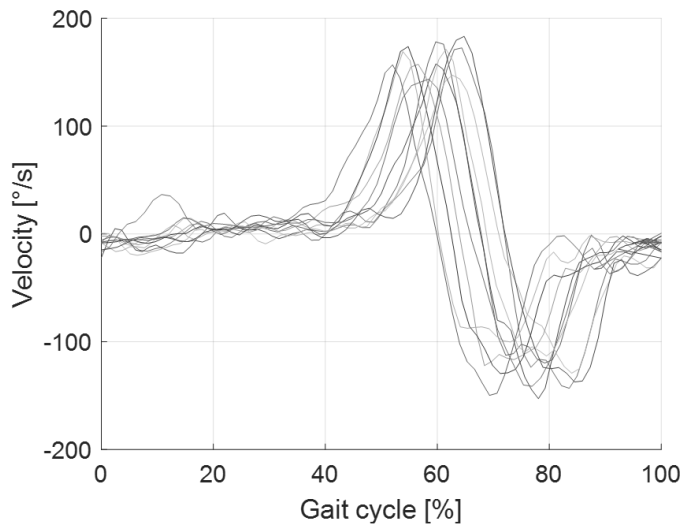


Figura 5.5: Velocidad angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado.

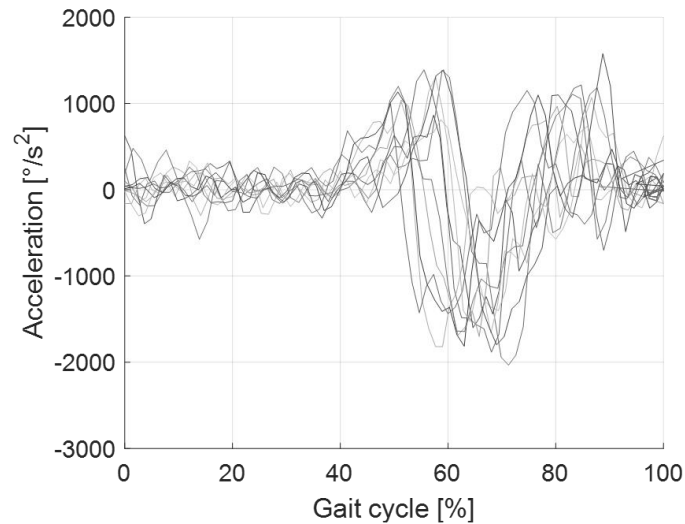


Figura 5.6: Aceleración angular de la flexión de la rodilla en distintos ciclos de caminado.

A pesar de que la visualización de curvas superpuestas pueda resultar útil, en algunos casos esta puede tornarse confusa. Con el objetivo de ofrecer una vista en conjunto más clara de la serie de datos, el sistema CAEBA calculó el promedio de las curvas y desplegó una banda de intervalos de predicción al 5%. El resultado de esta operación se observa en las gráficas de la Figura 5.7 a la Figura 5.9.

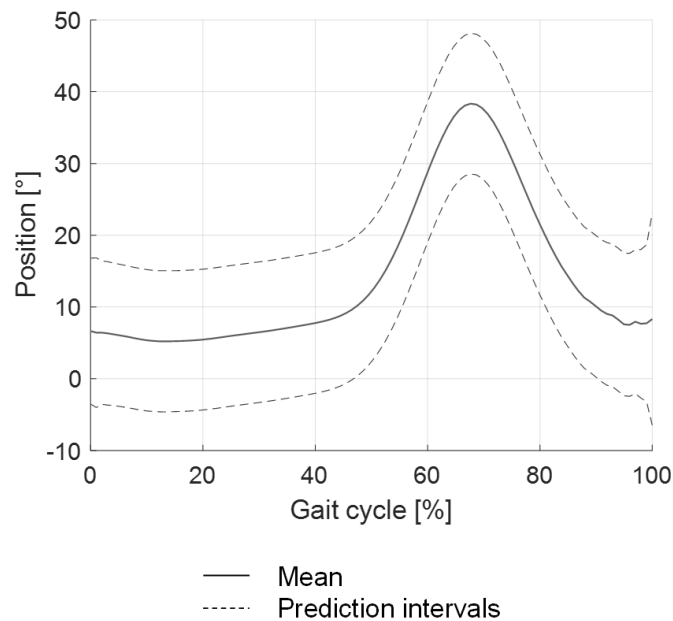


Figura 5.7: Posición angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.

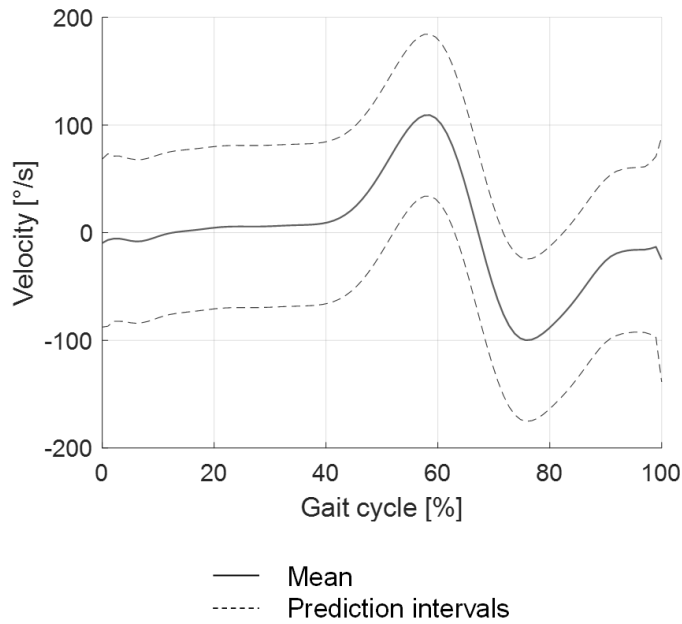


Figura 5.8: Velocidad angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.

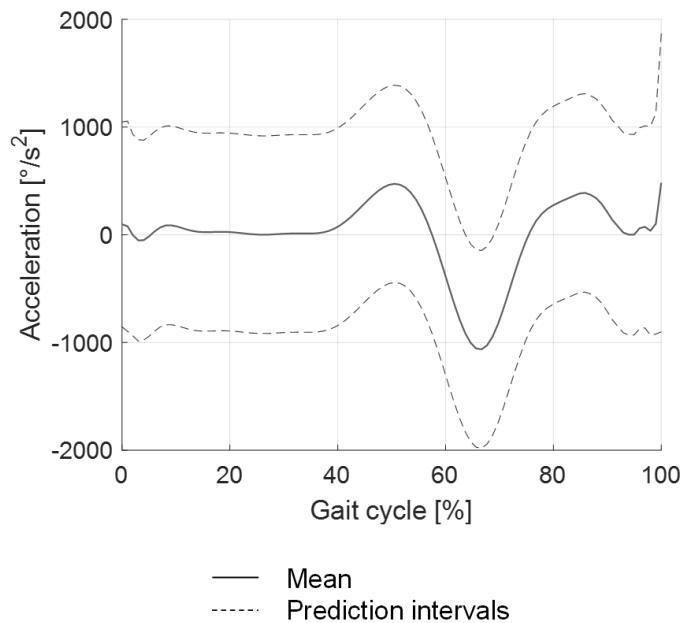


Figura 5.9: Aceleración angular de la flexión de la rodilla, promedio e intervalos de predicción.

Utilizando el algoritmo de la sección 3.3 se estimó la curva de la magnitud del vector \mathbf{s} de la Figura 3.3, la cual es proporcional al acortamiento de la pierna. Adicionalmente, se añadieron las líneas verticales punteadas referentes al inicio de cada ciclo de marcha, como se aprecia en la Figura 5.10.

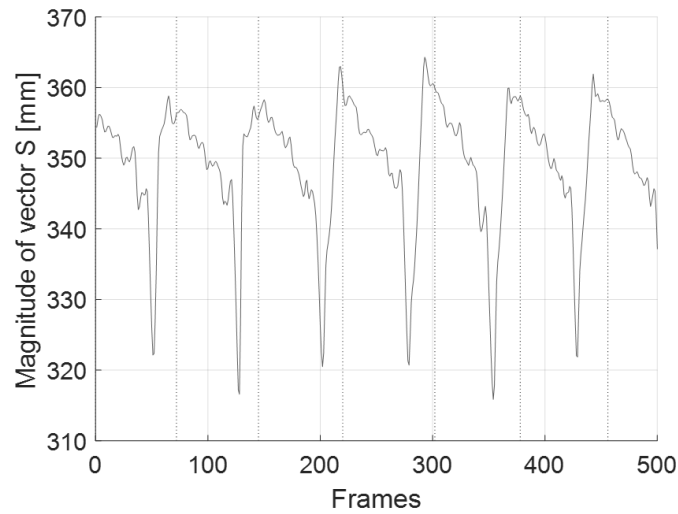


Figura 5.10: Series ángulo-tiempo del acortamiento de la pierna.

Al igual que en el caso de los diagramas de la flexión de la rodilla, se generó tanto la normalización de los ciclos de marcha con respecto al porcentaje (ver Figura 5.11) como la estimación del promedio de las curvas y su respectiva banda de intervalos de predicción al 5% (ver Figura 5.12).

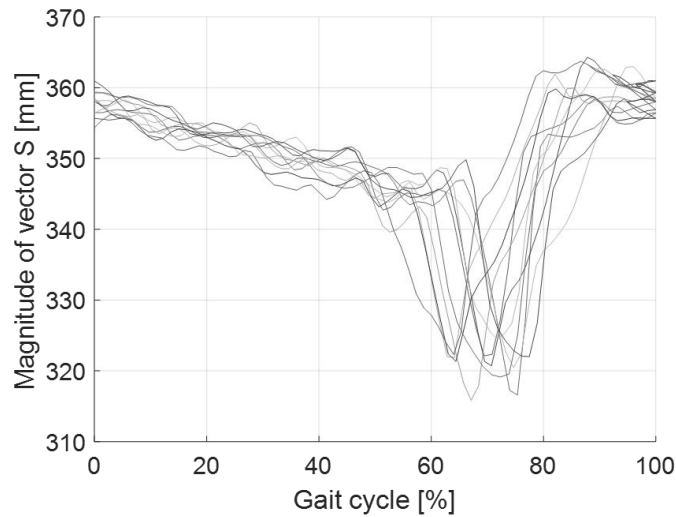


Figura 5.11: Acortamiento de la pierna en distintos ciclos de caminado.

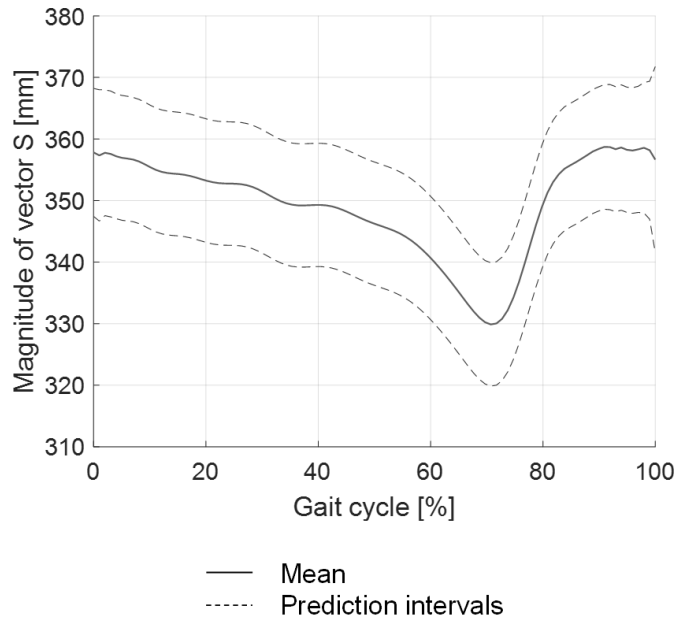


Figura 5.12: Acortamiento de la pierna, promedio e intervalos de predicción.

La altura del paso en cada ciclo de caminado se comportó como se muestra en la Figura 5.13. Como se aprecia en esta gráfica, se incluyó el promedio de la serie de datos, así como el corredor de la desviación estándar.

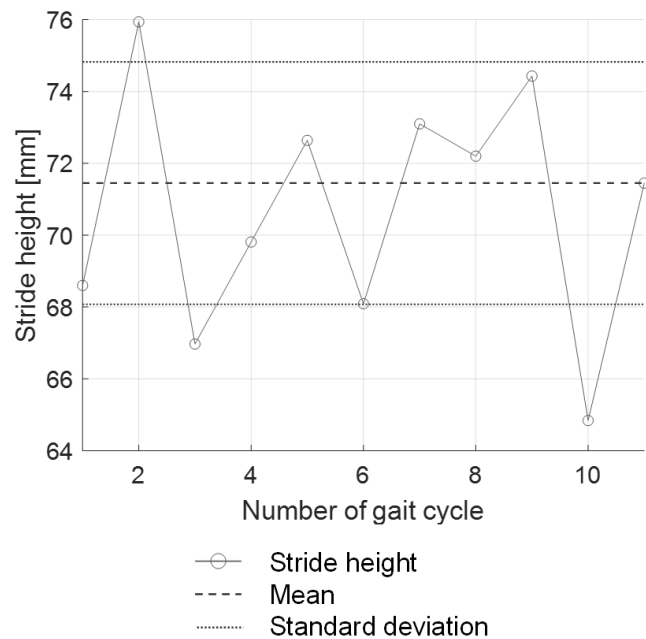


Figura 5.13: Altura del paso, promedio y desviación estándar.

Igualmente, se obtuvo una gráfica para el análisis de la longitud de zancada, tal como se ilustra en la Figura 5.14.

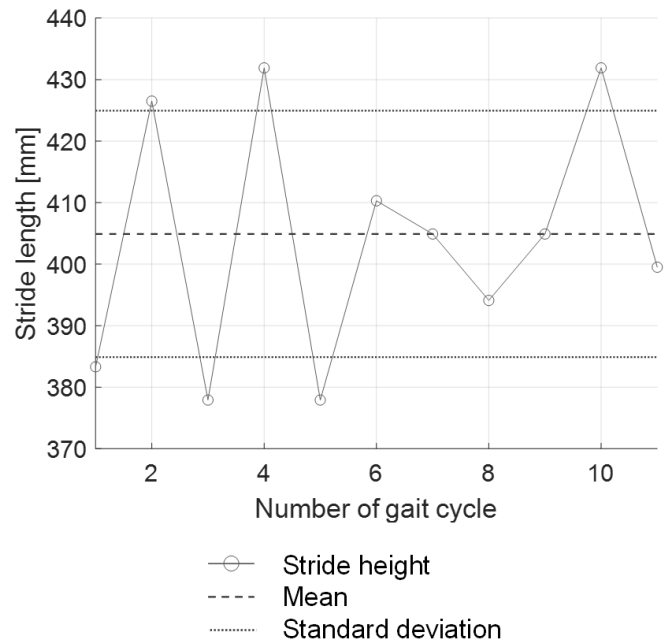


Figura 5.14: Longitud de zancada, promedio y desviación estándar.

Por otro lado, graficando la posición de la flexión de la rodilla contra su velocidad resultó el diagrama plano-fase que se presenta en la Figura 5.15.

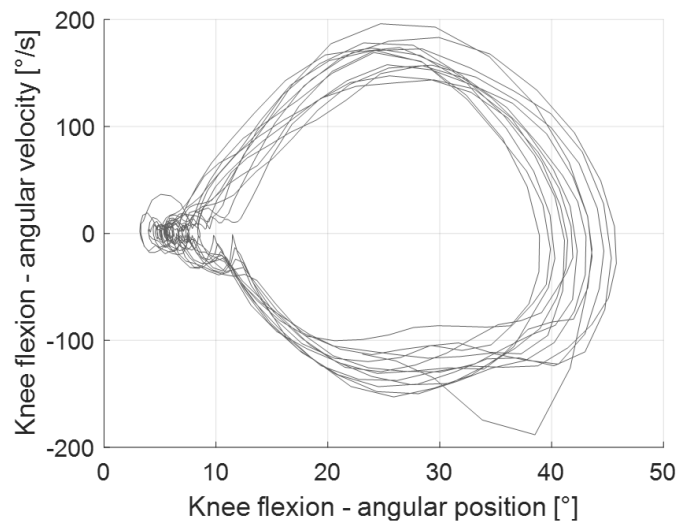


Figura 5.15: Plano-fase de la flexión de la rodilla (posición - velocidad).

Finalmente, desplegando el diagrama espacio-tiempo de las trayectorias de los marcadores se obtuvieron las gráficas de la Figura 5.16. Las vistas y la notación corresponden con aquellas utilizadas en la Figura 2.15 y la Figura 2.16.

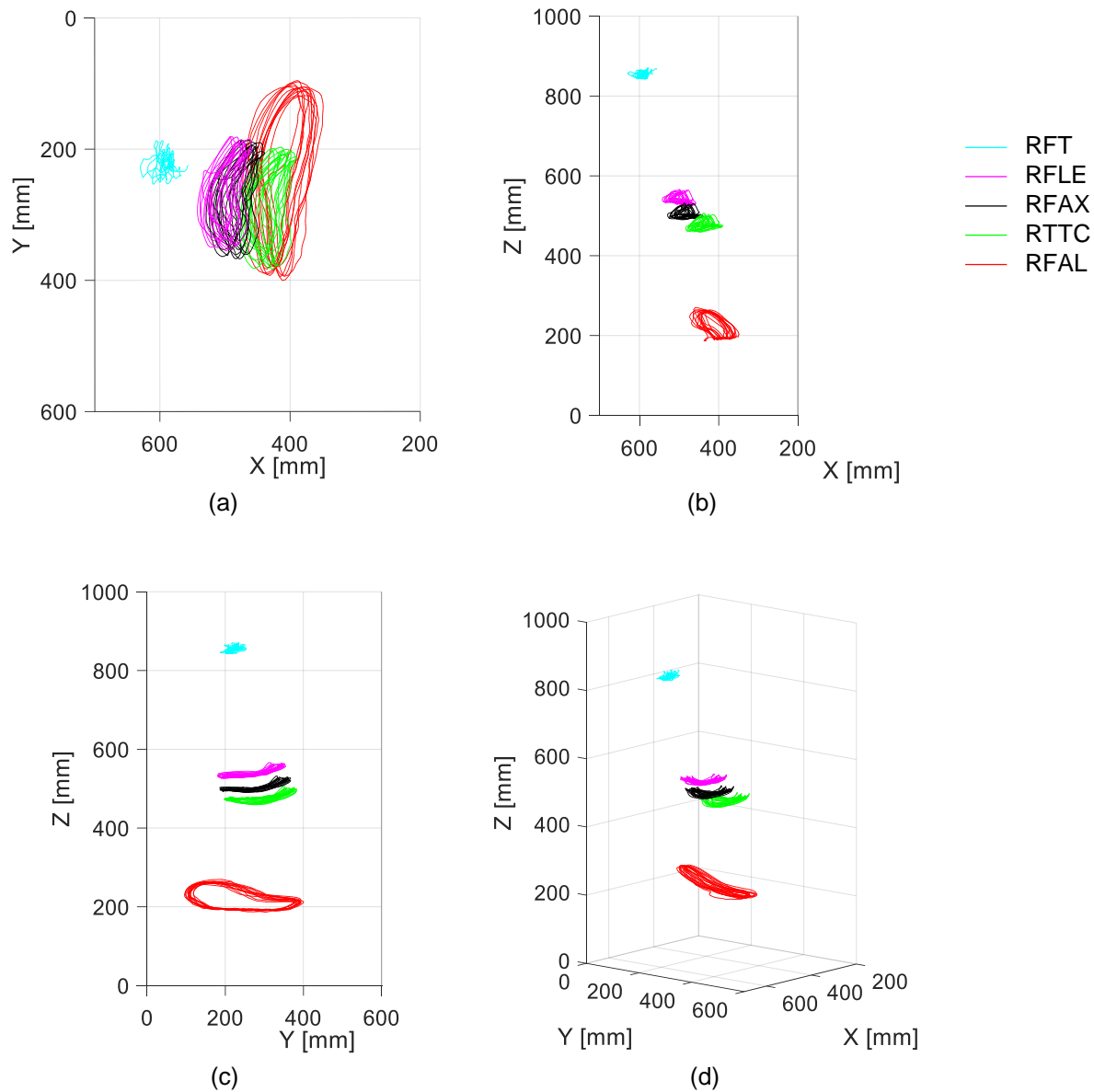


Figura 5.16: Curvas de las trayectorias espacio-tiempo de los marcadores. (a) Vista superior, (b) vista frontal, (c) vista lateral, (d) vista axonométrica.

5.3 Análisis y discusión de resultados

Si se desea caracterizar el valor de un estudio biomecánico es primordial describir en términos cualitativos y cuantitativos el desempeño de los resultados obtenidos. Particularmente, este trabajo referenciará tres aspectos principales: la validación de la reconstrucción estática, la validación de la reconstrucción dinámica, y la comparación de los diagramas de interpretación con respecto a otros reportes de la literatura.

Validación de la reconstrucción estática

Para verificar la validez de los resultados que arroja el sistema CAEBA con respecto a la reconstrucción 3D, se decidió analizar el error de reconstrucción de tres distancias conocidas. Partiendo de seis puntos con las ubicaciones ideales definidas en la Tabla 5.2, se calcularon las tres longitudes ideales p , q , y r , que se observan en la Figura 5.17 y que se especifican en la Tabla 5.3. Similarmente, considerando la localización de los puntos reconstruidos contenidos en la Tabla 5.2 fue posible calcular las longitudes reconstruidas mostradas en la Tabla 5.3. Con base en ello, se estimaron los errores que se resumen al final de la Tabla 5.3.

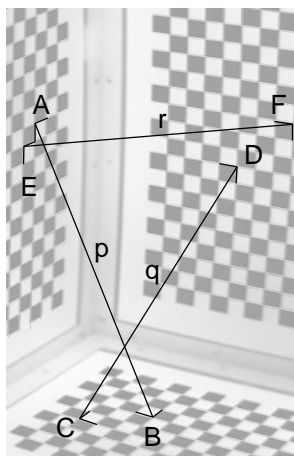


Figura 5.17: Longitudes utilizadas para la validación de la reconstrucción estática.

Tabla 5.2: Coordenadas de las referencias de reconstrucción.

Punto	Coordenadas ideales			Coordenadas reconstruidas		
	X	Y	Z	X ⁻	Y ⁻	Z ⁻
A	0.0	240.0	616.0	-0.127413	239.958085	615.171701
B	360.0	330.0	0.0	361.890052	330.351074	-2.111347
C	450.0	0.0	616.0	447.190113	0.518935	617.436301
D	0.0	280.0	576.0	2.585377	282.130650	577.834027
E	330.0	0.0	496.0	329.451684	-0.117807	496.646794
F	200.0	370.0	0.0	199.029215	368.160175	1.371886

Tabla 5.3: Longitudes de las referencias de reconstrucción.

Longitud	Valor ideal	Valor reconstruido	Error en mm	Error absoluto en %
p	719.135592	721.294599	2.159007	0.3
q	531.507290	527.775396	3.731890	0.7
r	632.310051	630.821628	1.488423	0.2

Comparado contra el valor máximo de 0.07 mm reportado en [71], el error de reconstrucción de 3.7 mm de la longitud q podría parecer elevado, sin embargo, se deben considerar las características del equipo utilizado en cada caso. En [71] se integraron 10 cámaras ViconBonita® con las que pudo conseguir un error del 0.06% con respecto a la longitud del objeto reconstruido. Por otro lado, integrando cuatro cámaras GoPro Hero3+ Black®, en [72] fue posible lograr un error máximo de 2.47 mm, correspondientes al 1% de error de la longitud reconstruida. Por su parte, utilizando una cámara DSLR Canon EOS 5D MarkII®, [73] fue capaz de alcanzar un error < 3mm para un objeto con longitud de 50 mm, es decir, una diferencia relativa del 6%.

Tomando en cuenta lo anterior junto con las afirmaciones de [56], se puede aseverar que un error de 3.7 mm (0.7%) de reconstrucción conseguido con las dos cámaras del sistema CAEBA es un valor aceptable.

Validación de la reconstrucción dinámica

La validación de la reconstrucción dinámica plantea una forma de crear una interfaz entre lo que ocurre en el sistema físico durante la prueba y lo que interpreta el sistema virtual. El propósito principal es verificar la congruencia entre el movimiento percibido por el sistema y el movimiento medido de forma externa. Para llevar acabo tal objetivo, se propuso cotejar la velocidad de la caminadora obtenida a partir del sistema de visión contra la adquirida por cronometraje directo. Además, recordando lo discutido en la sección 3.5 se compararon las velocidades experimentales de la banda contra su valor programado.

La velocidad de la banda obtenida a partir del sistema de visión se calculó de acuerdo con la ecuación (3.9). Por otro lado, la medición externa de la velocidad se calculó a partir del cociente de una distancia de 111.5 cm y el tiempo que le tomaba a una marca en la banda recorrer dicha longitud. Con base en esto, se midió la velocidad de avance de la caminadora en vacío (sin paciente) y con carga (con paciente).

La Figura 5.18 sintetiza los resultados de los experimentos anteriormente sugeridos para una velocidad programada de la banda de 1 km/h (277.78 mm/s) en 10 mediciones distintas. De manera concisa, la velocidad promedio de la banda con carga fue de 241.0 mm/s según el

sistema de visión, mientras que por cronometraje directo se obtuvo una media de 256.9 mm/s. Por su parte, el cronometraje directo para la banda sin carga arrojó un valor de velocidad de avance de 260.7 mm/s.

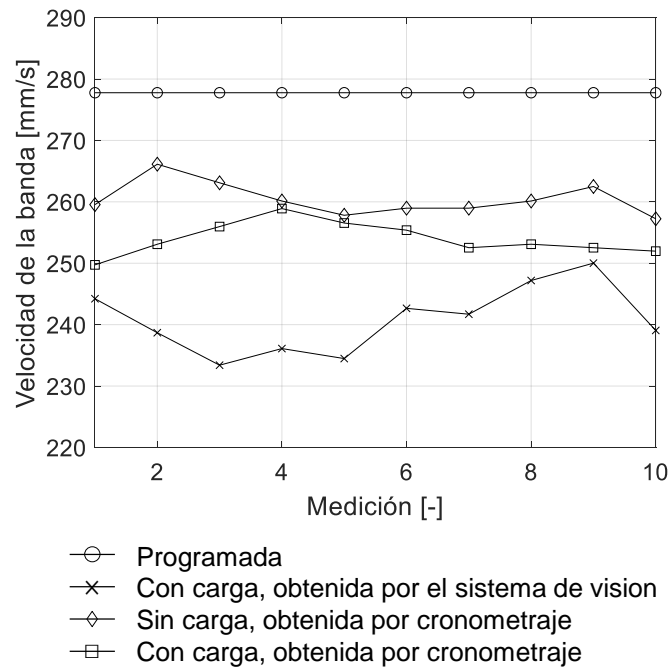


Figura 5.18: Comparación de velocidades de la banda.

De los datos adquiridos experimentalmente se pueden inferir varias conclusiones. Primariamente, ninguna de las velocidades de la banda obtenidas experimentalmente coincide con el valor programado, teniendo valores inferiores en todos los casos. En el caso de la estimación de la velocidad por medio de cronometraje se observó que su valor disminuye aún más cuando las pruebas se realizan con carga, i.e. con el paciente caminando sobre la banda. El motivo atribuido es el aumento de fricción en la banda-plataforma que produce el peso de la persona, aunado a la reducción de velocidad inherente aún motor eléctrico cuando éste se somete a un torque mayor. Por otro lado, en el caso de la estimación por medio del sistema de visión se observó una reducción del 6% de la velocidad con respecto del método de cronometraje directo con carga.

Con todo lo anterior y tomando en cuenta el error proveniente de la calibración y el movimiento de los marcadores, se puede señalar que el error de reconstrucción dinámica es aceptable.

Comparación de los diagramas de interpretación

Por último, con el fin de evaluar el rendimiento del sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado, se compararon los datos obtenidos por el software CAEBA contra los reportados en la literatura. De acuerdo con lo definido por [38], para poder juzgar el análisis

biomecánico es necesario evaluar no solamente la media de los datos obtenidos, sino también considerar el corredor del conjunto de curvas. Por otro lado, también es cierto que si se desea contrastar resultados entre distintos laboratorios se deben considerar puntos de referencia, ya sea cualitativos o cuantitativos [2]. Adicionalmente, se deben tener en cuenta las inevitables divergencias atribuidas a la variabilidad inter e intra examinador y paciente, como se detalló en su momento en la sección 2.1. Además, es importante resaltar que existen diferencias entre el estudio del caminado en pasarela y el caminado sobre caminadora. Por un lado, cuando el análisis se ejecuta sobre caminadora el paciente camina con una cadencia más alta, un tiempo de apoyo más corto, y una reducción de la velocidad preferida [15]. Igualmente, este tipo de estudio reduce artificialmente la variabilidad natural de la marcha y crea un patrón más predecible y estable. Por otro lado, se crea un desajuste entre la percepción visual del paciente y su patrón de movimiento, ya que no hay flujo visual. Finalmente, existe una variación intra-zanpada en la velocidad de la banda del 3% al 6%. Sin embargo, estas diferencias no impiden que se realicen análisis funcionales de la marcha en aplicaciones clínicas y de rehabilitación. Por lo anterior, en el presente trabajo se decidió comparar los instantes en que ocurren los valores máximos de las métricas, así como las formas particulares de los patrones.

La Figura 5.19 compara el ángulo de flexión de la rodilla durante el caminado de acuerdo con el sistema CAEBA (Figura 5.19 (a)) y los resultados reportados en [74] (Figura 5.19 (b)). Por un lado, en el caso de la gráfica de la izquierda el valor promedio de la flexión máxima alcanza los 38°, mientras que en la gráfica de la derecha el mismo parámetro alcanza los 48°. Pese a lo anterior, ambos eventos se presentan alrededor del 70% del ciclo de la marcha, como indican las líneas verticales punteadas.

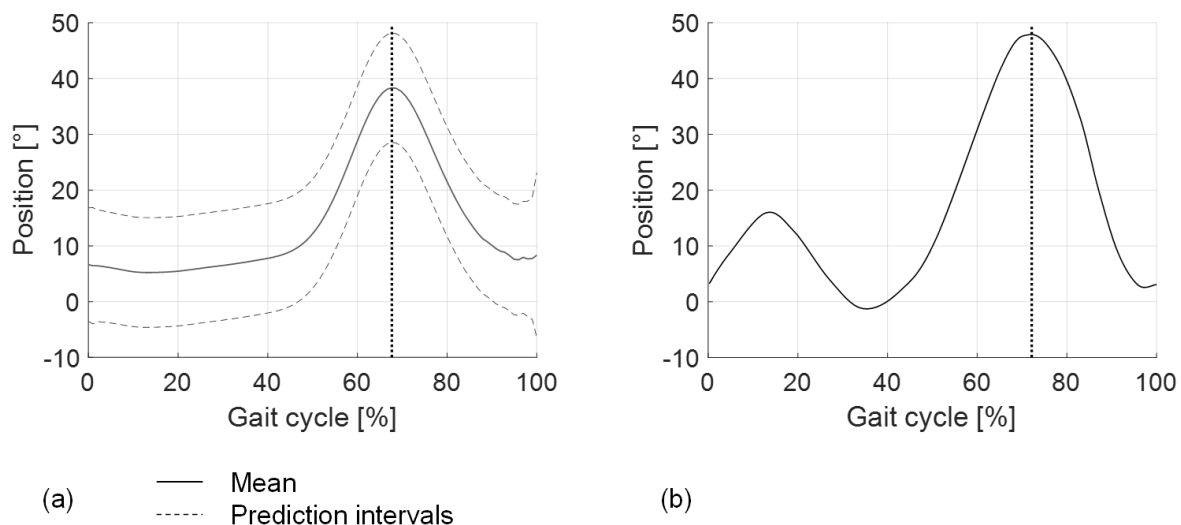


Figura 5.19: Comparativa de la posición de la flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [74].

Las diferencias pueden ser producto de distintos factores. Primeramente, la velocidad del caminado es un componente crucial en las discrepancias de las curvas de movimiento [74]. A pesar de que el paciente de la Figura 5.19 (a) (mujer, 25 años, 56 kg, 153 cm) cuenta con características antropométricas similares a las del paciente de la Figura 5.19 (b) (mujer, 22 años, 55 kg), en ambos estudios se utilizaron velocidades notablemente diferentes. En lo que respecta a la prueba de la gráfica izquierda, la velocidad programada de la banda fue de 0.278 m/s, mientras que en la imagen de la derecha se definió una velocidad de 1.7 m/s. Asimismo, se debe considerar que el análisis de la Figura 5.19 (a) se desarrolló sobre caminadora, en tanto que el estudio de la Figura 5.19 (b) se llevó a cabo en pasarela. Tal como indica [75], el uso de caminadora o pasarela determina el patrón de caminado debido a que el primero produce menos variantes de la marcha que el segundo, entre otras atribuciones.

Otro factor por analizar es el desfase de la toma de fotogramas entre la cámara izquierda y la cámara central. Ya que la activación de las cámaras ocurre de manera desincronizada, existe un lapso entre la captura de la imagen con una cámara y la captura con la otra. Para disminuir este efecto, en el software CAEBA se posicionó la instrucción de captura de una imagen inmediatamente después de la otra. No obstante, debido a que el desfase temporal promedio fue de 1.003 ms, sus efectos son despreciables si se considera como valor aceptable un tiempo entre fotogramas de hasta 1 ms [2].

En la Figura 5.20 (a) y (b) se contrastan las curvas de velocidad de flexión de la rodilla según el análisis del sistema CAEBA y el estudio de [76], respectivamente. Además de seguir el mismo patrón de forma, en ambos casos el valor máximo del parámetro se originó alrededor del 60% del ciclo de la marcha, denotado por la línea vertical punteada. Sin embargo, tres factores potenciales influyen en las diferencias encontradas en los valores numéricos de las gráficas. A diferencia del presente caso de estudio, en [76] se analizó a la marcha sobre pasarela a una velocidad de 0.7 m/s. Así mismo, los datos promedios de los pacientes eran considerablemente distintos (masculino, 36 años, 78.9 kg, 178.6 cm).

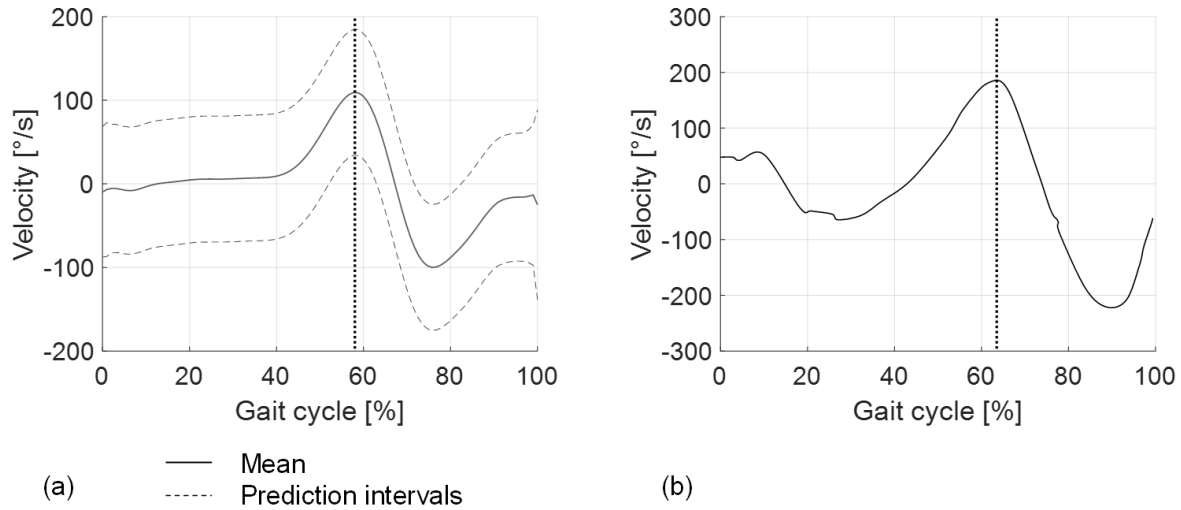


Figura 5.20: Comparativa de la velocidad de flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [76].

En [53] se analizó el acortamiento de la pierna examinando a tres pacientes con distintas características antropométricas. El estudio encontró que, a pesar de que el valor del acortamiento entre los sujetos era diferente, todos ellos experimentaron la longitud mínima de la pierna entre el 70% y el 85% del ciclo del caminado, como lo pone de manifiesto la Figura 5.21 (b). Lo anterior concuerda con los resultados desarrollados por el sistema CAEBA, ya que, como denota la línea vertical punteada de la Figura 5.21 (a), el acortamiento de la pierna se encuentra aproximadamente a 70% del ciclo del caminado.

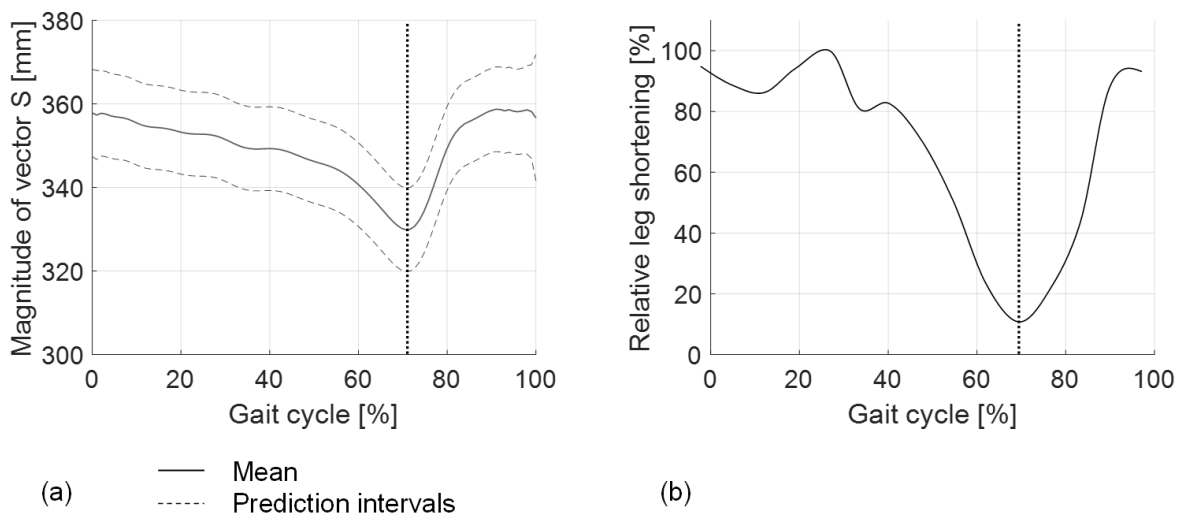


Figura 5.21: Comparativa del acortamiento de la pierna durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [53].

En cuanto a la altura del paso y a la longitud de zancada se notaron discrepancias considerables con respecto al estudio reportado en [12]. Mientras que el software CAEBA determinó una media de 71.4 mm de altura del paso, los resultados de [12] mostraron un promedio de 59.5 mm para la misma métrica. Asimismo, el presente caso de estudio arrojó un valor promedio de 404.9 mm para la longitud de zancada a una velocidad de 0.278 m/s, mientras que [12] indicó una media de 977.1 mm para el paciente con menor estatura de su ensayo (mujer, 62 kg, 166 cm) caminando a 2.67 m/s. Dichos datos sugieren que existe una relación entre la velocidad de la marcha y la longitud de la zancada; es decir, a menor velocidad más corta es la zancada, tal como se dedujo en el trabajo de [77].

Subsecuentemente, los resultados del estudio plano-fase de la flexión de la rodilla fueron co-tejados con respecto a estudios similares encontrados en el estado del arte. De acuerdo con [2], un rasgo característico de este parámetro es la formación de un lazo menor en la curva posición-velocidad, apreciado en todas las gráficas de la Figura 5.22. No obstante, existen diversas condiciones que provocan las divergencias identificadas entre ambas columnas. Aun cuando en ambos estudios se efectuó el análisis de la marcha sobre caminadora, la velocidad programada en el caso de las pruebas de la Figura 5.22 (a) fue de 0.278 m/s, mientras que en los ensayos de la derecha fue de 0.5 m/s. Esta situación explica los distintos rangos de los ejes de las gráficas. Además, los resultados de la Figura 5.22 (b) corresponden a un ensayo de [78] basado en un aditamento robótico integrado en la zona lateral del miembro inferior del paciente. Como se discutió previamente, la integración de dispositivos en el paciente afecta la naturalidad de su caminado.

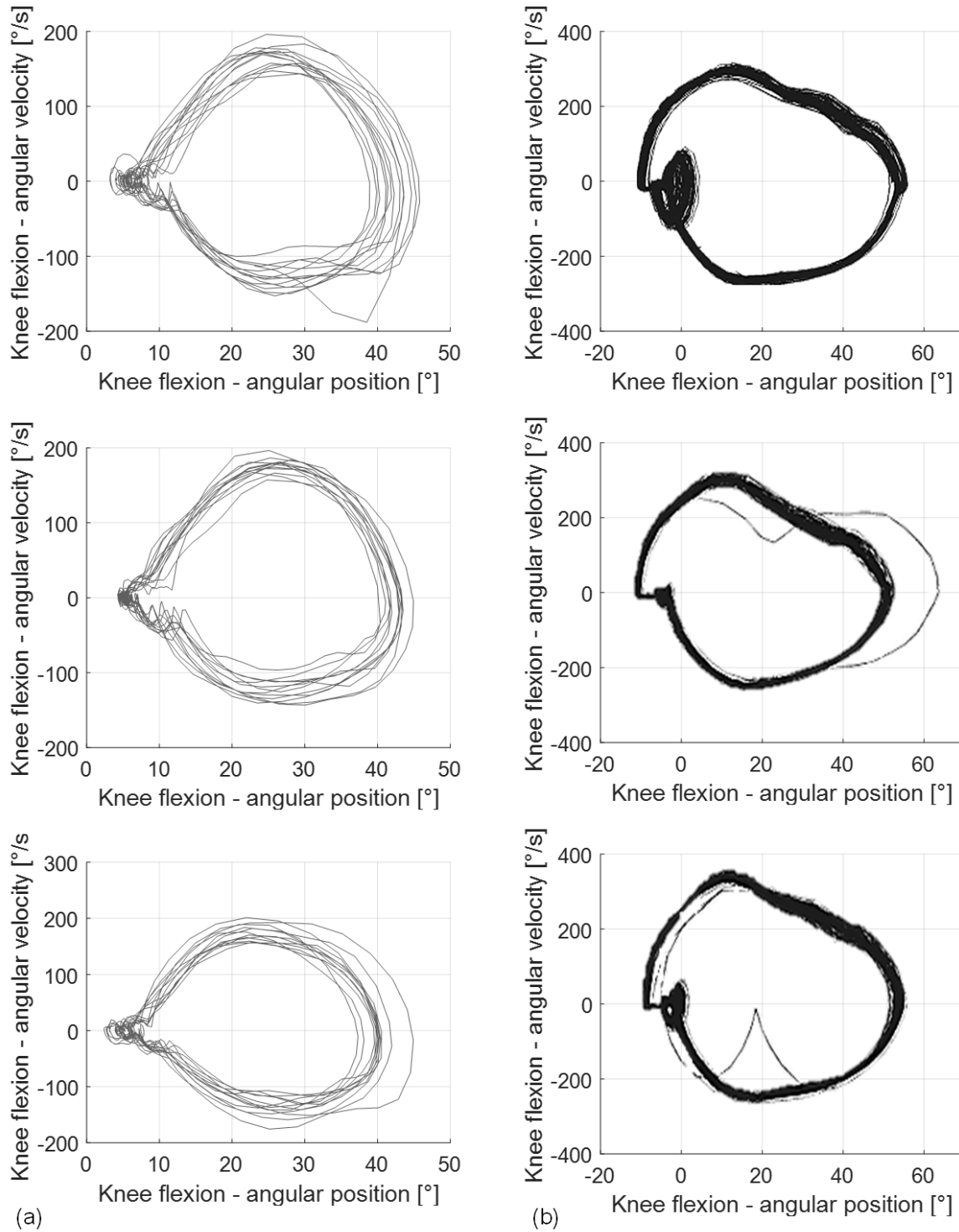


Figura 5.22: Comparativa del plano-fase flexión de la rodilla durante el caminado. (a) Resultados obtenidos por el sistema CAEBA, (b) resultados obtenidos por [78].

Por último, considerando la premisa de [51] que asevera que el requisito principal en un sistema de análisis biomecánico es la obtención de mediciones repetibles para el mismo paciente en diferentes sesiones, se compararon los resultados obtenidos de tres análisis distintos al

mismo paciente. Así, en la Figura 5.23 se observa la comparativa de tres métricas desarrolladas durante tres ensayos, mientras que en la se muestran los valores de los puntos de referencia establecidos con antelación.

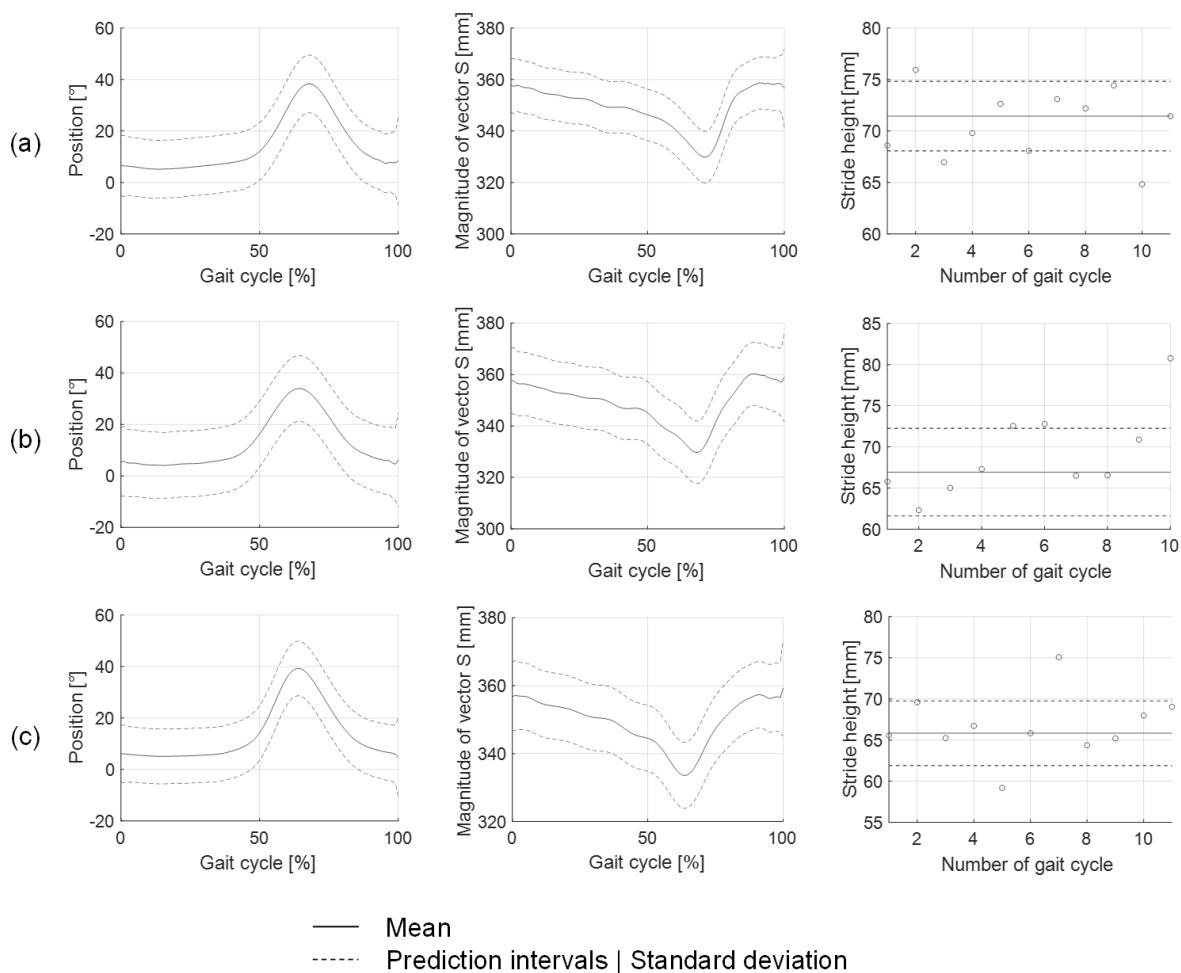


Figura 5.23: Comparativa cualitativa del análisis intra-paciente. (a) Métricas del ensayo 1, (b) métricas del ensayo 2, (c) métricas del ensayo 3.

Mientras que en el caso del ángulo de la flexión de la rodilla y el acortamiento de la pierna (Figura 5.23 (a) y Figura 5.23 (b), respectivamente) es evidente la repetibilidad cualitativa y cuantitativa de los datos, es necesario discutir las diferencias en los resultados obtenidos de la altura de la zancada. Como se aprecia en la Tabla 5.4, la máxima diferencia del promedio entre ensayo y ensayo fue de 5.7 mm (8.4%). Al respecto, se puede argumentar que el ancho de ventana de sus desviaciones estándar es satisfactoriamente cercano (3.4 mm, 3.9 mm, y 5.3 mm, i.e., 4.8%, 7.9%, 5.9% respecto a su valor promedio) [79]. Por otro lado, también se puede decir que los coeficientes de su variación (2.4%, 3.5%, y 2.6%, respectivamente) son aceptablemente bajos [80].

Tabla 5.4: Comparativa cuantitativa del análisis intra-paciente.

	Ángulo de flexión de la rodilla		Magnitud del vector s (Acortamiento de la pierna)		Altura de la zancada	
	Máximo [°]	Instante del ciclo del caminado [%]	Mínima (Máximo) [mm]	Instante del ciclo del caminado [%]	Promedio [mm]	Desviación estándar [mm]
Ensayo 1	38.3	67.7	329.9	70.7	71.5	± 3.4
Ensayo 2	34.0	64.2	329.9	68.7	66.9	± 5.3
Ensayo 3	39.3	63.9	333.6	63.6	65.8	± 3.9

Otro aspecto a recalcar respecto a la validación del sistema son los inconvenientes al comparar resultados entre distintos laboratorios. Una de las causas es la dificultad de encontrar resultados en la literatura que incluyan la descripción detallada no solo del paciente y del equipo utilizado, sino también del protocolo de marcadores usado y de las condiciones establecidas en la prueba. Por este motivo, resulta obvio encontrar discrepancias entre las caracterizaciones desarrolladas por el sistema CAEBA y las presentadas en los reportes utilizados como referencia.

Con base en los resultados de las validaciones anteriores, se puede decir que el desempeño del sistema CAEBA es satisfactorio por lo que puede ser utilizado para realizar estudios biomecánicos del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora.

Conclusiones

Con el presente trabajo de tesis se ha logrado el desarrollo y validación de un sistema de pruebas para el análisis biomecánico de la marcha humana utilizando técnicas de visión por computadora. Los resultados obtenidos demuestran que la plataforma de ensayos experimentales propuesta es capaz de monitorizar, capturar, registrar y analizar los movimientos del caminado humano.

Adicionalmente, los resultados del trabajo han conducido a las siguientes conclusiones:

- Mientras que los análisis cualitativos analizan y describen el movimiento mediante la determinación de patrones, los análisis cuantitativos involucran la medición de variables biomecánicas. En la práctica, es útil integrar el resultado de ambos estudios con el fin de esbozar conclusiones acerca del desempeño biomecánico del caminado de un paciente.
- En el caso del análisis de la marcha en caminadora, la velocidad de la banda es una variable independiente de la cual depende la longitud de la zancada, la altura del paso, y la flexión de la rodilla.
- La identificación de los eventos del contacto inicial y del despegue del pie es primordial para la normalización temporal en ciclos de marcha y la comparación entre pacientes en puntos discretos del caminado.
- Para obtener una toma óptima de la escena en la que se desarrolla el caminado, es importante permitir el ajuste de la posición y orientación de las cámaras, a la vez que se asegura que vibraciones externas no induzcan errores en la captura.
- La creación de módulos en el sistema de software no solo mejora la legibilidad y manejabilidad durante el desarrollo, sino que también favorece el manejo y el flujo de información durante su ejecución.
- A fin de dar certeza sobre el error de la reconstrucción tridimensional del caminado, es crucial asegurar la calibración del volumen completo en donde ocurrirá la marcha sobre la caminadora.
- Con el propósito de evadir el efecto de *aliasing*, es necesario garantizar que la captura de los videos para el análisis biomecánico del caminado se efectúe a una velocidad mínima de 30 fotogramas por segundo.
- Debido a la naturaleza del caminado (movimientos complejos e impredecibles), a la reconstrucción digital de éste, y a otros factores que generan mediciones ruidosas, es necesario filtrar la señal cruda de las trayectorias de los marcadores previo a realizar cualquier otro cálculo. De no ser así, las métricas estimadas proveerían datos falsos y,

en consecuencia, las conclusiones de los análisis biomecánicos serían incorrectas o pobremente objetivas.

- El valor de la frecuencia de corte del filtro digital debe ser elegido de forma objetiva y con base en datos duros. En este respecto, el método de la diferencia residual ofrece una alternativa sencilla de estimarla.

Contribuciones

Las aportaciones del presente proyecto se pueden resumir de la siguiente manera:

- Se ha creado una plataforma de investigación y desarrollo enfocada al área de la biomecánica. Específicamente, se ha desarrollado un sistema de pruebas para el análisis biomecánico de la marcha humana utilizando técnicas de visión por computadora.
- Se ha planteado un protocolo de marcadores útil para el análisis de la flexión de la rodilla, el acortamiento de la pierna, la altura del paso y la longitud de la zancada utilizando técnicas de visión por computadora por medio de dos cámaras.
- Se ha propuesto la integración de la estimación de la velocidad experimental de la caminadora para que, con base en ésta, se determinen los parámetros que dependan de su valor. Hasta la fecha, no se ha reportado una práctica similar en la literatura.

Trabajo futuro

Como trabajo a futuro se destacan los siguientes puntos:

- Mejorar los resultados de calibración por medio de *flattening* del modelo ortogonal de cámara o través de una matriz de pesos para priorización de observaciones.
- Programar la activación simultánea de cámaras, o en su defecto, implementar una estrategia de corrección de desfase temporal para capturas desincronizadas.
- Añadir una tercera cámara capaz de grabar marcadores de la zona medial del miembro inferior. Al mismo tiempo, esto permitirá incluir puntos óseos de referencia en ambas piernas.
- Con el propósito de unificar el entorno CAEBA, implementar los algoritmos del filtrado digital de señales y del GUI en código C++.
- Revisar la posibilidad de integrar esferas reflectantes como marcadores pasivos y/o luz oscura. A pesar de que las cortinas y los marcadores LED facilitan la identificación de los puntos óseos de referencia, la escena es notablemente susceptible a alteraciones en la condición de luz.

-
- Agregar por lo menos tres marcadores en el pie que faciliten la detección de los eventos de contacto inicial y despegue del pie. A su vez, esto mejorará la estimación de la velocidad de la caminadora.
 - Añadir un marcador más en el protocolo CAEBA en la zona del fémur. La justificación es que se requieren por lo menos 3 puntos para analizar a los segmentos como cuerpos tridimensionales.

Referencias

- [1] Huston, R. (2008). *Principles of Biomechanics*. NJ: Taylor & Francis Group, LLC.
- [2] Barlett, R. (2007). *Introduction to Sport in Biomechanics*. OX: Taylor & Francis Group Library.
- [3] Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. NY: Springer Science+Business Media, LLC.
- [4] Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*, 14(2), 3362-3394. doi: 10.3390/s140203362.
- [5] Kim, H., Kang, Y., Valencia, D., & Kim, D. (2018). An Integrated System for Gait Analysis Using FSRs and an IMU. *2018 Second IEEE International Conference on Robotic Computing (IRC)*. CA: IEEE.
- [6] Bastas, G., Fleck, J., Peters, R., & Zelik, K. (2018). IMU-based gait analysis in lower limb prosthesis users: Comparison of step demarcation algorithms. *Gait & Posture*, 64, 30-37. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.05.025.
- [7] Saxe, D., & Foulds, R. (2003). Analysis of gait event detection algorithms applied to movement data collected on a sloped treadmill. (pág. 2003 IEEE 29th Annual Proceedings of Bioengineering Conference). NJ: IEEE.
- [8] Pfister, A., West, A., Bronner, S., & Noah, J. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 38(6), 274-280. doi: 10.3109/03091902.2014.909540.
- [9] Auvinet, E., Multon, F., Aubin, C., Meunier, J., & Raison, M. (2015). Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait & Posture*, 41(2), 722-725. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.08.006.
- [10] Sandaua, M., Koblauch, H., Moeslund, T., Aanæs, H., T., A., & Simonsen, E. (2014). Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Medical Engineering & Physics*, 36(9), 1168-1175. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.07.007.
- [11] Chandra, P., Anshul, M., Rajesh, K., & Namita, M. (2015). Identification of Spatio-Temporal and Kinematics Parameters for 2-D Optical Gait Analysis System using Passive Markers. *2015 International Conference on Advances in Computer Engineering and Applications*. Ghaziabad: IEEE.
- [12] Arellano-González, J., Medellín-Castillo, H., & Cárdenas-Galindo, J. (2017). Analysis of the kinematic variation of human gait under different walking conditions using computer vision. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 38(2), 437-457. doi: dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.2.
- [13] O'Connor, C., Thorpe, S., O'Malley, M., & Vaughan, C. (2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & Posture*, 25(3), 468-474. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.016.
- [14] Hreljac, A., & Marshall, R. (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 33(6), 783-786. doi: 10.1016/s0021-9290(00)00014-2.
- [15] Papegaa, S., & Steenbrink, F. (2017). *Clinical gait analysis: Treadmill-based vs overground*. AMS.: Motek.
- [16] Knudson, D. (2013). *Qualitative Diagnosis of Human Movement*. IL: Human Kinetics.
- [17] Lorimer, D. (2010). *Neale's Disorders of the Foot*. Churchill Livingstone.
- [18] Motl, R., Cohen, J., Benedict, R., Phillips, G., LaRocca, N., Hudson, L., . . . Multiple Sclerosis Outcome Assessments Consortium. (2017). Validity of the timed 25-foot walk as an ambulatory performance outcome measure for multiple sclerosis. *MULTIPLE SCLEROSIS JOURNAL*. Lorimer,

- D. (2010). *Neale's Disorders of the Foot*. Churchill Livingstone, 23(5), 704-710. doi: 10.1177/1352458517690823.
- [19] Sidovar, M., Limone, B., & Coleman, C. (2016). Mapping of Multiple Sclerosis Walking Scale (MSWS-12) to five-dimension EuroQol (EQ-5D) health outcomes: an independent validation in a randomized control cohort. *Patient Related Outcome Measures*, 13. doi: 10.2147/prom.s96956.
- [20] Borowicz, A., Zasadzka, E., Gaczkowska, A., Gawłowska, O., & Pawlaczyk, O. (2016). Assessing gait and balance impairment in elderly residents of nursing homes. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2486-2490. doi: 10.1589/jpts.28.2486.
- [21] Karukal, A., Silvalil, J., & Navegal, M. (2011). Analysis of agreement of assessment tools of body balance in the elderly. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 12, 187. doi: 10.17784/mtprehabjournal.2014.12.187.
- [22] Jehu, D., Paquet, N., & Lajoie, Y. (2016). Balance and mobility training with or without concurrent cognitive training improves the timed up and go (TUG), TUG cognitive, and TUG manual in healthy older adults: an exploratory study. *Aging Clinical and Experimental Research*, 29(4), 711-720. doi: 10.1007/s40520-016-0618-2.
- [23] Vandenberg, J., George, D., O'Leary, A., Olson, L. S., & Hollman, J. (2015). The modified gait abnormality rating scale in patients with a conversion disorder: A reliability and responsiveness study. *Gait & Posture*, 41(1), 125-129. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.09.014.
- [24] Montero-Odasso, M., Bherer, L., Studenski, S., Gopaul, K., Oteng-Amoako, A., Woolmore-Goodwin, S., . . . Camicioli, R. (2015). Mobility And Cognition In Seniors. Report From The 2008 Institute Of Aging (CIHR) Mobility And Cognition Workshop. *Canadian Geriatrics Journal*, 18(3), 159-167. doi: 10.5770/cgj.18.188.
- [25] Ali, A., Sundaraj, K., Ahmad, B., Ahamed, N., & Islam, A. (2012). Gait disorder rehabilitation using vision and non-vision based sensors: A systematic review. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*, 12(3), 193-202. doi: 10.17305/bjbms.2012.2484.
- [26] Dunn, M., Pavan, D., Ramirez, P., Rava, S., & Sharin, S. (2018). An Automated Method to Extract Three-Dimensional Position Data Using an Infrared Time-of-Flight Camera. *12th Conference of the International Sports Engineering Association*. BNE: Proceedings MDPI.
- [27] Colyer, S., Evans, M., Cosker, D., & Salo, A. (2018). A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Medicine*, 4(24), 1-15. doi: 10.1186/s40798-018-0139-y.
- [28] Paulo, J., Garrote, L., Asvadi, A., Premevida, C., & Peixoto, P. (2017). Short-Range Gait Pattern Analysis for Potential Applications on Assistive Robotics. *2017 26th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*. LIS: IEEE.
- [29] Xue, Z., Ming, D., Song, W., Wan, B., & Jin, S. (2010). Infrared gait recognition based on wavelet transform and support vector machine. *Pattern Recognition*, 4(8), 2904-2910. doi: 10.1016/j.patcog.2010.03.011.
- [30] Chandra, P., Kanika, G., Mittal, A., Kumar, R., & Laxmi, V. (2015). Passive Marker Based Optical System for Gait Kinematics for Lower Extremity. *Procedia Computer Science*, 45, 176-185. doi: 10.1016/j.procs.2015.03.116.
- [31] Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., & Schuster, A. (2012). Full Body Gait Analysis with Kinect. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. CA: IEEE.
- [32] Gordon, D., Robertson, E., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2014). Research Methods in Biomechanics.

- [33] Qi, Y., Soh, C., G. E., K., L., & R., T. (2016). Assessment of Foot Trajectory for Human Gait Phase Detection Using Wireless Ultrasonic Sensor Network. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(1), 88-97. doi: 10.1109/TNSRE.2015.2409123.
- [34] Capin, J., Khandha, A., Zarzycki, R., Arundale, A., Ziegler, M., & Manal, K. (2018). Gait Mechanics and Tibiofemoral Loading in Men of the ACL-SPORTS. *Journal of Orthopaedic Research*, 26, S54-S55. doi: 10.1002/jor.23895.
- [35] Leardini, A., Lullini, G., Giannini, S., Berti, L., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2014). Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 136. doi: 10.1186/1743-0003-11-136.
- [36] Roberts, M., Mongeon, D., & Prince, F. (2017). Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. *Journal of Physical Therapy and Rehabilitation*. 4(6), 1-16, doi: 10.7243/2055-2386-4-6.
- [37] Stancic, I., Supuk, T., & Bonkovic, M. (2012). New Kinematic Parameters for Quantifying Irregularities in the Human and Humanoid Robot Gait. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 9(5), 215. doi: 10.5772/54563.
- [38] Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. NJ: SLACK Incorporated.
- [39] Ferryanto, F., Herman, I., Mhradi, S., Dirgantara, T., & Mahyuddin, A. (2011). Development of an optical motion-capture system for 3D gait analysis. *2011 International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering*. BD0: IEEE.
- [40] Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(4), 1-10. doi: 10.1186/1743-0003-3-4.
- [41] Sholukha, V., Bonnechere, B., Salvia, P., Moiseev, F., Rooze, M., & Van Sint Jan, S. (2013). Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2363-71. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.037.
- [42] Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., & Benedetti, M. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 26(4), 560-71. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
- [43] van Sint Jan, S. (2007). *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions*. EDI: Churchill Livingstone/Elsevier.
- [44] Kadaba, M., Ramakrishnan, H., & Wootten, M. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopedic Research*, 8(3), 383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310
- [45] Frigo, C., Rabuffetti, M., Kerrigan, D., Deming, L., & Pedotti, A. (1998). Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 36(2), 179-85. doi: 10.1007/BF02510740.
- [46] Benedetti, M., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 204-215. doi: 10.1016/S0268-0033(97)00041-7.
- [47] Gorton, G., Hebert, D., & Gannotti, M. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture*, 29(3), 398-402. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.060.
- [48] Della Croce, U., Cappozzo, A., & Kerrigan, D. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2), 155-61. doi: 10.1007/BF02513282.
- [49] Noonan, K., Halliday, S., Browne, R., O'Brien, S., Kayes, K., & Feinberg, J. (2003). Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 23(3), 279-280.

-
- [50] Gunes, Y., Ozgur, O., Atilla, E., & Henk, S. (2006). Repeatability of time–distance parameters and lower limb 3D kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 24(2), S188-S190. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.11.131
- [51] Manca, M., Leardini, A., Cavazza, S., Ferraresi, G., Marchi, P., Zanaga, E., & Benedetti, M. (2010). Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. *Gait & Posture*, 32(2), 282-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.011
- [52] Herda, L., Fua, P., Plänkers, R., Boulic, R., & Thalmann, D. (2001). Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Human Movement Science*, 20(3), 313-341. doi: 10.1016/S0167-9457(01)00050-1.
- [53] Arellano González, J. (2010). *Análisis y caracterización del caminado humano para la síntesis de un mecanismo de prótesis de pierna transfemoral* (Master Thesis). Universidad Autónoma de San Luis Potosí.
- [54] Gaschler, A. (2017). *Real-Time Marker-Based Motion Tracking: Application to Kinematic Model Estimation of a Humanoid Robot*. Master Thesis in Informatik. Technischen Universität München.
- [55] Sharma, A., Agarwal, M., Sharma, A., & Dhuria, P. (2017). Motion capture process, techniques and applications. *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*, 1(4), 251-257.
- [56] Masiero, A., & Cenedese, A. (2012). *Reconstruction error in a motion capture system*. Obtenido de Cornell University Library: <https://arxiv.org/abs/1203.3230>
- [57] Thewlis, D., Bishop, C., Daniell, N., & Paul, G. (2013). Next-Generation Low-Cost Motion Capture Systems Can Provide Comparable Spatial Accuracy to High-End Systems. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 112-117. doi: 10.1123/jab.29.1.112.
- [58] Alvim, F., Cerqueira, L., Netto, A., Leite, G., & Muniz, A. (2015). Comparison of Five Kinematic-Based Identification Methods of Foot Contact Events during Treadmill Walking and Running at Different Speeds. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 383-8. doi: 10.1123/jab.2014-0178
- [59] Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. NJ: John Wiley & Sons, Inc.
- [60] Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K. (1999). Estimate of the Optimum Cutoff Frequency for the Butterworth Low-Pass Digital Filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(3), 318-329. doi: 10.1123/jab.15.3.318.
- [61] Handsaker, J., Forrester, S., Folland, J., Black, M., & Allen, S. (2016). A kinematic algorithm to identify gait events during running at different speeds and with different footstrike types. *Journal of Biomechanics*, 49(16), 4128-4133. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.10.013.
- [62] Saxe, D., & Foulds, R. (2003). Analysis of gait event detection algorithms applied to movement data collected on a sloped treadmill. In *Bioengineering Conference, 2003 IEEE 29th Annual*. Newark, NJ: IEEE.
- [63] Hreljac, A., & Marshall, R. (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 33(6), 783-6. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00014-2.
- [64] Zeni, J., Richards, J., & Higginson, J. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*, 27(4), 710-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.07.007.
- [65] Fellin, R., Rose, W., Royer, T., & Davis, I. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal Of Science And Medicine In Sport*, 13(6), 646-50. doi: 10.1016/j.jsams.2010.03.006.
- [66] Watson, O. (13 de Nov de 2014). *GigE vs. IP: which cameras are ideal for gait analysis?* Obtenido de ZFLO Motion Analysis Systems: <https://www.zflomotion.com/blog/bid/356895/GigE-vs-IP-which-cameras-are-ideal-for-gait-analysis>

- [67] Castañeda, J., Ruiz-Olaya, A., Lara-Herrera, C., & Roldán, F. (2017). Knee Joint Angle Monitoring System Based on Inertial Measurement Units for Human Gait Analysis. *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016*. BUC: Springer, Singapore.
- [68] Gard, P., Lalanne, L., Ambourg, A., Rousseau, D., Lesueur, F., & Frindel, C. (2018). *A Secured Smartphone-Based Architecture for Prolonged Monitoring of Neurological Gait*. Cham: Springer, Cham.
- [69] Hazari, A., Maiya, A., & Shivashankara, K. (2018). Foot Kinetics and Kinematics Profile in Type 2 Diabetes Mellitus with Peripheral Neuropathy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, doi: doi: 10.7547/17-05.
- [70] IDS Imaging Development Systems GmbH. (2009). *User Manual - uEye cameras*. Obersulm: IDS.
- [71] Eichelberger, P., Ferraro, M., Minder, U., Denton, T., Blasimann, A., Krause, F., & Baur, H. (2016). Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation. *Journal of Biomechanics*, 49(10), 2085-2088. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.007.
- [72] Ramos Dalla Bernardina, G., Monnet, T., Teixeira Pinto, H., Machado, R., de Barros, L., Cerveri, P., & Piaia Silvatti, A. (2018). Are action sport cameras accurate enough for 3D motion analysis? A comparison with a commercial motion capture system. *Human Kinetics*. 1-17: doi: 10.1123/jab.2017-0101.
- [73] Zhang, Y., Gibson, G., Hay, R., Bowman, R., Padgett, M., & Edgar, M. (2015). A fast 3D reconstruction system with a low-cost camera accessory. *Scientific Reports*, 9;5:10909. doi: 10.1038/srep10909.
- [74] Manual Therapist. (26 de Diciembre de 2016). *Musculoskeletal Key*. Obtenido de Normal gait: <https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>
- [75] Hollman, J., Watkins, M., Imhoff, A., Braun, C., Akervik, K., & Ness, D. (2016). A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & Posture*, 43, 204-209. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.024.
- [76] Lemaire, E., Samadi, R., Goudreau, L., & Kofman, J. (2013). Mechanical and biomechanical analysis of a linear piston design for angular-velocity-based orthotic control. *The Journal Of Rehabilitation Research And Development*, 50(1), 43-52. doi: 10.1682/JRRD.2012.02.0031.
- [77] Bailey, J., Mata, T., & Mercer, J. (2017). Is the Relationship Between Stride Length, Frequency, and Velocity Influenced by Running on a Treadmill or Overground? *International Journal of Exercise Science*, 10(7): 1067–1075.
- [78] Macleod, C., Meng, L., Conway, B., & Porr, B. (2014). Reflex Control of Robotic Gait Using Human Walking Data. *PLOS ONE*, 9(10), 1-15. doi: 10.1371/journal.pone.0109959.
- [79] Winter, D. (1992). Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task. *Physical Therapy*, 72(1), 45-53. doi: 10.1093/ptj/72.1.45.
- [80] Simieli, L., Gobbi, L., Orcioli-Silva, D., Beretta, V., Santos, P., Baptista, A., & Barbieri, F. (2017). The variability of the steps preceding obstacle avoidance (approach phase) is dependent on the height of the obstacle in people with Parkinson's disease. *PLOS ONE*, 12(9), e0184134. doi: 10.1371/journal.pone.0184134.

Anexos

Anexos A

A1. Pseudocódigo del algoritmo de seguimiento de marcadores

Considerando la nomenclatura de las siguientes variables y constantes:

frameActual: imagen actual desfragmentada del video en cuestión
totalFps: número de cuadros que componen al video en cuestión
limite: bandera para verificar si se ha alcanzado el valor de totalFps
blobsFrameAct: arreglo con información de los blobs detectados de la imagen actual
blobsFrameAnt: arreglo con información de los blobs detectados de la imagen anterior

a continuación, se describe el pseudocódigo del algoritmo desarrollado para realizar el seguimiento de marcadores para una imagen.

```
limite = 0;
frameActual= 0;

mientras (limite!= 1)
{
    Lee el cuadro actual del video y asígnalo a la variable img

    //Tratamiento de la imagen
    Convierte la imagen img a escala de grises y asigna el resultado a imgGS
    Aplica el filtro de brillo a imgGS y asigna el resultado a imgB
    Aplica el filtro de contraste a imgB y asigna el resultado a imgC
    Aplica el filtro Gaussiano a imgC y asigna el resultado a imgGF
    Binariza imgGF y asigna el resultado a imgT

    Detecta los blobs en la imagen imgT y almacena su información en blobsFrameAct

    Si (frameActual < totalFps)
    {
        //Si se detectan 5 blobs en el frame actual
        Si (el tamaño de blobsFrameAct == 5)
        {
            //Comienza hasta tener la segunda imagen con 5 blobs para poder calcular la
            distancia
            Si (frameAct > 1 && el tamaño de blobsFrameAct == 5)
            {
                Para (j=0; j < 5; j++)
                {
                    xAnt= Posición en x del blob j de blobsFrameAnt
```

```
        yAnt= Posición en y del blob j de blobsFrameAnt

        //Calcula la distancia del blob j a todos los blobs m de la si-
        guiente imagen
        Para (m=0; m < 5; m++)
        {
            xAct= Posición en x del blob j de blobsFrameAct
            yAct= Posición en y del blob j de blobsFrameAct

            Calcula la distancia dist entre el blob j y el blob m en
            función de xAnt, yAnt, xAct, y yAct

            //Identifica la distancia mínima distMin correspon-
            diente al blob indMenor
            Si (m==0)
            {
                distMin= dist
                indMenor= m
            }
            Si (dist < distMin)
            {
                distMin= dist
                indMenor= m
            }

            } //fin del ciclo Para-m
        } //fin del ciclo Para-j
    } // fin del Si (frameAct > 1 && el tamaño de blobsFrameAct == 5)

    //Actualiza el anterior como el actual
    Si (el tamaño de blobsFrameAnt== 5 && Si (el tamaño de blobsFrameAct==
    5))
        blobsFrameAnt= blobsFrameAct

        } //fin del Si (el tamaño de blobsFrameAct == 5)
    } //fin del Si (frameActual < totalFps)
    Sino //Si el frameActual alcanzó el valor de totalFps
    {
        limite = 1
    }

    frameActual++;
}
```

Anexo B

B1. Código <.m> para el proceso de calibración, re-proyección, cálculo de estadísticas de error y de su mapa tridimensional

```

%% Método para calibración CAEBA
% Estimación lineal
% ---CAEBA_calibracion.m
% Entradas: - Archivo "datos.txt" que contiene la información ordenada en
el siguiente formato:
%           x y z xc1 yc1 xc2 yc2
% Salidas:  - Matrices de calibración P1, P2,
%           - Mapa de errores de re-proyección
%           - Mapa tridimensional del error
%           - Datos estadísticos del error
% Fecha: 06 de julio de 2018

clc
clear all
close all
format longG
disp('**Calibration - CAEBA**')
disp('Calibration.m')
disp('-----')
disp('Computer Asisted Environment for Biomechanical Analysis CAEBA_v2');
disp('Facultad de Ingeniería, UASLP.');
```

```

disp('-----')
disp('Input: File "datos.txt" containing the ordered data in the format x y
z xc1 yc1 xc2 yc2.')
```

```

disp('Output: File "matrizCalib_<TestID>.txt", Re-projection error maps, 3D
map of the error, statistical information about calibration')
```

```

disp('(To cancel the script press " Ctrl + C ")');
```

```

fprintf('\n')
input('Selet the file "matrizCalib_<TestID>.txt" [ENTER to continue]');
```

```

%% Carga de datos de entrada
%Abre ventana de diálogo para selección del archivo
[FileName,PathName] = uigetfile('*.txt','Selet the file "datos.txt"');
ruta = strcat(PathName,FileName);

%Carga .txt a la matriz M
datos = dlmread(ruta);

%datos = load('datosCalib_nov.txt');
datos(97:119, :) = [];
```

```

% Coordenadas (x,y,z) de todas las esquinas detectadas del tablero de aje-
drez en el espacio de la escena
xyz = datos(:,1:3);
% Coordenadas (x,y) de las esquinas detectadas del tablero de ajedrez en el
espacio de las cámaras
xc1 = -datos(:,4);
yc1 = datos(:,5);
xc2 = -datos(:,6);
```

```
yc2 = datos(:,7);

ID_calib= input('Please add the <Calib_ID> following the date and time format MMDDYYYY-HH_MM: ', 's');

%% Inicialización de variables
% Número de muestras para realizar la estimación paramétrica lineal: nE
[nE, nC] = size (xyz);
% Vectores de salida de las observaciones
Y1 = zeros(2*nE, 1);
Y2 = zeros(2*nE, 1);
% Matriz de pesos (para dar mayor confianza de medida observaciones prioritarias)
% Si se desea aumentar la confianza de la observación aumentar de 5 en 5.
% Si se desea disminuir la confianza de la observación disminuir el valor a
% menos de 1.
W = eye(2*nE, 2*nE);
% Llenado de los vectores de salida de las observaciones a partir de los
% datos leídos del archivo (xc1, yc1) y (xc2, yc2)

for i = 1 : nE
    p = (2*i-1);
    Y1(p) = xc1(i);
    Y1(p+1) = yc1(i);
    Y2(p) = xc2(i);
    Y2(p+1) = yc2(i);
end

% Definición de la matriz jacobiana para determinar los parámetros
A1 = mata(xyz, xc1, yc1, nE);
A2 = mata(xyz, xc2, yc2, nE);
% Estimación paramétrica lineal
P1 = A1'*W*A1\A1'*W*Y1;
P2 = A2'*W*A2\A2'*W*Y2;
P3 = P1;

% Escritura en archivos de texto
% Almacenaje
rutaCalib = 'C:\Users\Mario Bernal\Documents\Visual Studio 2012\Projects\GaitAnalysisSoftware_v2\Calibracion\';

NewFileName1 = strcat(rutaCalib, 'matrizCalib_',ID_calib'', '_P1.txt');
NewFileName2 = strcat(rutaCalib, 'matrizCalib_',ID_calib'', '_P2.txt');
NewFileName3 = strcat(rutaCalib, 'matrizCalib_',ID_calib'', '_P3.txt');

mP1= zeros(3,4);
mP2= zeros(3,4);
mP3= zeros(3,4);

ind=1;
for ii = 1:3
    for jj= 1:4
        if ind < 12
            mP1(ii,jj)=P1(ind);
            mP2(ii,jj)=P2(ind);
            mP3(ii,jj)=P3(ind);
            ind= ind+1;
        end
    end
end
```

```

        else
            mP1(ii,jj)=1;
            mP2(ii,jj)=1;
            mP3(ii,jj)=1;
        end
    end
end

fid1 = fopen(NewFileName1, 'wt');
fid2 = fopen(NewFileName2, 'wt');
fid3 = fopen(NewFileName3, 'wt');

for ii = 1:size(mP1,1)
    fprintf(fid1, '%0.15f\t', mP1(ii,:));
    fprintf(fid1, '\n');
    fprintf(fid2, '%0.15f\t', mP2(ii,:));
    fprintf(fid2, '\n');
    fprintf(fid3, '%0.15f\t', mP3(ii,:));
    fprintf(fid3, '\n');
end
fclose(fid1);
fclose(fid2);
fclose(fid3);

%% Resultados de la estimación paramétrica
% Cálculo de las salidas de las observaciones modeladas a partir de la es-
timación paramétrica (error de re-proyección)
Y1mod = A1*P1;
Y2mod = A2*P2;
% Cálculo de las coordenadas (xc1, yc1) y (xc2, yc2) estimadas por los pa-
rámetros obtenidos
xc1_m = zeros(nE, 1);
yc1_m = zeros(nE, 1);
xc2_m = zeros(nE, 1);
yc2_m = zeros(nE, 1);

for i=1 : nE
    xc1_m(i) = Y1mod(2*i-1);
    yc1_m(i) = Y1mod(2*i);
    xc2_m(i) = Y2mod(2*i-1);
    yc2_m(i) = Y2mod(2*i);
end

%% Graficación del error de re-proyección para cada cámara
% Cámara C (central)
plot(xc1, yc1, '.b')
hold on;
grid on;
plot(xc1_m, yc1_m, '.r')
axis equal
axis([-192 192 -264 264])
set(gca, 'xtick', [-192:80:192])
set(gca, 'ytick', [-264:80:264])
set(gca, 'fontsize', 12)
xlabel('Píxeles u_R')
ylabel('Píxeles v_R')

```

```

% Cámara R (lateral derecha)
figure
plot(xc2, yc2, '.b') %ob
hold on;
grid on;
plot(xc2_m, yc2_m, '.r')
axis equal
axis([-160 160 -216 216])
set(gca,'xtick',[-160:80:160])
set(gca,'ytick',[-216:80:216])
set(gca,'fontsize',12)
xlabel('Píxeles u_C')
ylabel('Píxeles v_C')

display('Vectores de calibración: ')
P1
P2

%% Reconstrucción 3D de los puntos de calibración
% Estimador de una posición 3D a partir de las coordenadas (xc1, yc1) y
(xc2,yc2)
% Matrices para acumular los puntos reconstruidos en 3D y el error como
norma euclidiana.
[m, n]= size(xyz);
XYZ= zeros(m,3);
error3D= zeros(m,1);

for i= 1: m
    Yci = zeros(4,1);
    Yci(1) = xc1(i,:);
    Yci(2) = yc1(i,:);
    Yci(3) = xc2(i,:);
    Yci(4) = yc2(i,:);
    Ye = zeros(4,1);
    Ye(1) = Yci(1) - P1(4);
    Ye(2) = Yci(2) - P1(8);
    Ye(3) = Yci(3) - P2(4);
    Ye(4) = Yci(4) - P2(8);
    E = zeros(4,3);
    E(1,:) = [P1(1)-P1(9)*Yci(1) , P1(2)-P1(10)*Yci(1) , P1(3)-
P1(11)*Yci(1)];
    E(2,:) = [P1(5)-P1(9)*Yci(2) , P1(6)-P1(10)*Yci(2) , P1(7)-
P1(11)*Yci(2)];
    E(3,:) = [P2(1)-P2(9)*Yci(3) , P2(2)-P2(10)*Yci(3) , P2(3)-
P2(11)*Yci(3)];
    E(4,:) = [P2(5)-P2(9)*Yci(4) , P2(6)-P2(10)*Yci(4) , P2(7)-
P2(11)*Yci(4)];
    %Posición estimada
    XYZ(i, :) = E'*E\E'*Ye;
    %Error como norma euclidiana del valor real y el estimado
    error3D(i)= sqrt((XYZ(i, 1) - xyz(i, 1))^2 + (XYZ(i, 2) - xyz(i, 2) )^2
+ (XYZ(i, 3) - xyz(i, 3))^2);
end

% Cálculo de error máximo, RMS, error promedio y desviación estándar de los
puntos de calibración en 3D
disp('Análisis de error en puntos de calibración: ');
eMax= max(error3D)

```

```
eRMS=rms(error3D)
desvStd = std(error3D)
errorPromedioPorPunto= sum(error3D)/m

% Grafica el mapa tridimensional del error de calibración
figure
scatter3(xyz(:,1), xyz(:,2), xyz(:,3), 30, error3D, 'filled')
xlabel('Y [mm]')
ylabel('X [mm]')
zlabel('Z [mm]')
set(gca, 'fontsize',14)
hold on
axis equal
c = colorbar;
```


Anexo C

C1. Código <.m> de la función de cálculo residual

```
function residual = residual_analysis(data,res,FS,make_plot);
% Esta función realiza un análisis residual de datos MoCap (o señales digi-
tales similares). El residuo se puede usar para determinar el contenido de
frecuencia de una señal digital y una frecuencia de corte razonable. Debido
al proceso de filtrado, los datos de entrada deben tener una longitud de
más del doble de la longitud del filtro utilizado <res>. (Consulte los co-
mentarios sobre el orden de filtro a continuación).
% Ver [1] y [2] para más información sobre este método y la interpretación
del resultado residual.
%
% Implementación: [residual] = residual_analysis(data,FS,make_plot)
% Entradas:
%   data   - Datos analizados MoCap o datos similares del vector RFAL
%   res     - Determina el orden del filtro usado en el filtro residual
%             Un orden de 200 (2) trabaja bien para la mayoría de los datos
%             MoCap
%             Órdenes más altos darán filtros más afilados y por lo tanto
%             plots residuales más finos. Sin embargo, antes de calcular
%             el residual se requiere cortar los datos filtrados
%             con la mitad de la longitud del filtro debido al efecto del
%             filo del filtro. Esto limita el orden del filtro usado si el
%             método es usado en datos con longitud limitada.
%   FS     - Frecuencia de muestreo (solo usada para el plot)
%   pl     - Si es <1> la funciona grafica el resultado residual, <0> no
%             lo grafica
%
% Vea el archivo <residual_analysis_example.m> para investigar cómo se
% implementa la función
%
% [1] Skogstad, S. et al., Filtering Motion Capture Data for Real-Time
% Applications, In proceedings of NIME (2013)
% [2] Winter, D.A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement, John
% Wiley & Sons (2009)
%
% Fuente: Ståle A. Skogstad, fourMs lab, University of Oslo
% http://fourms.uio.no
% Fecha: 02 de abril de 2013

% Filtra con frecuencias de corte diferentes (frecuencia normalizada
% Aquí puede ser usada una resolución mayor si se desea
pbe = 0.01:0.01:0.98;

% El residual será guardado en el siguiente vector
residual = zeros(length(pbe),1);

idx = 0; % resetea el índice

% Filtra los datos con diferentes frecuencias de corte
for pb = pbe
    idx = idx + 1; % Index of the current cut-off frequency
```

```
% Usa el método FIR <b> con frecuencias de corte <pb> y filtra los da-
tos
b      = fir1(res,pb);
tmpf = filter(b,1, data);

% Ajusta para el desfase de tiempo y corta los datos debido al efecto
del filo de filtro
filMD = tmpf(res/2+1:end,:);
len    = length(filMD);
orgMD = data(1:len,:);
filMD = filMD(res/2:end,:);
orgMD = orgMD(res/2:end,:);

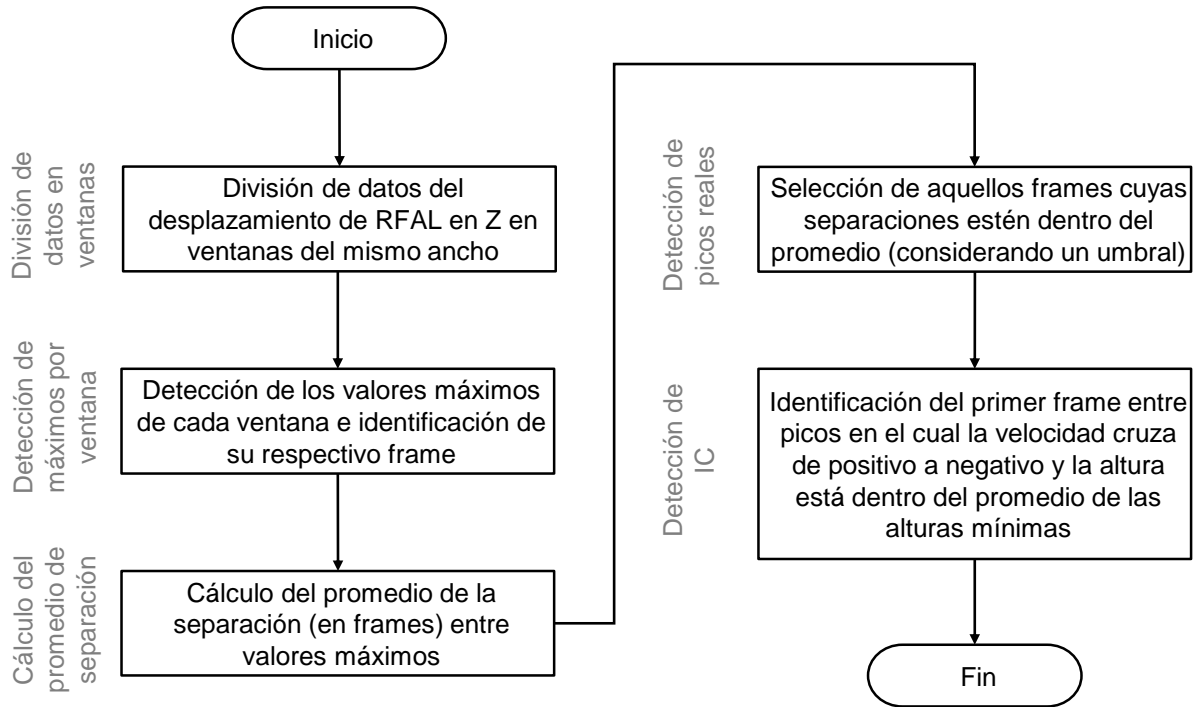
% Calcula diferencia
diff = orgMD-filMD;

% Calcula el RMS, residual
diffV = sqrt(sum(diff.^2,2));           % Calcula la distancia de di-
ferencia
residual(idx) = sum(diffV)/length(diffV); % Calcula el RMS, residual
end

% Si pl es diferente de 0 la curva residual se grafica
if make_plot
    figure
    plot(pbe(1:end)*FS/2, residual(1:end), 'LineWidth', 1, 'color', 'k')
    set(gca, 'fontsize', 14)
    grid on
    xlabel('Frecuencia de corte\it f_c \rm[Hz]', 'Interpreter', 'tex')
    ylabel('Amplitud de señal residual (RMS) [mm]')
    xlim([0 50])
    ylim([0 10])
end
```

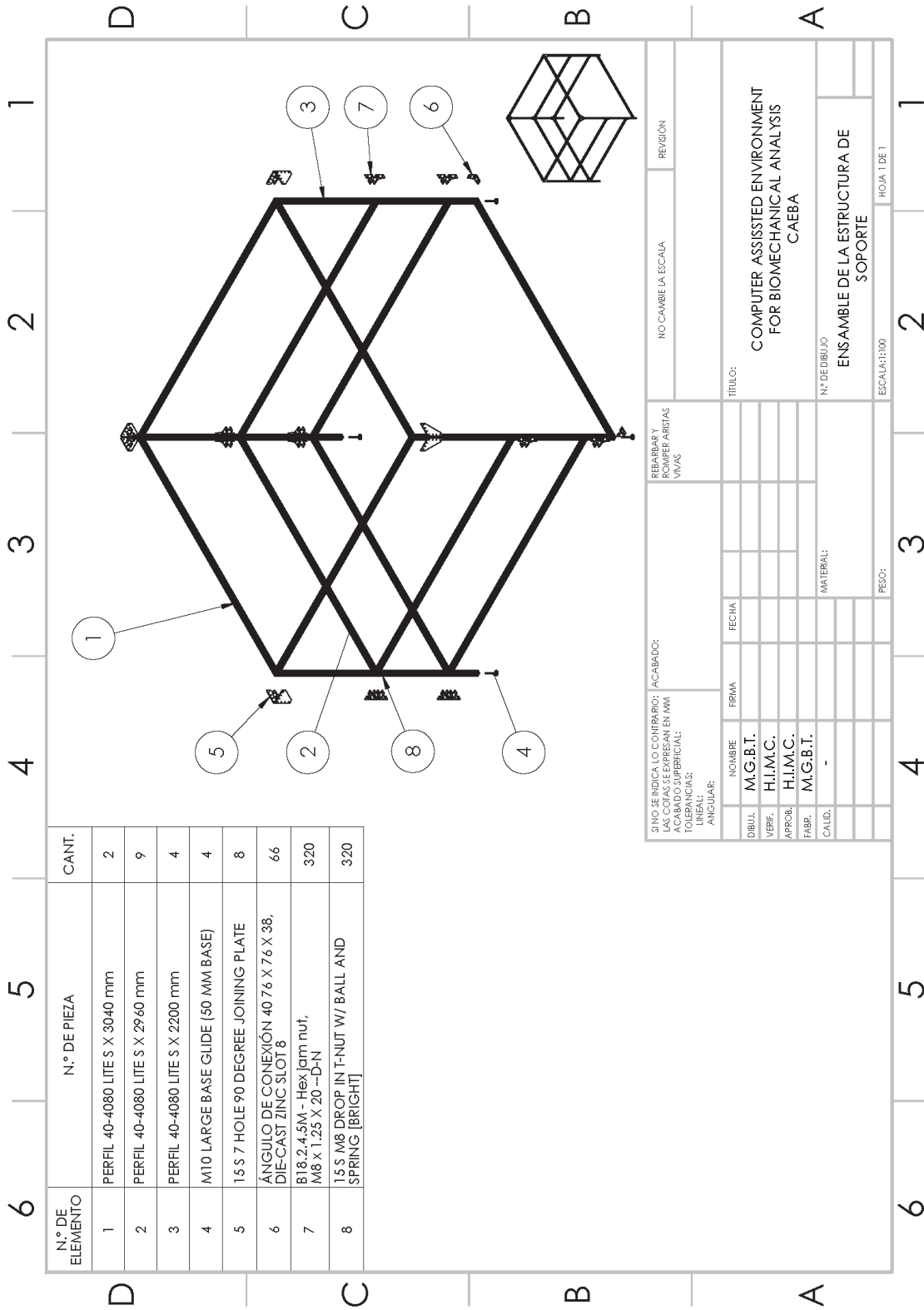
Anexo D

D1. Diagrama de flujo del algoritmo para discriminación en ciclos de marcha



Anexo E

E1. Plano y lista de partes para el ensamble de la estructura soporte



SINO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		REPARAR Y ROMPER ARRITAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:							
DIBUJ.	M.G.B.T.	FECHA		TÍTULO:			
VERIF.	H.I.M.C.			COMPUTER ASSISTED ENVIRONMENT FOR BIOMECHANICAL ANALYSIS			
APROB.	H.I.M.C.			CAEBA			
FABR.	M.G.B.T.			N.º DE DIBUJO			
CALD.	-			ENSAMBLE DE LA ESTRUCTURA DE SOPORTE			
				ESCALA: 1:100			
				HOJA 1 DE 1			

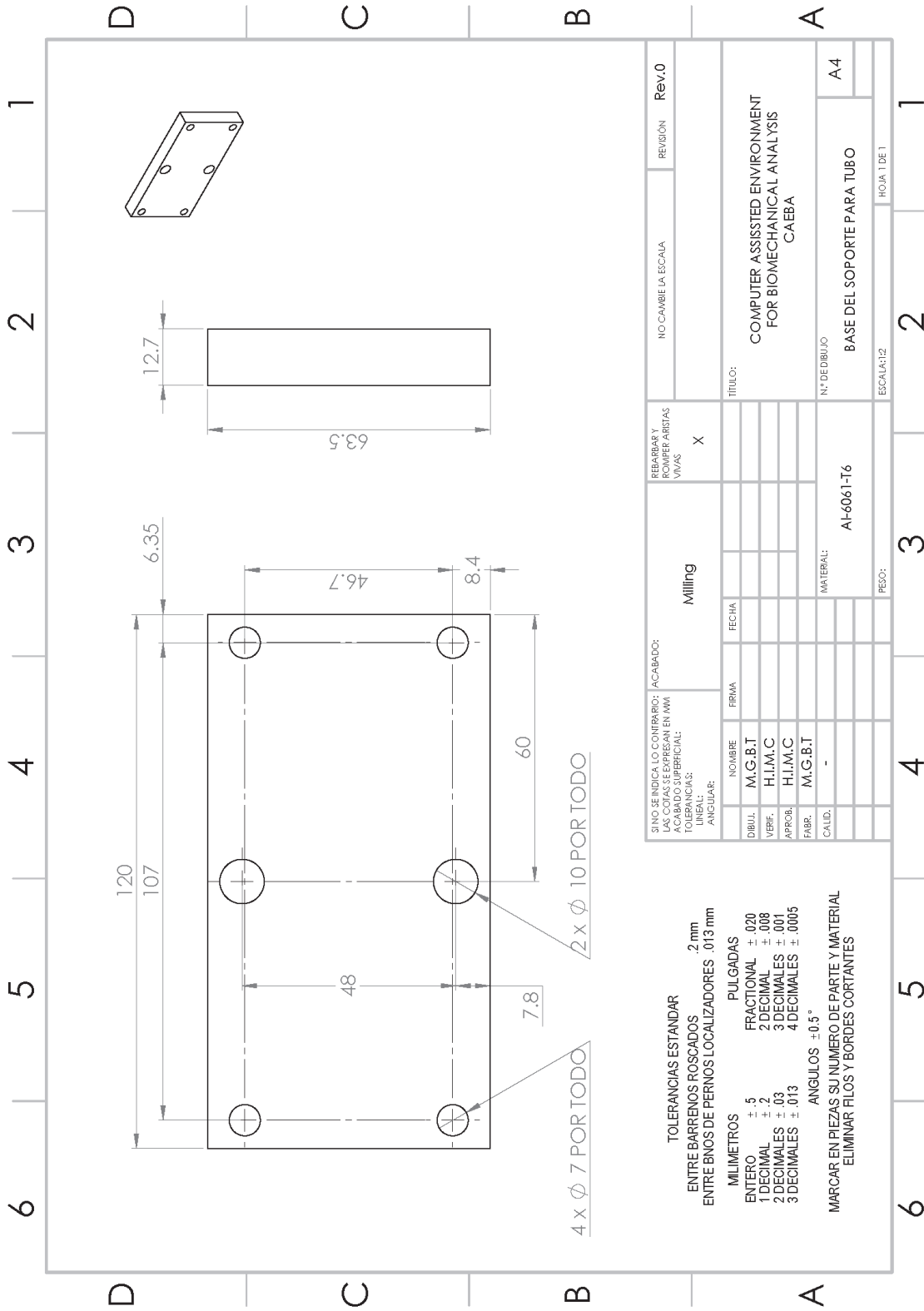
Anexo F

F1. Plano y lista de partes para el ensamble del soporte de trípode

6	5	4	3	2	1
N° DE ELEMENTO	N° DE PIEZA	CANTIDAD			
1	BASE DEL SOPORTE PAR TUBO	1			
2	SOPORTE PARA TUBO	2			
3	TUBO DEL TRIPODE	1			
4	B18.3.1M - 6 x 1.0 x 55 Hex SHCS -- 24NHX	4			
5	B18.3.1M - 8 x 1.25 x 25 Hex SHCS -- 25NHX	2			
6	B18.2.4.5M - Hex Jam nut, M6 x 1 --D-N	4			

SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
TOLERANCIAS:		LINEAL:							
ANGULAR:									
DIBUJ.	NOMBRE	FRIMA	FECHA	TÍTULO:					
VERIF.	M.G.B.T.			COMPUTER ASSISTED ENVIRONMENT FOR BIOMECHANICAL ANALYSIS CAEBA					
APROB.	H.I.M.C.			N° DE DIBUJO					
EMBR.	H.I.M.C.			ENSAMBLAJE DEL SOPORTE PARA TRIPODE DE CÁMARA					
CALD.	M.G.B.T.			MATERIAL:					
	-			PESO:					
				ESCALA: 1:5					
				HOJA 1 DE 1					

F2. Plano de fabricación del soporte de tubo



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO: Milling		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		Rev.0	
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TITULO:							
VERIF.	M.G.B.T			COMPUTER ASSISTED ENVIRONMENT FOR BIOMECHANICAL ANALYSIS CAEBA							
APROB.	H.I.M.C			Nº DE DIBUJO							
FABR.	M.G.B.T			BASE DEL SOPORTE PARA TUBO							
CALID.	-			MATERIAL: AF-6061-T6							
				PEZO:				ECCAL:12			
				HOJA 1 DE 1							

TOLERANCIAS ESTANDAR
 ENTRE BARRENOS ROSCADOS .2 mm
 ENTRE BROS DE PERNOS LOCALIZADORES .013 mm

MILIMETROS
 ENTERO +.5 FRACCIONAL +.020
 1 DECIMAL +.2 2 DECIMAL +.008
 2 DECIMALES +.03 3 DECIMALES +.001
 3 DECIMALES +.013 4 DECIMALES +.0005

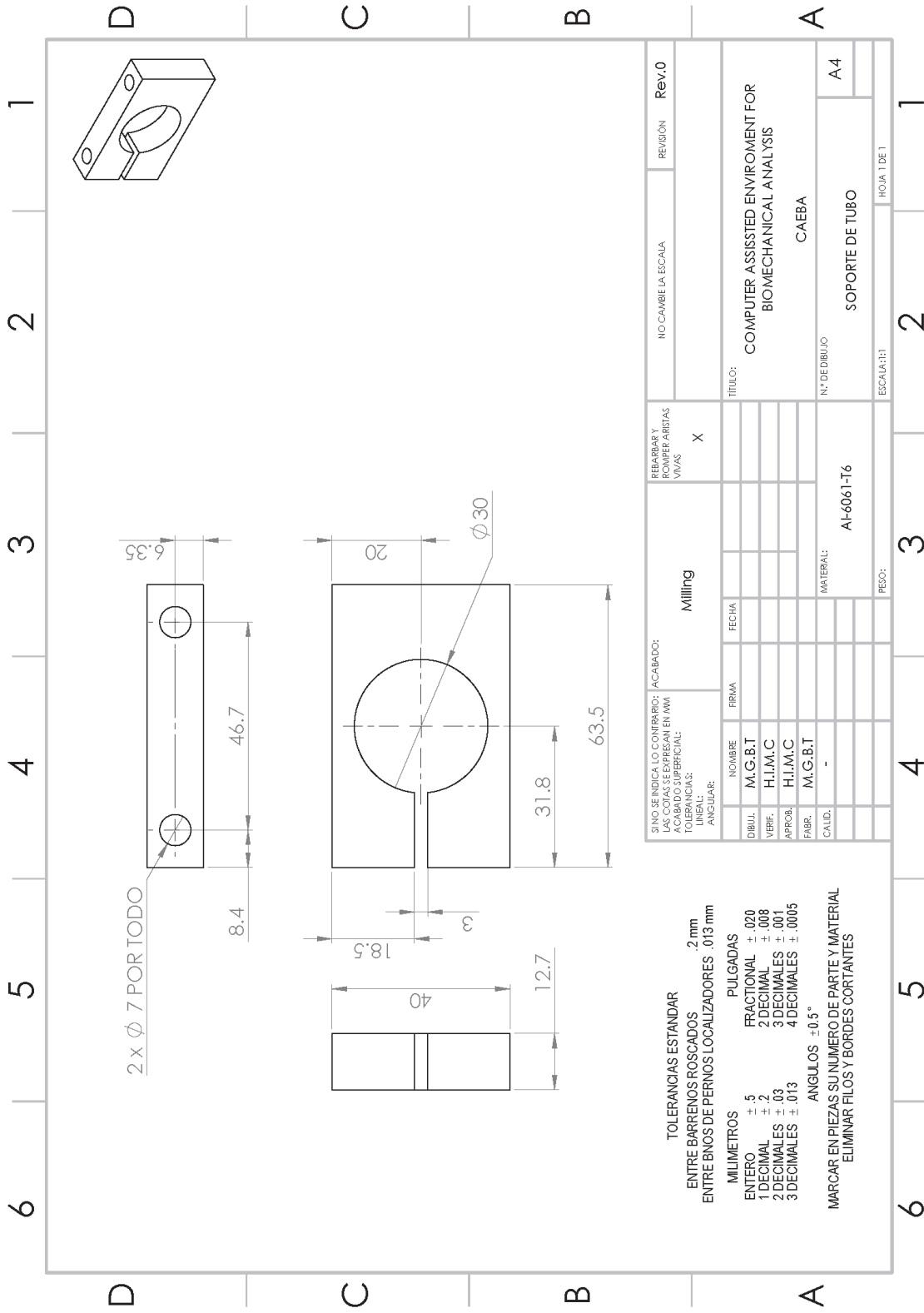
PULGADAS
 ENTERO +.5 FRACCIONAL +.020
 1 DECIMAL +.2 2 DECIMAL +.008
 2 DECIMALES +.03 3 DECIMALES +.001
 3 DECIMALES +.013 4 DECIMALES +.0005

ANGULOS ±0.5°
 MARCAR EN PIEZAS SU NUMERO DE PARTE Y MATERIAL
 ELIMINAR FILOS Y BORDES CORTANTES

4 x Ø 7 POR TODO

2 x Ø 10 POR TODO

F3. Plano de fabricación de la horquilla del soporte de tubo



TOLERANCIAS ESTANDAR
 ENTRE BARRENOS ROSCADOS .2 mm
 ENTRE BNOS DE PERNOS LOCALIZADORES .013 mm

MILIMETROS
 ENTERO +.5
 1 DECIMAL +.2
 2 DECIMALES +.03
 3 DECIMALES +.005

PULGADAS
 FRACTIONAL +.020
 2 DECIMAL +.008
 3 DECIMALES +.001
 4 DECIMALES +.0005

ANGULOS $\pm 0.5^\circ$
 MARCAR EN PIEZAS SU NUMERO DE PARTE Y MATERIAL
 ELIMINAR FILOS Y BORDES CORTANTES

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO: MILLING		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISION		Rev.0	
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		X							
TITULO: COMPUTER ASSISTED ENVIROMENT FOR BIOMECHANICAL ANALYSIS									
DIBUJ: M.G.B.T									
VERIF: H.I.M.C									
APROB: H.I.M.C									
FABR: M.G.B.T									
CALID: -									
MATERIAL: AL-6061-T6									
Nº DE DIBUJO: CAEBA									
ESCALA: 1:1									
HOJA 1 DE 1									

Anexo G

G1. Código <.m> del filtrado digital de los datos de reconstrucción 3D

```
%MARIO GERARDO BERNAL TORRES
%---LowPassFilter_CAEBA-I.m
%Entradas:  - Archivo "PACIENTE_3Dcoord.txt"
%           - Frecuencia de corte fc
%           - Frecuencia de muestreo fs
%Salidas:   - Archivo "PACIENTE_3Dcoord_filt.txt"
%Versión: R0
%Fecha: 31 de octubre de 2017

function filtroPasaBajas
clc
clear all
close all
disp('**FILTRO PASABAJAS BUTTERWORTH**')
disp('filtroPasaBajas.m')
disp('-----')
disp('Computer Asisted Environment for Biomechanical Analysis CAEBA_v2');
disp('Facultad de Ingeniería, UASLP.');
```

```
disp('-----')
disp('Entrada: Archivo "PACIENTE_3Dcoord.txt, Frecuencia de corte fc y Fre-
cuencia de muestreo fs.')
```

```
disp('Salida: Archivo "PACIENTE_3Dcoord_filt.txt"')
disp('(Para cancelar el script oprima " Ctrl + C ")');
```

```
fprintf('\n')
input('Seleccione archivo "PACIENTE_3Dcoord.txt" [ENTER]');
```

```
%Abre ventana de diálogo para selección del archivo
[FileName,PathName] = uigetfile('*.txt','Select the 3DCoord file');
ruta = strcat(PathName,FileName);

%Carga .txt a la matriz M
M = dlmread(ruta);
%fc = 6.5; %fs = 30;

fc= input('Frecuencia de corte: ');
fs= input('Frecuencia de muestreo (fps): ');

%Asignación de columnas a vectores de cada marcador
RFT= M(:, 1:3);
RFTx= RFT(:, 1);
RFTy= RFT(:, 2);
RFTz= RFT(:, 3);

RFLE= M(:, 4:6);
RFLEx= RFT(:, 1);
RFLEy= RFT(:, 2);
RFLEz= RFT(:, 3);

RFAX= M(:, 7:9);
RFAXx= RFAX(:, 1);
RFAXy= RFAX(:, 2);
RFAXz= RFAX(:, 3);
```

```
RTTC= M(:, 10:12);
RTTCx= RTTC(:, 1);
RTTCy= RTTC(:, 2);
RTTCz= RTTC(:, 3);

RFAL= M(:, 13:15);
RFALx= RFAL(:, 1);
RFALy= RFAL(:, 2);
RFALz= RFAL(:, 3);

%Cálculo del numerador y denominador A y B del filtro
[B,A] = butter(2,fc/(fs/2),'low');

%Aplicación de filtro Butterworth con los parámetros indicados
M_filt= filter(B, A, M);

%Almacenado de la matriz filtrada en un nuevo archivo en la ruta original
FileName = FileName(1:end-4);
NewFileName = strcat(FileName, '_filt.txt');
dlmwrite([PathName,NewFileName],M_filt, '\t')
fprintf('\n')

disp('>> Archivo generado en la ruta original')

end
```