



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA
MIXTECA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Captura de movimiento para la obtención de un patrón de marcha utilizando la cámara Microsoft Kinect v2 como instrumento de medición antropométrica.

Tesis para obtener el grado de
MAESTRO EN ROBÓTICA

Presenta:

Ing. Jesús Alfonso García Canteros

Directora de Tesis:

Dra. Esther Lugo González

Co-director de Tesis:

Dr. José Aníbal Arias Aguilar

H. Cd. de Huajuapán de León, Oaxaca, México, 13 de diciembre del 2024

Agradecimientos

Primero a Dios por todo lo que me ha permitido vivir, aprender y tener, agradezco a mi madre Nancy María Canteros Avendaño y a mi padre Alfonso García Sosa por el ejemplo que me han dado durante todo este tiempo, sus consejos, su apoyo incondicional en las decisiones que he tomado, a mi hermano Ángel, por siempre apoyarme a su manera y molestarme cuando he pensado en rendirme, dándome un impulso a avanzar.

Agradezco a mis amigos César y Viri por el presumir que estudiaba una maestría, que cuando ya no quería avanzar, me decían: ya te presumimos, no debes dejarnos en mal, de igual manera en su apoyo emocional ante las adversidades que surgieron en este periodo. Agradezco a Jaqueline por su amistad y apoyo en muchas áreas de mi vida durante este proceso, gracias bro.

Gracias a mis amigos que hice en la maestría, a: Rosario, Fernando, Zarate, Diana, Saraid, Zeimnd, Eduardo, Chyntia, Alan, entre otros, por su apoyo, cariño, consejos, guía y estar conmigo en los buenos, neutros y malos tiempos, son como una familia para mí.

Le agradezco al Dr. Jorge Luis Barahona Ávalos y al Dr. Felipe de Jesús Rivera Lopez por su apoyo, consejos y guía.

A mi directora de tesis, a la Dra. Esther Lugo González por permitirme realizar este proyecto utilizando la cámara Kinect v2, su guía al escribir esta tesis, escritura de artículos, de igual manera su paciencia en los momentos que me aceleraba y alocaba.

Agradezco a CONAHCYT por el apoyo económico durante este proceso de mi vida.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Estado del arte	2
1.2. Planteamiento del problema.	13
1.3. Justificación.	14
1.4. Hipótesis	16
1.5. Objetivos.	16
1.5.1. Objetivo general.	16
1.5.2. Objetivos específicos.	16
1.6. Metas.	17

1.7. Limitaciones.	17
1.8. Estructura de la tesis.	18
2. Marco Teórico.	19
2.1. Patrón de marcha	19
2.1.1. Biomecánica	19
2.1.2. Locomoción bípeda	20
2.1.3. Goniometría.	23
2.1.4. OpenSim	24
2.2. Información de la cámara Kinect v.1 y v.2	25
2.3. Kinect v2.	28
2.4. LabVIEW.	30
2.4.1. Interfaz Makerhub para Microsoft Kinect One	31
2.4.2. Paquete de cadena de caracteres	33
2.4.3. Paquete de arreglo	34
2.4.4. Paquete de archivo de entradas/salidas	34

2.5. Protocolo TCP/IP	34
2.6. Módulo ESP32-wroom.	35
2.7. Módulo MPU6050	36
2.8. Control fuzzy	36
2.8.1. Relaciones difusas.	37
2.8.2. Operaciones de conjuntos difusos.	37
2.8.3. Representación de conjuntos difusos.	37
2.8.4. Variable Lingüísticas.	38
2.8.5. Reglas Difusas	39
2.8.6. Inferencia difusa.	39
2.8.7. Defuzzificación.	40
2.9. Algoritmos de optimización.	41
2.10. Series de tiempo.	42
2.10.1. Predicción con media móvil simple	43
2.10.2. Predicción con media móvil ponderada exponencialmente	44

2.10.3. Modelo <i>Long Short-Term Memory</i> (LSTM)	44
3. Diseño de la interfaz	47
3.1. Metodología de Ingeniería de Software Educativo (MeISE).	47
3.2. Conectividad de la cámara Kinect v2 con LabVIEW.	49
3.2.1. Adquisición de imágenes	49
3.2.2. Obtención de posición de cada unión con la cámara Kinect v2	50
3.2.3. Programa de registro de paciente	51
3.2.4. Obtención de ángulos para cada articulación	53
3.2.5. Obtención del ángulo de abducción-aducción por trigonometría	56
3.3. Captura de movimiento	64
3.4. Interfaz para presentar la información capturada	66
3.5. Interfaz de réplica de movimiento en tobillo con Kinect	67
3.6. Mecanismo del tobillo sin control implementado	70
3.7. Implementación del controlador PID y controladores Fuzzy	71
3.8. Prototipo físico para réplica de movimiento	74

4. Obtención de patrón de marcha en miembro inferior (flexión-extensión) tobillo y rodilla	79
4.1. Obtención del patrón de marcha	79
4.1.1. Hombres	81
4.1.2. Mujeres	86
4.1.3. Analisis de resultados	91
4.2. Movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción en prototipo físico . .	93
4.3. Movimiento general del cuerpo	95
4.4. Predicciones con series de tiempo del movimiento del cuerpo humano.	98
4.4.1. Metodología CRISP-DM.	98
4.4.2. Implementación de metodología CRISP-DM para predicción	100
5. Conclusiones y trabajos futuros	109
5.1. Conclusiones	109
5.2. Trabajos futuros	111
Apéndice A.	119

A.1. Tabla comparativa del estado del arte	119
A.2. Tabla de características del ESP32 Wroom	123
A.3. Tabla de subVI's de la interfaz de réplica de movimiento	124
A.4. Tabla de subVI's de la interfaz para observar las marchas capturadas	130
A.5. Controladores	131
A.5.1. Modelado del servomotor	131
A.5.2. Sintonización de ganancias	135
A.6. Controladores Fuzzy para replicar el movimiento con menor error posible	140
A.6.1. Controlador de Flexión-Extensión de tobillo	140
A.6.2. Controlador de Abducción-Aducción para tobillo	145
A.7. Código de conversión a lectura de goniometro en A-A	149
A.8. Links de información adicional	151

Índice de figuras

1.1. Técnicas de captura de movimiento [6].	4
1.2. Localización de cada marca posicionada en los miembros inferior del cuerpo [10].	6
1.3. Configuración de los sistemas Peak Motus y la cámara Kinect v1 [11].	6
1.4. Predicciones del esqueleto con BODY_25, la figura muestra la estimación de poses con el modelo entrenado. [12].	7
1.5. Componentes de la aplicación que sirve como herramienta para realizar ejercicios de fisioterapia [13].	8
1.6. Montaje experimental en el laboratorio. Ambas cámaras Kinect se colocaron frente a la caminadora [15].	9
1.7. Programa desarrollado [16].	10

1.8. Diferentes dispositivos de detección de movimiento escalados aproximadamente para comparar sus tamaños: de izquierda a derecha Leap Motion Controller, Intel Creative Gesture Camera, Asus Xtion y Kinect; La barra de escala mide 10 cm [17].	11
1.9. Imagen que muestra la recopilación de datos en el laboratorio de análisis de la marcha [18].	11
1.10. Diagrama de implementación de dispositivos Kinect para el sistema de entrenamiento virtual. La colocación es solo esquemática real con el ángulo de colocación es 120° [19].	12
2.1. Fases y subfases de la marcha [33].	21
2.2. Planos y ejes de movimiento del ser humano [27].	22
2.3. Dorsiflexión y plantarflexión en el tobillo [28].	22
2.4. Aducción abducción [28].	23
2.5. Objetivos que se realizan con la goniometría en medicina [29].	24
2.6. Ejes de coordenadas de la cámara Kinect v1 de lado derecho y de lado izquierdo los ejes de coordenadas del Kinect v2	26
2.7. Se tiene la coordenada X, posteriormente la Y y por último la Z [32].	26
2.8. Información de entrada y salida que se obtiene de la cámara Kinect v2.	28
2.9. Visualización de los componentes de la cámara Kinect v2 [35].	30

2.10. ESP32 WROOM [41]	36
2.11. Módulo MPU6050 [42]	36
2.12. El controlador fuzzy calcula el promedio de los pesos del área central geométrica para cada función de membresía, donde CoA es el centro geométrico del área de la función de membresía escalada n , y $area$ (siendo cada función triangular) es el área de la función de membresía escalada n	40
2.13. Estructura del modelo LSTM [48].	45
3.1. Fases en las que se divide la metodología MeISE [49].	48
3.2. Proceso para toma de fotografías desde la cámara Kinect v2.	50
3.3. Proceso para captura de posición de unión desde la cámara Kinect.	50
3.4. Diseño inicial del programa de registro de pacientes..	51
3.5. Visualización de interfaz de registro de pacientes.	53
3.6. Representación vectorial de las piernas, a) indicando las uniones de cada articulación y b) Vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).	54
3.7. Ángulo para flexión-extensión de tobillo [28].	54
3.8. Representación de las uniones de la pierna derecha vistas desde el plano sagital.	55
3.9. Representación de las uniones de la pierna izquierda vistas desde el plano sagital.	56

3.10. Representación vectorial de las piernas, a) indicando las uniones de cada articulación y b) vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).	57
3.11. Movimiento de abducción-abducción de tobillo [31].	57
3.12. a) Representaciones de las uniones del tobillo derecho y b) tobillo izquierdo, vistos desde el plano transversal.	58
3.13. Representación de los ejes coordenados de las uniones del tobillo derecho e izquierdo con el simulador OpenSim.	59
3.14. a) Representación vectorial de las piernas, indicando las uniones de cada articulación y b) vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).	60
3.15. a) Vistas en el plano tridimensional de la pierna derecha y b) pierna izquierda, como guía observar Figura 3.14.	61
3.16. Ángulo de flexión-extensión de rodilla.	61
3.17. Representaciones de las uniones de la pierna derecha vista desde el plano transversal.	62
3.18. Representaciones de las uniones de la pierna izquierda vista desde el plano transversal.	63
3.19. Diseño inicial de la interfaz de captura de movimiento.	64
3.20. Interfaz de captura de movimiento.	66
3.21. Interfaz de muestra de datos capturados.	67

3.22. Ensamble general del mecanismo de tobillo con ejes coordenados para movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción [55].	69
3.23. Implementación de motores en el diseño de [55], para replicar el movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción.	70
3.24. Diseño final para la implementación de réplica de movimiento de tobillo a larga distancia, combinando el de [55] y autoría propia.	70
3.25. Respuesta del sistema sin control, al definir un setpoint de 1 grado, tiene un error de 0.7 grados.	71
3.26. Simulador de réplica de movimiento con controlador a seleccionar.	74
3.27. Proceso para réplica de movimiento de la cámara Kinect v2 al mecanismo.	75
3.28. Mecanismo de tobillo de [55], construido en físico, para réplica de movimiento en tiempo real.	76
3.29. Interfaz de réplica de movimiento a larga distancia.	77
4.1. Posiciones de las cámaras con respecto a la caminadora para la obtención de datos frontales y laterales.	80
4.2. Obtención de posiciones del sujeto BRJL30112003M.	81
4.3. Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.1, para observar a detalle, seguir el 13vo link del Apéndice A.8 o clic:resultado	85

4.4. Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.2, para observar a detalle, seguir el 14vo link del Apéndice A.8 o clíc:resultado	85
4.5. Muestra de ropa utilizada de algunos sujetos masculinos.	86
4.6. Obtención de posiciones del sujeto MSFI2042000.	87
4.7. Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.3, para observar a detalle, seguir el 15vo link del Apéndice A.8 o clíc:resultado	90
4.8. Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.4, para observar a detalle, seguir el 16vo link del Apéndice A.8 o clíc:resultado	90
4.9. Muestra de ropa utilizada de algunos sujetos femeninos.	91
4.10. Diferencia entre ropa para hombre y mujer que originan dificultades al calcular los ángulos A-A y F-E por lo holgado que los hombres tienen como ropa casual en su mayoría.	92
4.11. Gráfica de ángulos del tobillo, rodilla y tobillo [58].	96
4.12. Gráfica de ángulos del tobillo izquierdo del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.	96
4.13. Gráfica de ángulos de la rodilla izquierda del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes, donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.	97

4.14. Gráfica de ángulos de la cadera izquierda del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes, donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.	97
4.15. Fases las cuales constituyen la metodología CRISP-DM y las secuencias a seguir entre ellas [59].	99
4.16. Gráfica de cabeza en el eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F sin aplicar algún preprocesamiento.	101
4.17. Gráfica del tobillo izquierdo en eje y de la base de datos del sujeto MGAP22122000F sin aplicar algún preprocesamiento.	101
4.18. Gráfica de cabeza en el eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F al realizar la predicción con EWMA y SES, como se observa en la Figura los valores predecidos con EWMA y SMA.	105
4.19. Gráfica del tobillo izquierdo en eje z de la base de datos del sujeto MGAP22122000F al realizar la predicción con EWMA y SMA.	105
4.20. Gráfica de cabeza en eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F para predecir con LSTM.	106
4.21. Gráfica del tobillo izquierdo en eje z de la base de datos del sujeto MGAP22122000F para predecir con LSTM.	106
A.1. Servomotor controlado por armadura [56].	132

A.2. Respuesta del sistema con las ganancias obtenidas del AG integrados en el controlador PID simulado en Simulink, el eje x representa la entrada escalón de 1° y el eje y el tiempo en segundos.	137
A.3. Obtención de P_u con valor de 890.052ms.	138
A.4. Respuesta del sistema ante la entrada de 1° durante 20 segundos con ganancias obtenidas con el segundo método de Ziegler Nichols.	139
A.5. Representación de análisis para control Fuzzy de flexión-extensión.	140
A.6. Simulación para replicar el movimiento de F-E del pie.	144
A.7. Simulación para replicar el movimiento de F-E del pie en el segundo 252, mostrando el error de 0.016 grados.	144
A.8. Unión de piezas que replicarán los movimientos de F-E del pie y A-A de tobillo.145	
A.9. Representación de análisis para control Fuzzy de abducción-abducción del pie. 146	
A.10.Simulación para réplica de movimiento de A-A del pie.	148
A.11.Zoom de la Figura A.10 que muestra la réplica de movimiento de A-A del pie en el segundo 252, mostrando el error de 0.016 grados.	149

Índice de tablas

2.1. Características de las cámaras [31]	25
2.2. Conjunto para un marco de esqueleto en la cámara Kinect v1 [32].	27
2.3. Tabla de representación de cada unión en el Kinect v2.	31
2.3. Tabla de representación de cada unión en el Kinect v2.	32
2.4. Tabla de subVI's del paquete de interfaz para el Microsoft Kinect v2. [38] . .	32
2.4. Tabla de subVI's del paquete de interfaz para el Microsoft Kinect v2. [38] . .	33
3.1. Tabla de subVI's programados para registro de pacientes.	52
3.2. Tabla de subVI's creados.	72
3.2. Tabla de subVI's creados.	73
3.3. Tabla de subVI's creados para réplica de movimiento.	75

3.3. Tabla de subVI's creados para réplica de movimiento.	76
4.1. Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba masculinos, utilizando ropa casual y calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.	83
4.2. Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba masculinos, utilizando ropa deportiva y sin calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.	84
4.3. Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba femeninos, utilizando ropa casual y calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.	88
4.4. Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba femeninos, utilizando ropa deportiva y sin calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.	89
4.5. Tabla comparativa de ángulos en tobillo izquierdo y derecho en sujetos masculinos.	94
4.6. Tabla comparativa de ángulos en tobillo izquierdo y derecho en sujetos femeninos.	95
4.7. Tabla general de características de cada archivo que contiene la captura de patrón de marcha de sujetos masculinos y femeninos	102

4.8. Tabla comparativa de los errores cuadráticos medios entre EWMA, SMA y la modelo entrenado LSTM en sujetos masculinos.	103
4.9. Tabla comparativa de los errores cuadráticos medios entre EWMA, SMA y la modelo entrenado LSTM en sujetos femeninos.	104
A.1. Tabla de comparación de artículos del estado del arte.	120
A.1. Tabla de comparación de artículos del estado del arte.	121
A.1. Tabla de comparación de artículos del estado del arte.	122
A.2. Características del ESP32 Wroom [41].	123
A.3. Tabla de subVI's creados.	124
A.3. Tabla de subVI's creados.	125
A.3. Tabla de subVI's creados.	126
A.3. Tabla de subVI's creados.	127
A.3. Tabla de subVI's creados.	128
A.3. Tabla de subVI's creados.	129
A.3. Tabla de subVI's creados.	130
A.4. Tabla de subVI's creados.	130

A.4. Tabla de subVI's creados.	131
A.5. Tabla de restricciones del algoritmo genético.	135
A.5. Tabla de restricciones del algoritmo genético.	136
A.6. Tabla de ganancias propuestas por el AG.	137
A.7. Tabla de obtención de intentos para obtener K_u y la oscilación de salida sea constante.	138
A.8. Tabla de valores de ganancias.	138
A.8. Tabla de valores de ganancias.	139
A.9. Comparación de controladores diseñados.	141

Capítulo 1

Introducción

La caminata es una función fundamental en la vida cotidiana de los seres humanos, siendo el principal medio de locomoción en nuestras actividades diarias. Sin embargo, factores como una mala postura, lesiones físicas, enfermedades degenerativas o la edad pueden limitar la movilidad natural de los miembros inferiores [26]. En México, aproximadamente el 6% de la población vive con alguna discapacidad, lo que representa más de 5 millones de personas, la prevalencia en varones es de 3.3 millones y de 3.8 millones en mujeres [22], esto indica que la discapacidad motriz es la más frecuente de acuerdo al Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI).

Para evaluar y analizar los ángulos de movilidad del cuerpo, se han desarrollado diversas herramientas a lo largo del tiempo. Desde el goniómetro analógico, utilizado históricamente para medir rangos de movimiento, hasta tecnologías más avanzadas como los tubos de Geissler aplicados por Braum en el siglo XIX para capturar movimientos mediante cámaras [1]. En tiempos más recientes, se han incorporado sensores mecánicos, magnéticos y ópticos para obtener datos cinemáticos del cuerpo humano, aunque estos a menudo requieren la colocación de sensores en el cuerpo, lo que puede alterar los datos recolectados [6].

Innovaciones como el uso de la cámara Kinect v1 por Baiqin Sun han permitido el análisis del patrón de marcha humana sin necesidad de instrumentos físicos adheridos al cuerpo [10]. La evolución hacia la Kinect v2 ha permitido comparaciones con cámaras especializadas co-

mo Vicon [11], y estudios han evaluado la eficacia de diferentes versiones de Kinect [15], [18]. Estos avances han llevado al desarrollo de interfaces para ejercicios de fisioterapia, las cuales aseguran la correcta ejecución de los movimientos [13], [16], y han utilizado Kinect v2 para medir ángulos de flexión y extensión de la rodilla [12].

1.1. Estado del arte

Durante las últimas dos décadas, el análisis de la marcha en humanos se ha transformado de una disciplina puramente académica a una herramienta útil en manos de médicos y terapeutas, la primera investigación formal de la biomecánica fue realizada por los hermanos alemanes Weber, desde entonces se dividió en 4 áreas diferentes las cuales son: cinemática, cinética, electromiografía y matemáticas de ingeniería [1], este trabajo solo se centrará en el área cinemática.

La medición concurrente del movimiento es el punto central de cualquier método de análisis de movimiento, a finales de los 1800 Braum aplico tubos de Geissler a los segmentos de las extremidades, interrumpir la iluminación en intervalos regulares con un gran diapasón, y fotografía al sujeto caminando en total oscuridad con cuatro cámaras mientras las lentes estaban abiertas. Una cámara fue colocada delante del sujeto, uno detrás y otro por cada lado, teniendo la posibilidad de obtener su posición tridimensional. Uno de los métodos utilizados por Eberhardt e Inman en la década de 1940 incluyó el uso de luz interrumpida. Siendo un método lento al igual que el Braum, pero este permitía examinar: transversalmente rotaciones planas; sin embargo, Vern Inman implementó pasadores perforados en la pelvis, el fémur y la tibia, lo cual permitió el registró rotación con la ayuda de una cámara de cine situada encima el tema [2].

En 1945, Inman et [3] agregó más valor al campo del análisis de la marcha al iniciar la recopilación sistemática de datos normales y amputados. Realizando un enfoque en la ingeniería aplicada en la ortopedia y anatomía en análisis de marcha, permitió el estudio de los desplazamientos y rotaciones de las extremidades en el espacio, velocidades, y aceleraciones,

fuerzas externas que actúan sobre las extremidades, gasto de energía al caminar y de registrar la actividad mioeléctrica de los músculos durante el movimiento (con electromiografía dinámica) [4]. Poco después, el uso de placas de fuerza para la medición de la cinética de la marcha, acelerómetros para medir las aceleraciones de las extremidades, posterior a ello se introdujo la electromiografía de un canal, y después se introdujo la electromiografía multicanal. En 1960 Jurg Baumann [5] utilizó la electromiografía (para observar las señales eléctricas que se transmiten los músculos al caminar) pero incorporando en tiempo sincronizado con la toma de imágenes, con ello hizo la producción de Baumann, dando la oportunidad de la serie de fotos ilustrando el movimiento del pie durante la fase de apoyo, incluyendo imágenes de debajo de una placa de pie transparente, siendo éstas hasta el día de hoy algunas de las grabaciones más informativas que tener de los movimientos del pie durante la marcha.

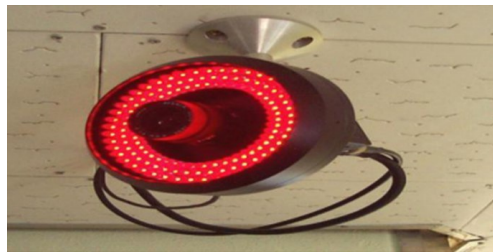
Hasta la década de los 90's, la animación por computadora empezó a ser factible, ya que anterior a ello, el realizar animaciones de personajes y escenarios debían ser dibujados parte por parte de cada movimiento de manera individual en múltiples hojas con pequeños cambios de la pose y marco del personaje animado o escena, para al final unirlo y tener una escena animada de poco tiempo de realización de esa acción, esto ocasionó que los tiempos fueran muy largos para realizar una simple escena como un personaje caminando, comprendiendo que el movimiento de caminar es muy complejo de replicar, llevándoles semanas o meses en solo realizar esta tarea. Al llegar las computadoras, dieron la posibilidad de usar la tecnología MoCap (tecnología de captura de movimiento) [6], con ello la implementación de esta tecnología fue utilizada por primera vez en la animación de un comercial en 1984, su implementación también se observó en películas como *Terminator* y videojuegos de Nintendo, Xbox, PlayStation entre otros. Freyman presentó el primer reconocedor de postura de mano de forma independiente en escenarios complejos, utilizando como guía el color de piel, tamaño y extrayendo características visuales que a su vez se procesan con claridad: la velocidad de movimiento con trayectoria y el grosor. Este reconocedor tenía como entrada un video y de salida las muestras correlacionadas del movimiento realizado, abriendo paso a la captura de movimiento óptico.

Actualmente, para realizar las capturas de las imágenes, han surgido herramientas como: la captura de movimiento mecánico de la Figura 1.1(a), implementa un exoesqueleto que

en cada unión del cuerpo tiene un codificador angular, el movimiento de cada articulación es grabado por un programa y repetido por computadora. La captura de movimiento por método magnético de la Figura 1.1(b) se implementa con una fuente que genera un campo electromagnético y un sensor, que es una antena para obtener los ejes (x,y,z) , el cual capturarán los pequeños cambios de frecuencias magnéticas del electroimán y será procesado de un software a la computadora para saber la orientación. “Captura de movimiento óptico” Figura 1.1(c): con múltiples cámaras infrarrojas sincronizadas que al recibir la información de movimiento de la persona deduce las coordenadas (x,y,z) al recibirlo por la antena [6].



(a) Captura de movimiento mecánico. (b) captura de movimiento magnético.



(c) Captura de movimiento óptico.

Figura 1.1: Técnicas de captura de movimiento [6].

Una de las tecnologías más utilizadas para este propósito de capturar el movimiento es la cámara Kinect [7], siendo el primer modelo originalmente para Xbox 360 y posteriormente, para la serie de Xbox One con el adaptador Kinect. Este tiene una cámara integrada que permite a juegos interactivos, tomar fotografías y mucho más. En el área médica se ha implementado para la obtención de datos del movimiento de pacientes para generar un estudio biomédico, y con la finalidad de hacer rehabilitación por medio de exergames (videojuegos que estimulan el movimiento del cuerpo).

Con el avance de los años, la implementación de la cámara Kinect v1 permitió ayudar a entender su funcionamiento al obtener las coordenadas de las uniones del cuerpo. Ross A. Clark con otros investigadores [8] decidieron utilizar como herramienta de referencia un marcador basado en el análisis tridimensional (3DMA por sus siglas en inglés). Con las cámaras Vicon Nexus V1.5.2 que está constituida por 12 cámaras Vicon MX y la cámara Kinect v1, se buscó analizar el despegue del pie, su contacto con el suelo, la velocidad, tiempo entre paso, entre otros. Como conclusión se obtuvo que la cámara Kinect v1 tiene una confiabilidad del 95 % al realizar las mediciones.

En [9] se utilizó la cámara Kinect v1 para identificar la marcha y el reconocimiento antropométrico (estudio de las proporciones y medidas del cuerpo humano) sobre un conjunto de datos y extenso compuesto por características extraídas del sensor que cuenta la cámara Kinect v1, teniendo en cuenta los diferentes tamaños y números de grupo de ejemplos disponibles (140 individuos). Este conjunto de datos utiliza caminatas de cadencia libre, eliminando así la interferencia y la artificialidad introducidas por el uso de cintas de correr y contiene muchos más temas que la mayoría de enfoques anteriores.

En el 2014 Baiqing Sun [10] realizó un experimento para obtener el modelo de marcha del humano de los miembros inferiores del cuerpo y el análisis de marcha utilizando la cámara Kinect v1 como herramienta y posteriormente predecirlas. Colocando la cámara Kinect v1 de forma horizontal en un robot móvil, el cual permite al paciente sujetarse al realizar la marcha y que la cámara se encuentre a una distancia considerada para que pueda leerse con el sensor de profundidad las marcas colocadas para mejor lectura en las uniones Figura 1.2. En

las pruebas era necesario que el paciente utilizara ropa debajo de la cadera de color negro, posteriormente se agregaron marcas en las áreas de interés para analizar, implementando modelo promedio móvil autorregresivo (ARMA por sus siglas en inglés) para reflejar la regla cambiante del estado de la marcha, combinado con el filtro de Kalman, sobre la marcha que refleja el estado de rehabilitación, en el momento siguiente se predice con precisión.



Figura 1.2: Localización de cada marca posicionada en los miembros inferior del cuerpo [10].

En el 2015 se realizó un experimento para identificar el movimiento del ser humano con la cámara Kinect v1 [11]. Como medidor estándar del movimiento del ser humano se utilizó el Vicon Peak Motus y las cámaras Basler FireWire, se preparó un espacio con la cámara Kinect v1 y el sistema Vicon, las cámaras capturaron el movimiento al mismo tiempo y posterior a ello se compararon, el área de donde se realizó el experimento se observa en la Figura 1.3. La cámara Kinect v1 obtuvo mejores resultados durante la configuración, recopilación de datos y análisis en comparación con el Pico Motus.

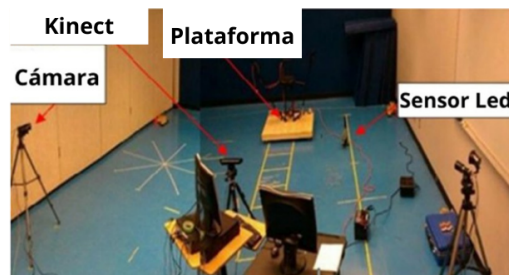


Figura 1.3: Configuración de los sistemas Peak Motus y la cámara Kinect v1 [11].

En el 2019 Birla de la universidad *Institute Of Technology And Science–Pilani* (BITS–Pilani

por sus siglas en inglés) [12] buscó una alternativa para obtener un análisis de marcha y movimiento angular de la rodilla, para esta tarea fue utilizada la cámara Kinect v1 como herramienta para obtener la marcha. Con una cámara de celular colocada lateral a los sujetos que realizaron la marcha buscó obtener imágenes de la rodilla realizando el movimiento de flexión/extensión y usando una red neuronal entrenada con una base de datos obtenida con la cámara Kinect v1 e imágenes recopiladas, obtuvo un modelo capaz de obtener el ángulo de flexión/extensión de la rodilla sin implementar cámaras mocap, como se muestra en la Figura 1.4.



Figura 1.4: Predicciones del esqueleto con BODY_25, la figura muestra la estimación de poses con el modelo entrenado. [12].

En [13] se propuso la realización de terapias con una aplicación para enseñar al paciente la forma correcta de realizar los ejercicios asignados por el terapeuta, el sistema emula una sesión de fisioterapia real en un escenario real de fisioterapia. El paciente ingresa a una aplicación de cómputo con un perfil designado, en donde encuentra ejercicios específicos para él/ella, después al escoger el ejercicio teniendo conectado el Kinect v1, se recopiló la información, para que el terapeuta cambiara de ejercicios con respecto a la mejora del paciente, la interfaz se puede observar en la Figura 1.5.



Figura 1.5: Componentes de la aplicación que sirve como herramienta para realizar ejercicios de fisioterapia [13].

En [14] se planteó implementar el Kinect v1 como herramienta de lectura de movimiento, para identificar al paciente y observar el esqueleto, con la finalidad de obtener las posiciones de este. Los resultados de las pruebas de datos en objetos humanos haciendo los movimientos EPR Elevación De Pierna Recta (EPR) fueron exitosos al rastrear los movimientos, una vez obteniendo la información del esqueleto de ambas piernas se calculó el grado de Rango De Movimiento (RDM) en EPR que es implementa en la prueba de Hawkin.

Con la implementación de la cámara Kinect v1 se abrió la posibilidad de comparar la capacidad de la cámara Kinect v2 y la cámara Kinect Azura, para evaluar el seguimiento de la pose como estudio piloto en comparación con el sistema de captura de movimiento

multicámara Vicon estándar y el modelo *Plug-in Gait* de 39 marcadores [15]. Todas estas cámaras se colocaron en un entorno controlable que se puede observar en la Figura 1.6 y se hizo el estudio sobre una persona corriendo en una caminadora para analizar la respuesta de lectura de las dos cámaras mocap a diferentes velocidades. En particular, los marcadores que identificó en los pies la cámara Azure Kinect con todas velocidades mostraron mayor precisión a diferencia que con la cámara Kinect v2. La diferencia en los marcadores de tobillo entre los dos sistemas fueron menores, pero con los marcadores del tobillo izquierdo mostraron una diferencia significativa al predecir los marcadores. La cámara Kinect v2 mostró un mejor rendimiento en articulaciones de la parte superior del cuerpo, como la cadera, las articulaciones de la columna, la cabeza y los hombros. Se encontró un error mayor para ambos extremidades (inferiores y superiores) con ambas cámaras, probablemente debido a los movimientos a velocidades altas.



Figura 1.6: Montaje experimental en el laboratorio. Ambas cámaras Kinect se colocaron frente a la caminadora [15].

En [16] se realizaron 3 tipos de terapias, la línea de base (valores antes de la terapia), intervención (al implementar los juegos de Xbox One) y empoderamiento del paciente (impulsar al paciente para que procure su salud). Se utilizaron medidas repetidas para evaluar los efectos de una intervención de ejercicio supervisado de 8 semanas utilizando dos Juegos de la cámara Kinect v2 para Xbox One. Las medidas utilizadas para evaluar el equilibrio incluyeron la dinámica, Índice De Marcha (IDM), Prueba De Alcance Funcional (PDAF) y la Prueba De Límites De Estabilidad (LOS) en el Neurocom Balance Maestro. El DGI es una medida clínica que evalúa el equilibrio del individuo mientras realiza tareas con una Base Móvil De Apoyo (BMDA). La IDM detecta cambios pequeños, pero clínicamente relevantes,

en el riesgo de caídas en pacientes con traumatismo craneoencefálico.

La implantación de cámaras MoCap [16] en la captura de movimiento permite obtener los datos de cada movimiento realizado.

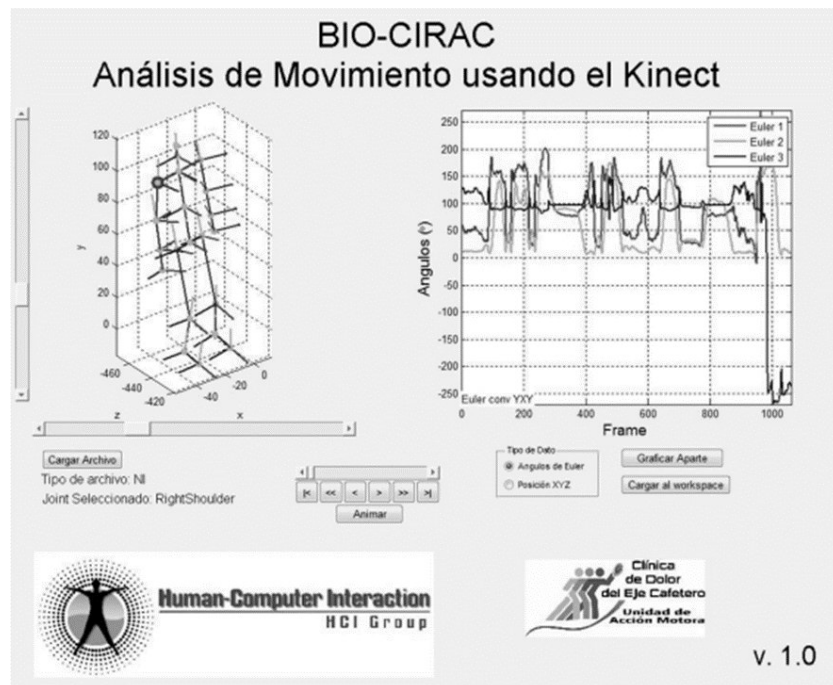


Figura 1.7: Programa desarrollado [16].

Por otro lado, actualmente las cámaras MoCap con lectura por sensores de profundidad: Leap Motion Controller, Intel Creative Gesture Camera, Asus Xtion y Kinect v1 que se observan en la Figura 1.8. Permiten obtener las coordenadas de los movimientos de los pacientes al realizar sus ejercicios de rehabilitación física, la cámara Kinect v1 y la Asus Xtion fueron probados para obtención de información de movimiento en una sola área, esta comparación se realizó con múltiples pruebas realizadas individualmente y juntas para ver la diferencia [17].



Figura 1.8: Diferentes dispositivos de detección de movimiento escalados aproximadamente para comparar sus tamaños: de izquierda a derecha Leap Motion Controller, Intel Creative Gesture Camera, Asus Xtion y Kinect; La barra de escala mide 10 cm [17].

En [18] se realiza la revisión de tecnologías de detección para el análisis de movimiento en rehabilitación, se analizaron los sistemas para el análisis del movimiento humano, a partir de la captura de movimiento de vídeo utilizada en laboratorios de marcha, y luego centrándose en alternativas innovadoras y de bajo coste, aptas para uso autónomo en el hogar. El resultado fue que la cámara Kinect v2 puede permitir la realización de terapias sin la supervisión de un profesional.

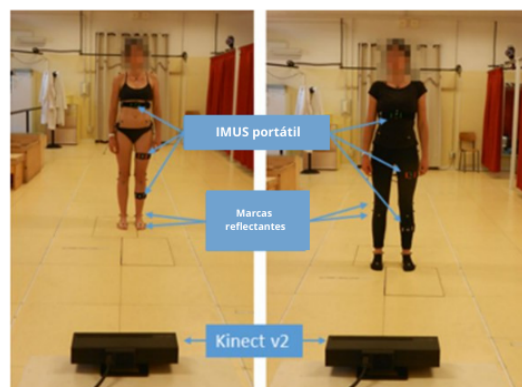


Figura 1.9: Imagen que muestra la recopilación de datos en el laboratorio de análisis de la marcha [18].

Como se ha mencionado, el uso de la cámara Kinect v1 o v2 demuestran tener la capacidad de obtener la lectura de coordenadas del esqueleto del ser humano, para posteriormente

guardar esa información en una base de datos, llegando a ser confiable con respecto a precisión de captura de posiciones. Ryselit et al. [19] ha propuesto el implementar tres o más cámaras Kinect v2 y comparar con el programa Vicon en ejercicios de rehabilitación, para verificar si la información capturada con la cámara Kinect v2 es correcta. Se utilizó el cálculo del ángulo y posición para colocar cada cámara Kinect v2 sobre el mismo plano con referencia a uno de ellos, como se observa en la Figura 1.10. Esta comprobación es sin una cámara diferente a la serie de la cámara Kinect v2, para demostrar que es posible implementar esta cámara en la supervisión y análisis de rendimiento de entrenamiento físico [19].

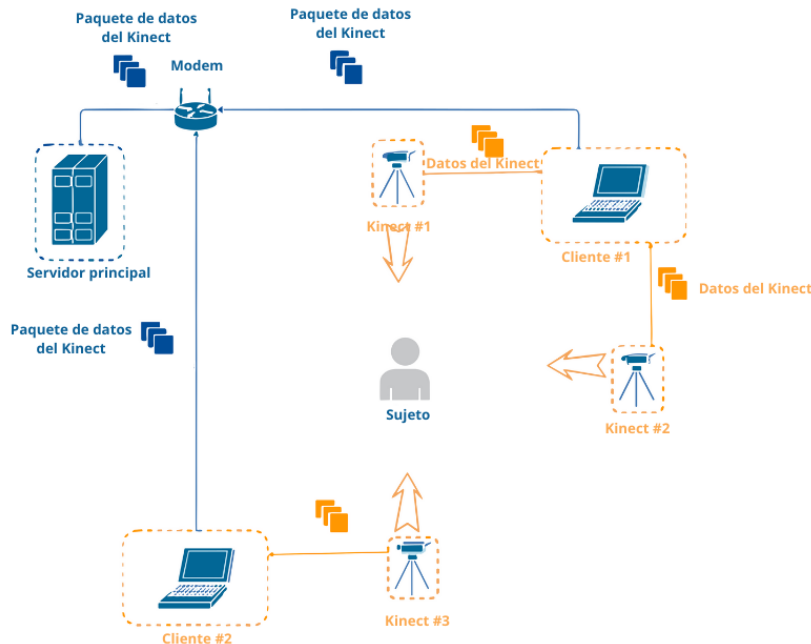


Figura 1.10: Diagrama de implementación de dispositivos Kinect para el sistema de entrenamiento virtual. La colocación es solo esquemática real con el ángulo de colocación es 120° [19].

Los sensores de profundidad pueden ser una alternativa portátil, asequible y que no utiliza marcadores para adquirir movimiento, lo cual son una alternativa de captura para el análisis de la marcha [20], pero los efectos de los ángulos de visión en las cámaras en el rendimiento del seguimiento del ángulo articular no se han investigado completamente. Este estudio evaluó la precisión de tres sensores de profundidad [la cámara Azure Kinect (AK); la cámara Kinect v2 (K2); Orbbec Astra (OA)] para el seguimiento de patrones de

marcha cinemática durante la marcha en cinta rodante en cinco ángulos de visión de cámara ($0^\circ/22,5^\circ/45^\circ/67,5^\circ/90^\circ$), para obtener las posiciones de la cadera sagital al igual que la frontal, pierna sagital y tobillo sagital, con la finalidad de definir en cuál ángulo. se obtienen los mejores resultados de captura.

En la Tabla A.1 de anexos, se presenta el resumen del estado del arte, con el objetivo de obtener la problemática, referente al uso del Kinect, en el área médica.

1.2. Planteamiento del problema.

Con base a lo mencionado en el estado del arte, los sistemas mocap se han utilizado para capturar el movimiento del cuerpo humano y posterior a ello se han replicado en mecanismos de miembro superior o en robots manipuladores; sin embargo, se han presentado algunas dificultades e inconvenientes para generar el movimiento de forma natural como:

- La captura de movimiento por método mecánico y magnético restringe la facilidad de movilizar al usuario, además que llega a ser un impedimento estos métodos al utilizarlos con pacientes con limitaciones de movimiento. [6].
- Difícil diferenciar los movimientos de las manos y piernas al adquirir toda las coordenadas del cuerpo con sistemas comerciales [15].
- Para obtener la adquisición de coordenadas del esqueleto, se llevan 45 minutos en su preparación [11].
- La respuesta de las cámaras Mocap al obtener las coordenadas del cuerpo humano llega a variar cuándo el sujeto está a diferentes ángulos de posición [20].

Por las dificultades referidas anteriormente, se propone:

- Utilizar la captura de movimiento óptico.

- Utilizar el Kinect v2, como se explica en [6], adquiriendo las coordenadas con los sensores y cámaras que este tiene.
- Se utilizará la cámara Kinect v2 como instrumento de medición antropométrica y se reproducirán los movimientos en un mecanismo de prótesis de tobillo o rodilla para verificar el seguimiento de los movimientos predefinidos.

1.3. Justificación.

En México, alrededor del seis porciento de la población vive con una discapacidad, porcentaje que representa más de 5 millones de personas, aseguró la Jefa de la División de Rehabilitación Pediátrica del Instituto Nacional de Rehabilitación, Luis Guillermo Ibarra, María Elena Arellano Saldaña [22], indicó que la discapacidad motriz es la más frecuente en las poblaciones productivas y económicamente activas, mientras que la sensorial se presenta más en niños y en adultos mayores.

De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) la discapacidad en el estado de Oaxaca se encuentra relacionada con la edad, con lo ya mencionado las personas con edad de 85 o superior son el 62.8% del total de personas con alguna limitante física y/o mental, principalmente aquellas relacionadas con la senectud [23], actualmente la principal discapacidad en Oaxaca, con 57.3% de ese sector, es la imposibilidad de caminar o moverse. Debido a la gran cantidad de personas con discapacidad motriz, en el país se han adquirido y desarrollado laboratorio de análisis de movimiento para obtener una valoración cuantitativa de parámetros de movimiento del cuerpo, tales como: plataformas de fuerzas, equipo computarizado, software para adquisición de señales, equipo de simulación, entre otros. Un ejemplo es el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra [24], quienes desarrollan equipos para laboratorios de análisis de marcha en las instalaciones del CRIT estado de México. Por otro lado, el teletón tiene un laboratorio de análisis de movimiento [25], que utilizan para visualizar el mejoramiento del paciente en sus métodos de rehabilitación. Pero no todas las instituciones públicas e incluso privadas, cuentan con esta tecnología, ya que básicamente los laboratorios de movimiento se forman de la captura de movimiento óptico (para cinemática), de una plataforma de fuerza (para cinética) y elec-

tromiografía de superficie (EMG) (para activación muscular), los cuales llegan a tener costos elevados o son difíciles de adquirir porque requieren de tecnología muy especializada como las cámaras Vicon, además de necesitar un área controlada con dispositivos sensoriales para ofrecer sus servicios. Por este motivo los estudios de análisis de marcha tienden a ser costoso o son muy espaciados de realizar en las instituciones públicas.

Por lo ya mencionado y debido a las necesidades que existen en el estado de Oaxaca, se plantea iniciar el laboratorio de análisis de marcha en la UTM con la implementación de un sistema de captura de movimiento óptico, utilizando la cámara Kinect v2 para el análisis de marcha humana y obtención de ángulos de movimientos de flexión/ extensión y abducción/ aducción. Como herramienta para validar los movimientos, se propone que un mecanismo de tobillo o una prótesis de rodilla repliquen dichos movimientos.

Se propone la cámara Kinect v2 porque permite la adquisición de imágenes de forma continua, además de tener mayor exactitud en la obtención de coordenadas.

1.4. Hipótesis

La cámara Kinect v2 puede utilizarse para captura de movimiento y como instrumento de medición antropométrica para obtener un patrón de marcha y replicarlo en un mecanismo de prótesis de tobillo o rodilla.

1.5. Objetivos.

1.5.1. Objetivo general.

Capturar el movimiento y obtener el patrón de la marcha humana utilizando la cámara Microsoft Kinect v2 como instrumento de medición antropométrica de los usuarios y generar una base de datos. Como método de verificación, se replicarán los movimientos capturados en un mecanismo de prótesis de tobillo generando los movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción.

1.5.2. Objetivos específicos.

- Utilizar la cámara Kinect v2 para conocer su funcionamiento y calibración, además de investigar su uso para la obtención de patrones de marcha.
- Obtener los ángulos de flexión/extensión y abducción/aducción utilizando un método matemático, así como la captura de imágenes de la marcha para validar los resultados.
- Desarrollar e implementar un subsistema de procesamiento de datos para la consolidación y presentación de la información capturada.
- Simular el mecanismo de prótesis de tobillo o rodilla para comprobar la réplica de movimiento obtenido con el Kinect v2.

- Realizar la instrumentación e implementación del control básico para validar los movimientos del mecanismo de prótesis de tobillo o rodilla.

Metas y limitaciones.

1.6. Metas.

- A corto plazo aprender el lenguaje de programación de la placa ESP32 Wroom y hacer las pruebas necesarias, además de hacer simulaciones que permiten generar el movimiento en los actuadores del prototipo físico para que se repliquen en mecanismo seleccionado.
- Definir como aprender y utilizar el programa LabVIEW para la obtención de coordenadas del Kinect v2 a mediano plazo, para posteriormente hacer pruebas y simulaciones con el prototipo.
- Simular el mecanismo a largo plazo para comprobar la réplica de movimiento al utilizar el Kinect v2.
- Realizar la instrumentación e implementación del control básico a largo plazo en el mecanismo para visualizar los movimientos predefinidos y la validación del sistema.
- Obtención de base de datos, que está compuesto por las posiciones de todo el cuerpo y los ángulos de flexión-extensión de rodilla, tobillo, y abducción-aducción de tobillo.

1.7. Limitaciones.

- Las capturas de imágenes y datos como posición y ángulos del patrón de marcha deben realizarse en un ambiente controlado.

- Solo se cuenta con un goniómetro analógico.
- Para la verificación de ángulos del mecanismo físico, se utiliza el giroscopio.
- El mecanismo de prótesis de tobillo ya existe y solo se utiliza para verificar los rangos de movimiento obtenidos por la cámara Kinect v2.

1.8. Estructura de la tesis.

En este trabajo, se propone utilizar la cámara Kinect v2 como herramienta para capturar el patrón cinemático de la marcha, sirviendo también como instrumento para la medición antropométrica. Para conocer los conceptos básicos, en el capítulo 2 se presenta el marco teórico resaltando a la cámara Kinect v2, protocolo TCP/IP, series de tiempo y algoritmos de optimización. El capítulo 3 presenta el diseño de la interfaz para realizar la implementación de la cámara Kinect v2 para capturar los datos de los pacientes, captura de marcha humana, durante este proceso se toman fotografías frontales y laterales, mientras se toman las imágenes se capturan los ángulos de movimiento de las rodillas y tobillo, se observa la interfaz de réplica de movimiento del tobillo, así como la fabricación del mecanismo de tobillo además del uso de la interfaz, también se presenta el uso de controladores para implementar en el prototipo de tobillo y verificar así el movimiento que deben ser similares al de una persona. En el capítulo 4 se hace la verificación y validación de resultados, posteriormente se tiene una comparación de predicción para mostrar un caso de aplicación de estos resultados. Finalmente, en el capítulo 5 se muestra la conclusión y trabajos futuros.

Capítulo 2

Marco Teórico.

En este capítulo se definirán algunos conceptos importantes para entender varios de los temas que serán tratados a lo largo de este protocolo, como terminologías en inteligencia artificial, los *softwares* implementados, entre otros.

2.1. Patrón de marcha

2.1.1. Biomecánica

La biomecánica es una rama de la bioingeniería y la ingeniería biomédica, la cual utiliza las aplicaciones de la mecánica clásica para el análisis de los sistemas biológicos y fisiológicos [26]. Es una parte importante para el desarrollo de las prótesis de miembro inferior, ya que a partir de esta se conoce el comportamiento del tobillo durante la marcha.

2.1.2. Locomoción bípeda

La locomoción bípeda es un fenómeno periódico, constituido por un ciclo de marcha (intervalo de dos eventos sucesivos) con respecto a una pierna, mientras la otra se encuentra fija en el suelo. La marcha esta constituida por dos fases importantes: de soporte simple (FSS) y de soporte doble (FSD) [27].

FSD y FSS están constituidos por la fase de apoyo (el pie está en contacto con el piso), se encarga de mantener una posición recta y la fase de balanceo (el pie está siendo aerotransportado), este busca avanzar y prepararse para el siguiente paso [33].

Durante la marcha la repartición temporal en cada fase es de: 60% apoyo y un 40% en balanceo. Las subfases (Figura 2.1) que definen esta acción son:

- Respuestas de carga.

- Apoyo medio.

- Prebalanceo

- Balanceo inicial.

- Balanceo medio.

- Balanceo final.

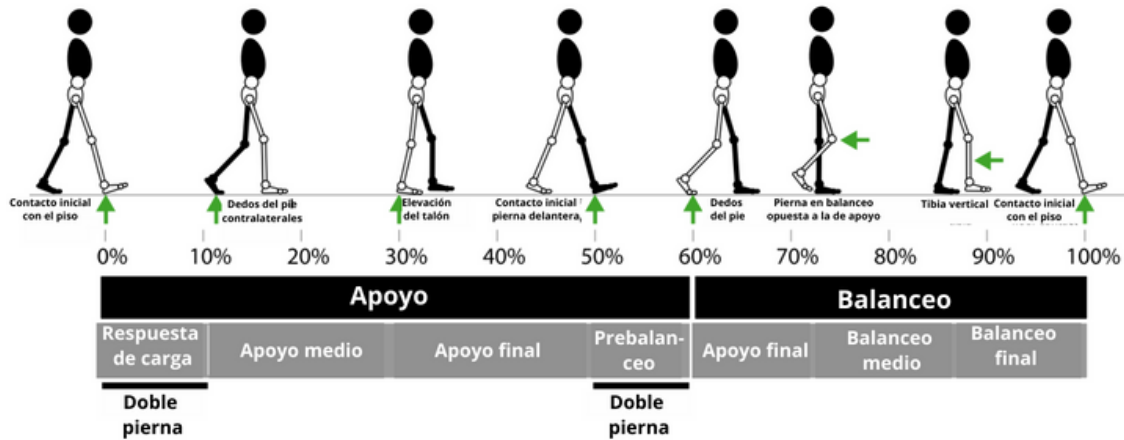


Figura 2.1: Fases y subfases de la marcha [33].

Biomecánica del tobillo humano

El tobillo puede moverse en los tres planos del espacio: frontal, sagital y transversal, como se observa en la Figura 2.2. En total son 3 movimientos, pero solo se enfocará en flexión-extensión (dorsiflexión/plantarflexión), rotación interna (abducción) y rotación externa (abducción), como se muestran en las Figuras 2.3 y 2.4.

El movimiento de dorsiflexión y plantarflexión del tobillo se encuentra en el plano sagital. El ángulo de 90° es en la posición de apoyo respecto a la pierna en posición inicial (siendo la línea central), la amplitud de dorsiflexión es de 20° y en plantarflexión de 30° , como se observa en la Figura 2.3.

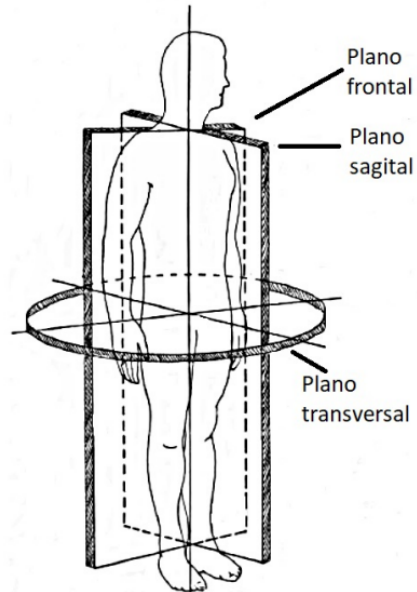


Figura 2.2: Planos y ejes de movimiento del ser humano [27].

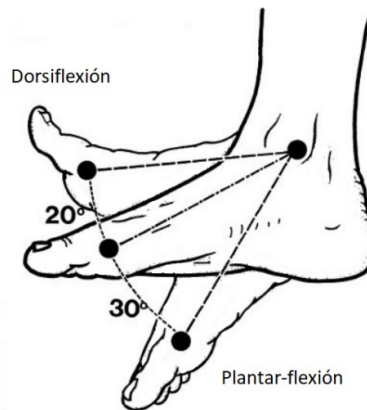


Figura 2.3: Dorsiflexión y plantarflexión en el tobillo [28].

Los movimientos de aducción y abducción (Figura 2.4) están conformados por movimientos de rotación del tobillo en el plano transversal. Estos movimientos están conformados por el ángulo de 35° (de separación en la punta del pie del plano sagital) y 45° respectivamente [28].

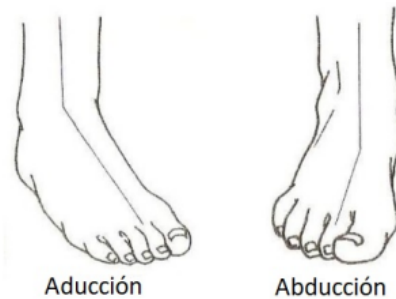


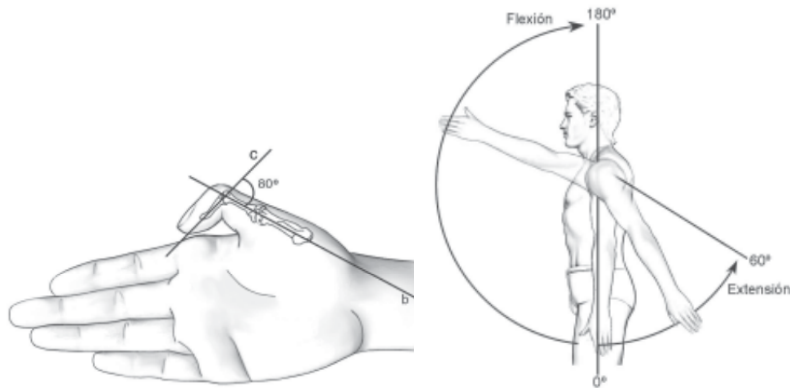
Figura 2.4: Aducción abducción [28].

2.1.3. Goniometría.

Este deriva del griego gonion (‘ángulo’) y metron (‘medición’), es decir: que es la disciplina que se encarga de estudiar la medición de los ángulos [29]. La goniometría ha sido utilizada por la civilización humana desde la antigüedad hasta tiempos actuales en innumerables aplicaciones, como la carpintería, la herrería, la geometría, la matemática, la física y la ingeniería, entre otras.

La goniometría en Medicina tiene dos objetivos principales:

Evaluar la posición de una articulación en el espacio. En este caso, se trata de un procedimiento estático que se utiliza para objetivizar y cuantificar la ausencia de movilidad de una articulación, como se observa en la Figura (a) 2.5 y evaluar el arco de movimiento de una articulación en cada uno de los tres planos del espacio. En este caso, se trata de un procedimiento dinámico que se utiliza para objetivizar y cuantificar la movilidad de una articulación, como se observa en la Figura (b) 2.5.



(a) Vistas de formas separadas en el plano tridimensional y tomando en cuenta como se encuentran los ejes de coordenadas, se trabajará en los ejes Z y X, expresa que forma se visualizaría.

(b) Medición estática de una articulación en el espacio: la articulación interfalángica del pulgar se encuentra fija en 80° de flexión.

Figura 2.5: Objetivos que se realizan con la goniometría en medicina [29].

El goniómetro es el principal instrumento que se utiliza para medir los ángulos en el sistema osteoarticular. Se trata de un instrumento práctico, económico, portátil y fácil de utilizar, que suele estar fabricado en material plástico (generalmente transparente), o bien, en metal (acero inoxidable). Los goniómetros poseen un cuerpo y dos brazos o ramas, uno fijo y el otro móvil. El cuerpo del goniómetro es, en realidad, un transportador de 180° o 360° . La escala del transportador suele estar expresada en divisiones cada 1° , cada 5° , o bien, cada 10 [29].

2.1.4. OpenSim

OpenSim es un sistema de software extensible y de libre acceso que permite a los usuarios desarrollar modelos de estructuras musculoesqueléticas y crear simulaciones dinámicas de movimiento [30].

2.2. Información de la cámara Kinect v.1 y v.2

Las cámaras Kinect v1 y v2 permiten obtener imágenes y las posiciones tridimensionales de las uniones del cuerpo, difiriendo entre el modelo v1 y v2 por la cantidad de estas, en esta subsección se hablará de las características de cada uno.

En la Tabla 2.1 se observan las características de la cámara kinect v1 y v2, con el fin de observar cuál tiene mejores cualidades para capturar las uniones del cuerpo. Se observa que tienen los mismos ejes coordenados Figura 2.6

Tabla 2.1: Características de las cámaras [31]

Características.	Kinect v1.	Kinect v2.
Resolución de cámara de color	1280 × 720 px @ 12 fps 640 × 480 px @ 30 fps	1920 × 1080 px @ 30 fps
Resolución de cámara de profundidad	Patrón de luz estructurada proyección	Tiempo de vuelo (ToF por sus siglas en inglés)
Campo de visión (imagen de profundidad)	57° H, 43° V alt. 58.5° H, 46.6°	70° H, 60° V alt. 70.6° H, 60°
Especificaciones de medición de distancia	0.4–4 m	0.5–4.5 m
Peso	430 g (sin cables y fuente de alimentación); 750 g (con cables y fuente de alimentación)	610 g (sin cables y fuente de alimentación); 1390 g (con cables y fuente de alimentación)

Con la capacidad que tiene la cámara Kinect v2 que se observa en la Tabla 2.1 se concluye

que es mejor opción por las uniones que puede capturar, la cantidad de personas que puede capturar sus posiciones y la calidad de imágenes.

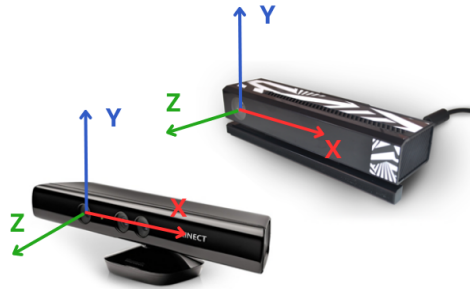


Figura 2.6: Ejes de coordenadas de la cámara Kinect v1 de lado derecho y de lado izquierdo los ejes de coordenadas del Kinect v2 .

Uniones de la cámara Kinect v1.

La cámara Kinect v1 tiene la capacidad de leer 20 uniones (joints en inglés), desplegando una matriz de 20x3 (20 filas y 3 columnas).

A continuación se muestra como son enviados los datos Figura 2.7 y la que representa cada fila, como se observa en la Tabla 2.2.

X	Y	Z
---	---	---

Figura 2.7: Se tiene la coordenada X, posteriormente la Y y por último la Z [32].

Tabla 2.2: Conjunto para un marco de esqueleto en la cámara Kinect v1 [32].

Núm. De columna de vector	Nombre de que parte del cuerpo se obtienen las coordenadas
0	Centro de la cadera
1	Columna vertebral
2	Centro del hombro
3	Cabeza
4	Hombro Izquierdo
5	Codo izquierdo
6	Muñeca Izquierda
7	Mano izquierda
8	Hombro derecho
9	Codo derecho
10	Muñeca derecha
11	Mano derecha
12	Cadera izquierda
13	Rodilla izquierda
14	Tobillo izquierdo
15	Pie izquierdo
16	Cadera derecha
17	Rodilla derecha
18	Tobillo derecho
19	Pie derecho

Uniones de la cámara Kinect v2.

A diferencia de los datos enviados en la cámara Kinect v1, la cámara Kinect v2 permite obtener las coordenadas de 29 uniones Tabla 2.4, los datos de entrada son de tipo cadena de caracteres Figura (a) de 2.8, cuando se desea obtener la información, no regresa las pociones en una matriz de 20x30, sino en un cluster, con las posiciones del espacio de la cámara, el espacio entre cada color, cámara de profundidad y el estado de seguimiento del cuerpo, todo ello con la separación de cada valor, estado de seguimiento valores enteros, espacio de profundidad y espacio de color regresan los valores de X e Y, la cámara de espacios entrega la posición en coordenadas X, Y y Z, como se observa en la Figura (b) 2.8.

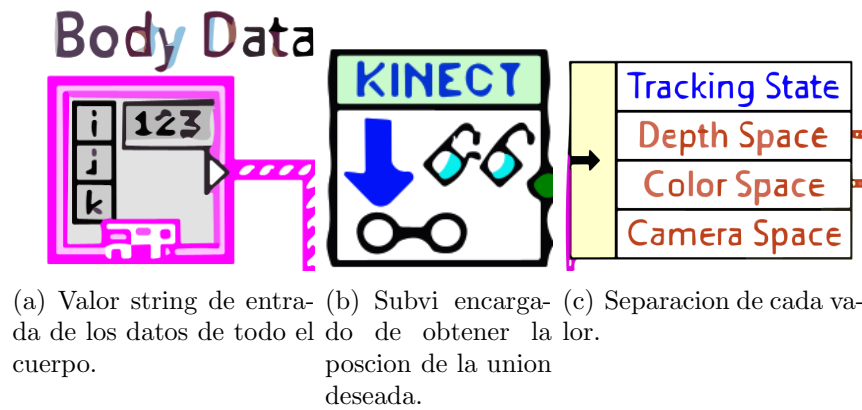


Figura 2.8: Información de entrada y salida que se obtiene de la cámara Kinect v2.

2.3. Kinect v2.

La cámara Kinect v2 o la cámara Kinect One, como se observa en la Figura 2.9, es una cámara con capacidad de detección 3D creada por la compañía *Microsoft*[©] [35], su principal implementación es en la industria de videojuegos, pero con el pasar de los años se empezó a utilizar como herramienta para la comunidad científica y aficionados de la robótica. La cámara Kinect v2 utiliza el enfoque de modulación de intensidad de Onda Continua (CW por sus siglas en inglés), que es el más comúnmente utilizado en Cámaras de Tiempo de Vuelo (ToF por sus siglas en inglés). Hacer la adquisición de imágenes con una cámara Kinect de Windows es similar a usar otras cámaras y adaptadores [34], con estas diferencias:

- Para Windows tiene dos sensores físicos separados y cada uno usa un ID de dispositivo diferente en el objeto de entrada de video. El sensor de color de la cámara devuelve datos de imagen en color. El sensor de profundidad devuelve datos de profundidad y los datos esqueléticos se pueden obtener como metadatos de cuadro.
- La cámara Kinect v2 para Windows devuelve el flujo de imágenes por el sensor de color y contiene datos de color en el formato de color RGB_1920x86. El flujo de profundidad

es devuelto por el sensor de profundidad y regresa información en píxeles en el formato DEPTH_512X424. El flujo del cuerpo es retornado por el sensor de profundidad y devuelve metadatos sobre los cuerpos.

- La cámara para Windows puede rastrear hasta seis personas con posición y orientación en 3D. También es compatible con el seguimiento manual y el estado en dos cuerpos.
- En Image Acquisition Toolbox, accede a los metadatos del cuerpo a través del objeto del sensor de profundidad.

La cámara Kinect v2 tiene las siguientes características [34]:

- El dispositivo para Windows tiene dos sensores físicos separados y cada uno usa un Identificador (ID) de dispositivo diferente en el objeto de entrada de video. El sensor de color devuelve datos de imagen en color. El sensor de profundidad devuelve datos de profundidad y los datos esqueléticos se pueden obtener como metadatos de cuadro.
- Capacidades de mayor resolución, que incluyen tres veces más fidelidad de profundidad y un mapa de más limpio.
- Campo de visión de profundidad y color más amplio.
- Un esqueleto de 25 puntos para cada una de hasta seis personas (la cámara Kinect v2 tiene 30 articulaciones).
- Realiza un seguimiento de hasta seis personas simultáneamente (la cámara Kinect v1 hace un seguimiento de solo 2).
- Reconocimiento de gestos de mano abierta y mano cerrada.
- Articulaciones corporales biocorrectas (particularmente cadera, hombro y columna).
- Mayor confianza para las articulaciones y más puntos para las manos.



Figura 2.9: Visualización de los componentes de la cámara Kinect v2 [35].

2.4. LabVIEW.

LabVIEW es un lenguaje de programación gráfico en el cual es posible crear aplicaciones rápidas y de forma sencilla [36], orientado a programas de control de equipos electrónicos usados en el desarrollo de sistemas de instrumentación, conocido como instrumentación virtual.

Visión y movimiento

El módulo de visión y movimiento (VYM) de LabVIEW está diseñado para desarrollar aplicaciones de visión artificial usando LabVIEW o C++ e implementar esas aplicaciones en los sistemas operativos Windows o *NI Linux Real-Time*. Con este paquete se adquieren imágenes, se manipulan y es posible guardarlas para su manipulación posterior [36]. En la página de *National Instruments* [36] se describen los subVi's (subrutinas) de VYM que se aplicaron en este trabajo.

2.4.1. Interfaz Makerhub para Microsoft Kinect One

LabVIEW cuenta con el paquete interfaz MakerHub para la cámara Kinect One, el cual proporciona una API de LabVIEW para adquirir datos del sensor de la cámara [38]. Permite usar las secuencias de video de la cámara Kinect v2 (color RGB, profundidad, índice corporal e infrarrojos) y la información de seguimiento del esqueleto, lo cual será necesario para capturar el movimiento. En la tabla 2.3 se observan el número que corresponde a cada unión.

Tabla 2.3: Tabla de representación de cada unión en el Kinect v2.

Núm. de parte	Nombre de la parte del cuerpo.
1	Base de la columna
2	Columna vertebral media
3	Cuello
4	Cabeza
5	Hombro izquierdo
6	Codo izquierdo
7	Muñeca izquierda
8	Mano izquierda
9	Hombro derecho
10	Codo derecho
11	Muñeca izquierda
12	Mano izquierda
13	Mano izquierda
14	Hombro derecho
15	Codo derecho
16	Muñeca derecha
17	Mano derecha
18	Cadera derecha
19	Rodilla izquierda

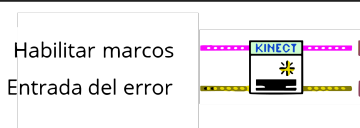
Continuación en la siguiente página

Tabla 2.3: Tabla de representación de cada unión en el Kinect v2.

Núm. de parte	Nombre de la parte del cuerpo.
20	Tobillo izquierdo
21	Pie izquierdo
22	Parte derecha de la cadera
23	Rodilla derecha
24	Tobillo derecho
25	Pie derecho
26	Hombro de columna
27	Punta de la mano izquierda
28	Pulgar izquierdo
29	Punta de la mano derecha
30	Pulgar derecho

Para obtener las posiciones de cada unión que se muestran en la Tabla 2.3, se implementaron los siguientes subVI's durante el desarrollo de la interfaz de captura de movimiento, los cuales se pueden observar en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4: Tabla de subVI's del paquete de interfaz para el Microsoft Kinect v2. [38]

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Inicialización	Inicializa y referencia los datos para el sensor del Kinect	 <p>Salida de referencia del sensor Kinect Salida del error</p>

Continuación en la siguiente página

Tabla 2.4: Tabla de subVI's del paquete de interfaz para el Microsoft Kinect v2. [38]

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Inicialización de imagen	Crea la imagen referencia para los tipos de cuadros	
Lectura	Lee los datos de los cuadros seleccionados	
Dibujo del marco de color	Convierte los datos de color a imagen RGB para mostrarlos en una <i>IMAQ image</i>	
Lectura de posiciones de union	Lee las posiciones de la unión seleccionada de la cámara Kinect	

2.4.2. Paquete de cadena de caracteres

El paquete de cadena de caracteres cuenta con funciones las cuales permiten concatenar dos o más cadenas de caracteres, extraer un subconjunto de cadenas de una cadena, convertir datos en cadenas y formatear una cadena para usarla en una aplicación de procesamiento de textos o de hoja de cálculo [39], permitiendo manipular los caracteres o textos al momento de registrar pacientes y convertirlos de valores numéricos a cadena de caracteres. En la página de *National Instruments* [36] se presentan los subVI's del paquete de cadena de caracteres.

2.4.3. Paquete de arreglo

El paquete de arreglo utiliza las funciones de matriz para crear y manipular ellas [39], por ejemplo, permite acomodar los datos en matrices o abstraer información de matrices, tales como posiciones de cada unión, datos personales que se almacenan al momento de registrar al paciente como (nombre, edad, etc). En la página de *National Instruments* [36] se presentan los subVI's del paquete arreglo.

2.4.4. Paquete de archivo de entradas/salidas

El paquete de archivos de entradas/salidas sirve para abrir y cerrar archivos, leer y escribir en archivos, crear directorios y archivos que sean especificados en el control de ruta, recuperar información del directorio, escribir cadenas, números, matrices y clústeres en archivos [39]. Puede leer o escribir varios tipos de archivos (texto, Excel, etc), al igual que funciones para crear o abrir un archivo, leer o escribir datos en el archivo. Este permite crear archivos, los cuales almacenan la información del paciente en carpetas individuales, de igual forma accede a la información del sujeto para su visualización. En la página de *National Instruments* [36] se observa a detalle.

2.5. Protocolo TCP/IP

El modelo *Open Systems Interconnection* (OSI) permite describir las comunicaciones de redes ideales por medio de una familia de protocolos [40]. La comunicación TCP/IP (*Transmission Control Protocol/Internet Protocol*), este protocolo está compuesto por las siguientes capas:

1. **Capa de red física:** La capa de red física especifica las características físicas del medio

de comunicacion. La capa física de TCP/IP describe los estándares de hardware como IEEE 802.3, la especificación del medio de red Ethernet, y RS-232, la especificación para los conectores estándar.

2. **Capa de vínculo de datos:** Identifica el tipo de protocolo siendo este TCP/IP, proporcionando el control de errores y estructuras, por ejemplo Ethernet, IEEE 802.2 y protocolo punto a punto (PPP).
3. **Capa de Internet:** Conocido de igual manera como capa IP, permite aceptar y transferir paquetes para la red. Esta capa accede al potente Protocolo de Internet (IP), el protocolo de resolución de direcciones (ARP) y el protocolo de mensajes de control de Internet (ICMP).
4. **Capa de transporte:** Siendo la capa TCP/IP que garantiza que los paquetes lleguen en secuencia y sin errores al intercambiar la confirmación de recepción de los datos y transmitirlos.
5. **Capa de aplicación:** Define las aplicaciones de red y los servicios de internet estándar que puede implementar el usuario.

2.6. Módulo ESP32-wroom.

Los MCU ESP32-WROOM-32 que se muestra en la Figura 2.10 de *Espressif Systems* son módulos MCU Wi-Fi/BT/BLE potentes y genéricos que se dirigen a diversas aplicaciones [41].

Utilizan el chip ESP32-D0WD en el núcleo. Este SoC cuenta con dos núcleos de CPU que se pueden controlar individualmente y la frecuencia de reloj de la CPU se puede ajustar de 80 MHz a 240 MHz. El ESP32 integra un amplio conjunto de periféricos, que van desde sensores táctiles capacitivos, sensores de efecto Hall, interfaz de tarjeta SD, Ethernet, SPI de alta velocidad, UART, I2S e I2C, para mayor información, revisar en Anexos 1 en la Tabla A.2.



Figura 2.10: ESP32 WROOM [41]

2.7. Módulo MPU6050

El MPU6050 es un sensor integrado que combina un acelerómetro y un giroscopio de tres ejes [42]. Esto significa que puede medir tanto la aceleración (cambios en la velocidad) como la rotación (velocidad angular) en las tres dimensiones del espacio: X, Y y Z, como se puede observar en la Figura 2.11. A través de la comunicación I2C es posible realizar la comunicación con este módulo.

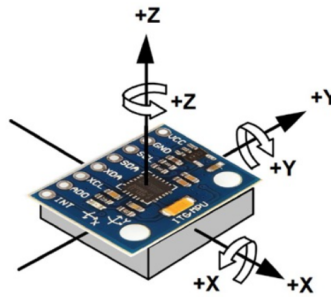


Figura 2.11: Módulo MPU6050 [42]

2.8. Control fuzzy

Para poder implementar o desarrollar controladores difusos o fuzzy, se requieren los conocimientos siguientes.

2.8.1. Relaciones difusas.

Las relaciones difusas mapean los elementos de un conjunto que definen fenómenos del mundo real, supóngase que \mathbf{X} a elementos de otro conjunto [44], digamos que es \mathbf{Y} , por medio del producto cartesiano de estos conjuntos. La intensidad de la relación entre los pares ordenados de estos conjuntos no se mide con la función característica, sino a través de la función de membresía, la cual expresa varios grados de intensidad en la relación de intervalos unitarios [0,1], Por lo cual la relación difusa $\tilde{\mathbf{R}}$ es un mapeo del espacio cartesiano \mathbf{X} y \mathbf{Y} , donde la intensidad del mapeo se expresa por medio de $\mu_{\tilde{\mathbf{R}}}(x, y)$.

2.8.2. Operaciones de conjuntos difusos.

Al tener dos relaciones difusas $\tilde{\mathbf{R}}$ y $\tilde{\mathbf{S}}$ definidas en el espacio cartesiano, permitiendo aplicar diferentes operaciones para la combinación de funciones de membresía. En se muestran operaciones típicas de funciones de membresía [44]:

$$\text{Union} : \mu_{\tilde{\mathbf{R}} \cup \tilde{\mathbf{S}}}(x, y) = \max(\mu_{\tilde{\mathbf{R}}}(x, y), \mu_{\tilde{\mathbf{S}}}(x, y)) \quad (2.1)$$

$$\text{Intersección} : \mu_{\tilde{\mathbf{R}} \cap \tilde{\mathbf{S}}}(x, y) = \min(\mu_{\tilde{\mathbf{R}}}(x, y), \mu_{\tilde{\mathbf{S}}}(x, y)) \quad (2.2)$$

$$\text{Complemento} : \mu_{\tilde{\mathbf{R}}^c}(x, y) = 1 - \mu_{\tilde{\mathbf{R}}}(x, y) \quad (2.3)$$

$$\text{Contención} : \tilde{\mathbf{R}} \subset \tilde{\mathbf{S}} \implies \tilde{\mathbf{R}}(x, y) \leq \tilde{\mathbf{S}}(x, y) \quad (2.4)$$

2.8.3. Representación de conjuntos difusos.

En la definición de un conjunto difuso se requiere establecer una función de pertenencia, siendo estas unión, intersección, complemento o contención. Los conjuntos implementados en esta tesis se son trapezoide y sigmoide.

Para la representación de un conjunto difuso continuo en un orden se necesita expresar la función de pertenencia [44].

2.8.4. Variable Lingüísticas.

Una variable lingüística tiene valores que son palabras o sentencias a través de un lenguaje natural o artificial. Esto sirve para representar elementos demasiados complejos o la cual no se tenga una definición concreta (lo que no se puede describir de forma numérica) [44].

Una variable lingüística está caracterizada por una quintupla, como se observa a continuación:

$$(X, T(X), U, G, M) \tag{2.5}$$

- X es el nombre de la variable.
- $T(X)$ es el conjunto de términos de X ; es decir, la colección de sus valores lingüísticos o etiquetas lingüísticas.
- U es el universo de discurso o dominio subyacente.
- G es una gramática libre de contexto mediante la que se generan los términos de $T(X)$.
- M es una regla semántica que asocia a cada valor lingüístico de X su significado $M(X)$, el cual denota un subconjunto difuso en U .

Un uso habitual de las variables lingüísticas es en las reglas difusas. Ejemplo: *IF* duración-examen *IS* larga *THEN* probabilidad-aprobar *IS* bajo.

2.8.5. Reglas Difusas

Su función es presentar y razonar el problema a resolver, se utiliza el razonamiento aproximado con conocimientos previo del problema expresado en forma de primitivas y atómicas, enunciadas en lenguaje natural. Ejemplo: La velocidad tiene un valor positivo grande.

Una regla difusa (regla de producción difusa *if-then*) es expresada simbólicamente como:

$$IF < \text{proposición difusa} > THEN < \text{proposición difusa} > \quad (2.6)$$

Donde *proposición difusa* puede ser una proposición difusa, atómica o compuesta. Se define una proposición sencilla de este tipo mediante:

$$p : IF X \text{ es } A THEN Y \text{ es } B \quad (2.7)$$

2.8.6. Inferencia difusa.

Es el proceso para obtener un valor de salida con respecto a un valor de entrada empleando la teoría de conjuntos difusos [44].

Inferencia de Mamdani

Es el método más ampliamente utilizado, propuesto por Ebrahim Mamdani en 1975. El proceso es el siguiente [44]:

1. Fuzificación de las variables de entrada.
2. Evaluación de las reglas.

3. Agregar las salidas de las reglas.
4. Defuzzificación.

2.8.7. Defuzzificación.

En el método de defuzzificación del centro de sumas (CoS), el controlador de lógica difusa primero calcula el centro geométrico del área para cada función de membresía, como se muestra en la siguiente Figura 2.12 y el cálculo de la escala (x_{final}) en la función de membresía es la ecuación 2.8.7 [44].

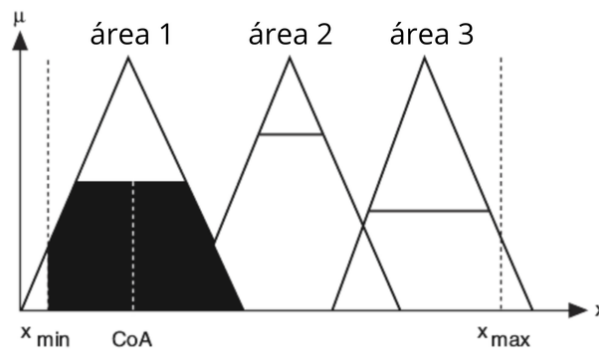


Figura 2.12: El controlador fuzzy calcula el promedio de los pesos del área central geométrica para cada función de membresía, donde CoA es el centro geométrico del área de la función de membresía escalada n , y $area$ (siendo cada función triangular) es el área de la función de membresía escalada n .

$$x_{final} = \frac{CoA_1 \text{área}_1 + CoA_2 \text{área}_2 + \dots + CoA_n \text{área}_n}{\text{área}_1 + \text{área}_2 + \dots + \text{área}_n} \quad (2.8)$$

2.9. Algoritmos de optimización.

El objetivo es optimizar los sistemas utilizando modelos heurísticos o metaheurísticos, algunos de ellos son inspirados en la evolución, por animales o por la naturaleza. La optimización heurística trata de alcanzar una solución factible utilizando una evaluación de prueba y error en un periodo corto de tiempo. Por otro lado, los algoritmos metaheurísticos utilizan la probabilidad y estrategias para mejorar procedimientos heurísticos y hacer una búsqueda local para encontrar una solución global [45].

Los algoritmos genéticos (AG) son un tipo de técnica encargada de resolver problemas de optimización, como de maximización de producción en una fábrica o minimización del error de velocidad de un motor, la cual se basa en la evolución biológica. La búsqueda es por medio de cada individuo codificado de forma binaria o con valores reales [46], el pseudocódigo de AG es el siguiente:

1. Configuración del algoritmo.
2. Inicializar y evaluar población inicial.
3. Mientras no se cumpla criterio.
4. Seleccionar padres considerando su aptitud.
5. Cruzar padres, generar hijos.
6. Mutación hijos.
7. Generar población de individuos más aptos.
8. Mostrar resultado.

Los AG requieren una función objetivo, $f(x)$, la cual se encarga de encontrar el valor óptimo (x) el cual minimiza o maximiza a $f(x)$, en esta tesis sería el error de la posición

angular del servomotor, de tal manera que minimizar o maximizar es considerando a $x \in X$, siendo este:

$$f(x), x = (x_1, \dots, x_d) \in R^d \quad (2.9)$$

Se requiere una representación de un vector de variables de decisión (x) mientras que d especifica su número. El conjunto de soluciones candidato es la variable X o también conocido como el espacio de búsqueda. En algunos casos, el espacio de búsqueda se encuentra limitado por el límite inferior (l_i) o superior (u_i) de cada una de las d variables de decisión tal que:

$$X = \{x \in R^d | l_i \leq x_i \leq u_i, i = 1, \dots, d\} \quad (2.10)$$

Para la búsqueda de la mejor solución es necesario decidir el número de iteraciones (n), el cual se encarga de realizar la evolución de las soluciones.

La iteración se refiere al ciclo completo de aplicar las operaciones matemáticas de la función objetivo, en el cual se actualizan los valores de cada sujeto de la población (N_p) definida y la población. A medida que se ejecuta el algoritmo genético, la población tiende a evolucionar y converger hacia soluciones potencialmente óptimas para el problema de optimización.

El operador de cruce, también conocido como crossover, es fundamental para la generación de nuevas soluciones en la población. El cruce simula el proceso de recombinación genética y se utiliza para combinar información genética de dos o más soluciones padres para producir soluciones descendientes.

2.10. Series de tiempo.

Las series de tiempo es una secuencia de puntos de datos tomados secuencialmente a lo largo del tiempo [47], una serie de tiempo es la resultado de un proceso estocástico. Formalmente, podemos definir una serie temporal de dos maneras. El primero es como un

mapeo de del dominio del tiempo al dominio de los números reales:

$$x : T \longrightarrow \mathbb{R}^k, \quad (2.11)$$

donde $T \subseteq \mathbb{R}$ y $k \in \mathbb{R}$.

Dado que el tiempo es el índice principal del conjunto de datos, por implicación, los conjuntos de datos de series de tiempo Describe cómo cambia el mundo con el tiempo. A menudo abordan la cuestión de cómo el pasado influye en la presencia o el futuro. El aumento del seguimiento y la recopilación de datos trae consigo la necesidad tanto de Técnicas estadísticas y de aprendizaje automático aplicadas a series temporales para predecir y Caracterizar el comportamiento de sistemas complejos o componentes dentro de un sistema. Una parte importante de trabajar con series temporales es la cuestión de cómo se puede desarrollar el futuro predicho basándose en el pasado.

2.10.1. Predicción con media móvil simple

En aplicaciones financieras, una media móvil simple *Simple moving average* SMA (por sus siglas en inglés) es la media no ponderada de la media móvil anterior. k siendo puntos de datos. Sin embargo, en ciencia e ingeniería, la media normalmente se toma de un número igual de datos a ambos lados de un valor central. Esto asegura que las variaciones en la media estén alineadas con las variaciones en los datos en lugar de desplazarse en el tiempo. Un ejemplo de media móvil simple igualmente ponderada es la media de los últimos k entradas de un conjunto de datos que contiene n entradas. Dejemos que esos puntos de datos sean p_1, p_2, \dots, p_n . Estos podrían ser los precios de cierre de una acción. La media de los últimos k puntos de datos (días en este ejemplo) se denota como SAM_k , para realizar predicciones con este método se utiliza la ecuación 2.12.

$$SAM_k = \frac{1}{k} \sum_{i=n-k+1}^{n+1} p_i \quad (2.12)$$

Al calcular la siguiente media $SAM_{k,proximo}$ con el mismo ancho de muestreo k el rango desde $nk+2$ a $n+1$. Un nuevo valor p_{n+1} entra en la suma y el valor más antiguo p_{n-k+1} abandona.

Esto simplifica los cálculos al reutilizar la media anterior.

2.10.2. Predicción con media móvil ponderada exponencialmente

El *Exponentially Weighted Moving Average* EWMA (por sus siglas en inglés) nos permite reducir el efecto de retraso de SMA y dará más peso a los valores que ocurrieron más recientemente. La cantidad de peso aplicada a los valores más recientes depende de los parámetros reales utilizados en la EWMA y del número de períodos dados en un tamaño de ventana.

La fórmula para EWMA es:

$$y_t = \frac{\sum_{i=0}^t w_i x_{t-i}}{\sum_{i=0}^t w_i} \quad (2.13)$$

Donde x_t es el valor de entrada, w_i es el peso aplicado (tenga en cuenta cómo puede cambiar de $i = 0$ a t) y y_t es la salida.

2.10.3. Modelo *Long Short-Term Memory* (LSTM)

Una LSTM es un tipo de red neuronal recurrente (RNN) especialmente diseñada para modelar secuencias de datos donde el orden de la información es crucial [48]. Son ampliamente utilizadas en el procesamiento del lenguaje natural (NLP), reconocimiento de voz, generación de texto y series temporales. La estructura de este modelo se observa en la Figura 2.13.

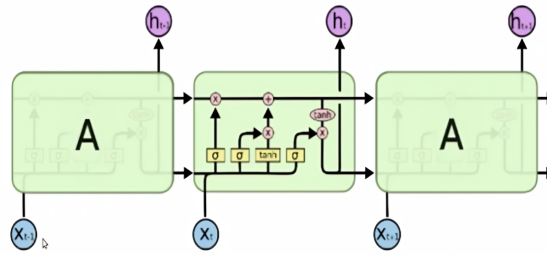


Figura 2.13: Estructura del modelo LSTM [48].

Las características de este modelo son:

1. **Celdas de Memoria:** La unidad fundamental de una LSTM es la celda de memoria. Esta celda tiene la capacidad de almacenar información por largos períodos, lo que permite a la red recordar información relevante de pasos anteriores en la secuencia.
2. **Puertas:** Las celdas de memoria están controladas por tres puertas:
 - a) Puerta de entrada: Decide qué nueva información se almacena en la celda.
 - b) Puerta de olvido: Decide qué información se elimina de la celda.
 - c) Puerta de salida: Decide qué información de la celda se utiliza para calcular la salida.
 - d) Estas puertas son redes neuronales pequeñas que aprenden a controlar el flujo de información en la celda.
3. **Aprendizaje de Representaciones:** Las LSTM aprenden representaciones vectoriales de las secuencias de entrada, capturando información relevante y patrones subyacentes.

Capítulo 3

Diseño de la interfaz

En este capítulo se presenta la forma de utilizar la cámara Kinect v2 con LabVIEW, al igual que la creación de interfaz y programas en la obtención de posiciones de cada unión y respectiva captura de imágenes. También se obtiene el cálculo de los ángulos (flexión-extensión y abducción-aducción) con las posiciones, la interfaz para visualizar los datos capturados y la interfaz de réplica de movimiento.

3.1. Metodología de Ingeniería de Software Educativo (MeISE).

Para cumplir los objetivos de esta investigación se seguirá la metodología de ingeniería de software educativo (MeISE) en la creación del software de recopilar la información de marcha del paciente o sujeto para análisis de marcha [49].

Esta metodología se divide en dos etapas, en la primera se contemplan los requisitos, el análisis y diseño preliminar, durante los cuales se determinan de forma general las características que se pretenden alcanzar con el producto, los requisitos pedagógicos, de comunicación y la arquitectura en la cual se construirá el software y se termina con un plan de iteraciones las cuales se programan teniendo cuidado que el producto que se libera al terminar, sea didácticamente correcto, cumple completamente alguno de los objetivos didácticos del software [49].

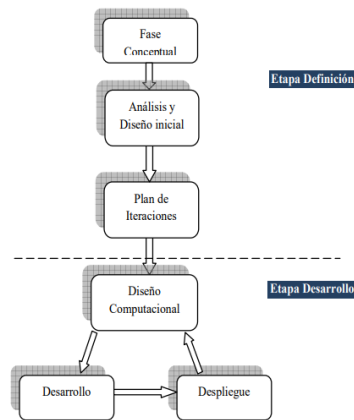


Figura 1. Ciclo de vida de la Metodología

Figura 3.1: Fases en las que se divide la metodología MeISE [49].

El proceso general de esta metodología es la siguiente:

1. **Etapa conceptual:** Se inicia con una investigación sobre los requerimientos que se cubrirán con el producto a desarrollar, delimitando su alcance y con ello el plan de ejecución.
2. **Análisis y Diseño Inicial:** En la fase de análisis y diseño inicial se analiza el dominio del problema y se establece la arquitectura del sistema. En este punto se describen a detalle los requisitos del software y las características educativas y de comunicación que el producto debe contemplar.
3. **Plan de iteraciones:** Identificados los requisitos a cubrir con el software, se analizará cuántos subproductos funcionales pueden producirse de modo que se puedan liberar

partes operativas del sistema final, con el objetivo de llevar un mejor control en el desarrollo.

4. **Diseño Computacional:** Para cada iteración se debe elaborar el diseño computacional detallado, de modo que sirva de base para el desarrollo.
5. **Desarrollo:** Se desarrolla en esta fase el producto, implementando la arquitectura, de manera que se obtiene una versión del software lista para que sea utilizada por los usuarios finales.
6. **Fase de despliegue:** En la fase de despliegue se realiza la transición del producto a los usuarios. Aquí se culmina con una versión ejecutable del producto. Al finalizar esta etapa se evalúa la conveniencia de continuar los desarrollos, y en su caso regresar a la etapa de diseño computacional para continuar con el siguiente incremento.

3.2. Conectividad de la cámara Kinect v2 con LabVIEW.

Para tener una comunicación entre la cámara Kinect v2 y LabVIEW, se requiere la instalación del SDK 2.0 que es el *kit* de desarrollo; después se instala el paquete *Makerhub Interface for Kinect* del Kinect v2 desde *Package Manager*, el cual permite manipular los datos capturados por la cámara Kinect v2 desde LabVIEW.

El *software* requerido se pueden visualizar ejemplos para adquirir información desde la cámara Kinect v2 como las posiciones de las uniones, visualización del esqueleto, entre otros.

3.2.1. Adquisición de imágenes

LabVIEW con el *kit* de desarrollo identifica la cámara RGB de la cámara al ser conectada a la computadora, después con la herramienta de VI de adquisición exprés permite acceder a

las cámaras. Se selecciona la dirección en donde se desea guardar la imagen con extracción. Con ello es posible capturar imágenes al momento en que se ejecuta este código, dicho proceso se muestra en la Figura 3.2.

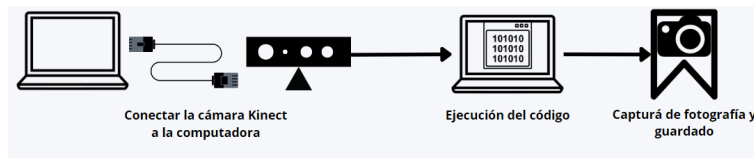


Figura 3.2: Proceso para toma de fotografías desde la cámara Kinect v2.

3.2.2. Obtención de posición de cada unión con la cámara Kinect v2

Las coordenadas de cada unión, para lograr esto se inicializa la comunicación con la cámara desde LabVIEW con la herramienta inicialización y la herramienta inicialización de imagen, esto dentro de un *while* se conecta la salida de referencias de la herramienta inicialización directamente a la entrada de referencias de la herramienta de lectura. La salida de referencia de lectura es enviada a la herramienta lectura de cada unión, el cual permite seleccionar la unión para su obtención de posiciones. Teniendo como salida un vector de la siguiente manera $[x, y, z]$, el proceso se muestra en la Figura 3.3.

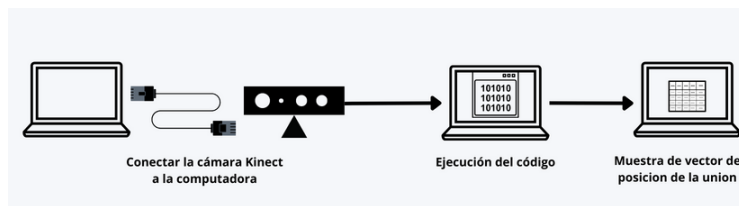


Figura 3.3: Proceso para captura de posición de unión desde la cámara Kinect.

3.2.3. Programa de registro de paciente

Como se realiza la captura de movimiento en diferentes sujetos, es necesario organizar y mantener el control de la información personal de cada uno, como las fotografías capturadas y las posiciones de cada unión.

El diseño inicial previo a programarlo en LabVIEW se observa en la Figura 3.4, siendo la etapa inicial de la metodología MeISE.

El diagrama muestra un diseño de interfaz de usuario en un entorno de cuadrícula. En la parte superior, hay tres campos de entrada: 'Nombre completo' (un cuadro rectangular), 'ID' (un cuadro rectangular más pequeño) y 'Fecha y hora' (un cuadro rectangular con un borde rojo). Debajo de 'Nombre completo' y 'ID', hay un grupo de campos de entrada agrupados por un recuadro azul: 'Fecha de nacimiento' (un cuadro rectangular), 'Sexo' (un cuadro rectangular más pequeño), 'Tamano.' (un cuadro rectangular) y 'Peso' (un cuadro rectangular). A la derecha de este grupo, hay un cuadro rectangular con un borde morado que contiene el texto 'Toma de fotografia'. En la parte inferior derecha, hay un botón circular con un borde verde que contiene el texto 'Boton para tomar fotografia'.

Figura 3.4: Diseño inicial del programa de registro de pacientes..


Posterior al diseño inicial, se diseña una interfaz gráfica y se programa a través de subVI's Tabla 3.5 que permiten capturar el nombre completo del paciente, su fecha de nacimiento, género, peso corporal, altura y fotografía de perfil, los cuales se almacenan en una carpeta con el nombre de ID único, creado con las iniciales del nombre del paciente, su fecha de nacimiento y género. El resultado final de la interfaz de registro de pacientes se observa en la Figura 3.5.

Los pasos para registrar a los sujetos para captura de movimiento es el siguiente:

1. Llenado de información personal
2. Posicionar al sujeto enfrente de la cámara
3. Seleccionar área para toma de fotografía de perfil

4. Dar clic en el icono de guardar datos

Tabla 3.1: Tabla de subVI's programados para registro de pacientes.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Registro de paciente.	Almacena los datos del usuario en un archivo .xlsx general de pacientes, posterior a ello los almacena en un nuevo archivo .xlsx individual el cual esta en la carpeta creada con el nombre del ID del paciente y su fotografía.	Sin Icono.
Organizador de datos del paciente al registrarlos.	Organiza los datos que se proporcionan en el subVI registro de paciente.	

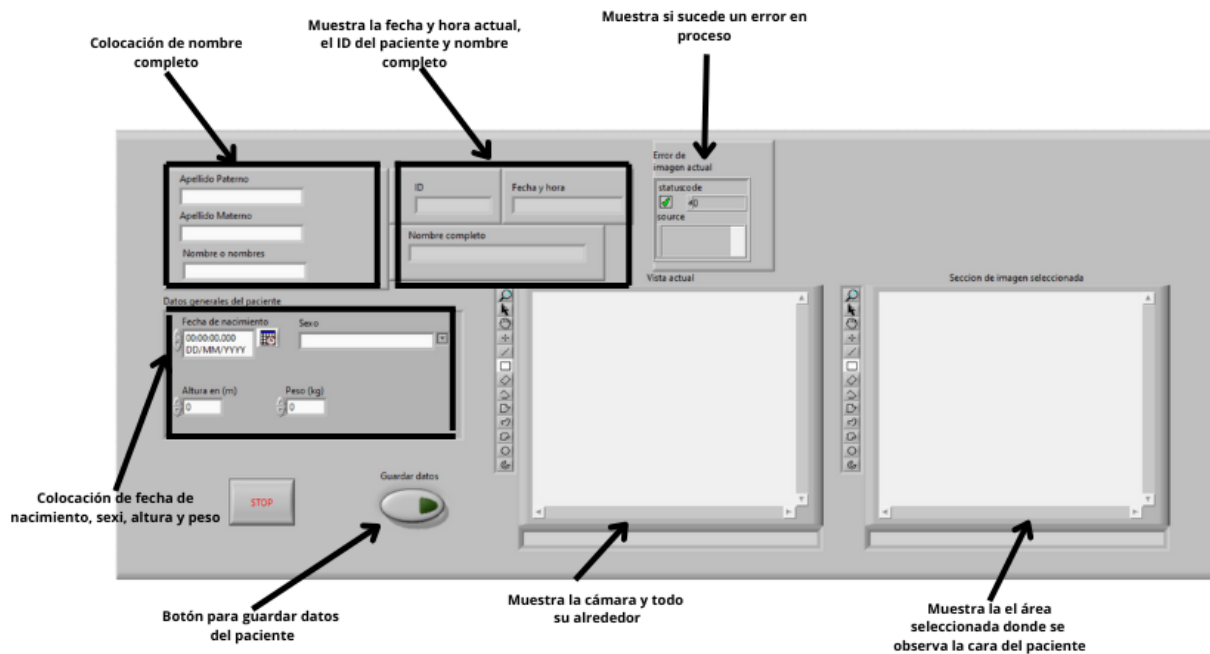


Figura 3.5: Visualización de interfaz de registro de pacientes.

3.2.4. Obtención de ángulos para cada articulación

El paquete *Makerhub Interface for Kinect* permite obtener las posiciones de las uniones del cuerpo humano, así como desarrollar subVI's para obtener los ángulos de cada articulación. Al tener las posiciones de las uniones organizadas en un vector, se calculan los ángulos ya mencionados y se agregan al vector cada 30 ms (milisegundos) para que al final de la captura de movimiento se guarde en un archivo con extensión .xlsx.

Por otro lado, para obtener los ángulos de flexión/extensión utiliza teorema de cosenos, con lo cual se obtiene trigonometría. Los ángulos α del tobillo derecho y β del tobillo izquierdo. Cada unión se nombra de la siguiente manera, Figura 3.6 a), al triángulo constituido por A1,B1 y C1 se le obtiene α y al constituido por A2,B2 y C2 se le obtiene β :A1: Rodilla derecha, B1: Tobillo derecho, C1: Pie derecho A2: Rodilla izquierda, B2: Tobillo izquierdo y C2: Pie izquierdo.

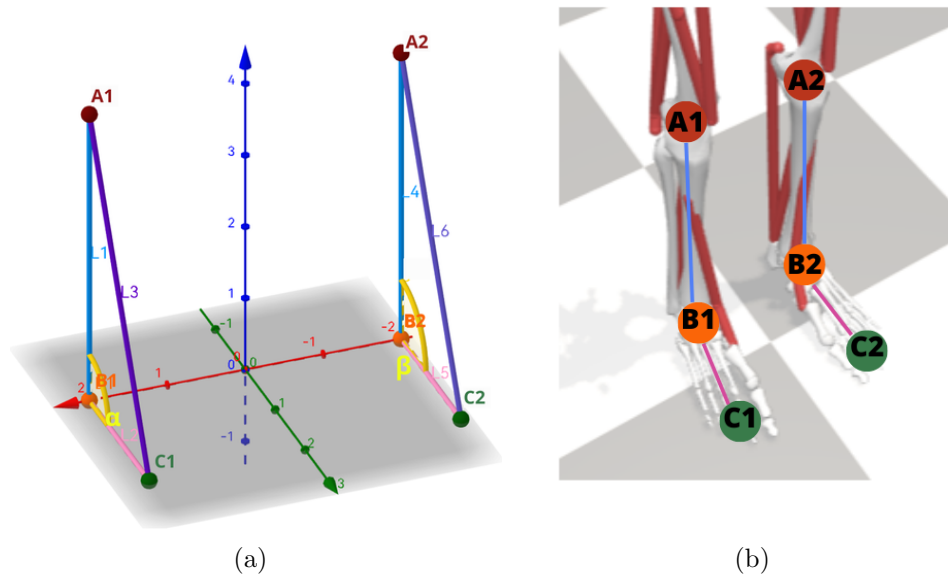


Figura 3.6: Representación vectorial de las piernas, a) indicando las uniones de cada articulación y b) Vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).

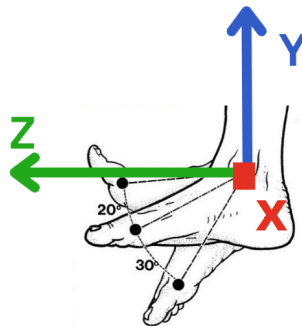


Figura 3.7: Ángulo para flexión-extensión de tobillo [28].

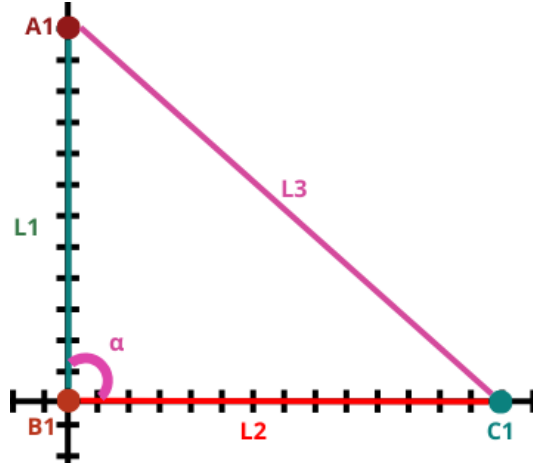


Figura 3.8: Representación de las uniones de la pierna derecha vistas desde el plano sagital.

El tobillo se puede representar como un triángulo para obtener el ángulo α del tobillo derecho, con ley de cosenos, para esto se tienen que adquirir las posiciones de cada punto donde $A1(x_1, y_1, z_1)$, $B1(x_2, y_2, z_2)$ y $C1(x_3, y_3, z_3)$ son las posiciones en el plano 3D, L1 está constituido por la ecuación 3.1, L2 representada por la ecuación 3.2, la ecuación 3.3 siendo la norma de L1 y 3.4 la norma de L2, el análisis desde un plano 2D se observa en la Figura 3.8.

$$L1 = A1\bar{B1} \quad (3.1)$$

$$L2 = B1\bar{C1} \quad (3.2)$$

$$F1 = |A1\bar{C1}| \quad (3.3)$$

$$F2 = |B1\bar{C1}| \quad (3.4)$$

Para calcular las distancias (L1 y L2) se utilizan las ecuaciones 3.5 a 3.6 y el ángulo de flexión-extensión del tobillo derecho (α) con la ecuación 3.9.

$$L1 = (x_1, y_1, z_1) - (x_2, y_2, z_2) \quad (3.5)$$

$$L2 = (x_2, y_2, z_2) - (x_3, y_3, z_3) \quad (3.6)$$

$$F1 = \sqrt{L1} \quad (3.7)$$

$$F2 = \sqrt{L2} \quad (3.8)$$

$$\alpha = \arccos\left(\frac{L1 * L2}{F1 * F2}\right) \quad (3.9)$$

En el caso de β es el ángulo del tobillo izquierdo, al realizar flexión-extensión, se utilizan los puntos A_2 , B_2 y C_2 , aplicando las ecuaciones de la 3.5 a la 3.8 para obtener las distancias y ángulo de la ecuación 3.9, como se observa en la Figura 3.9.

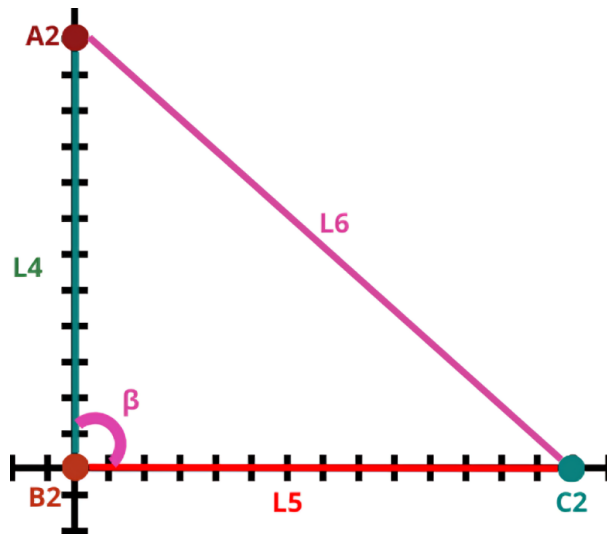


Figura 3.9: Representación de las uniones de la pierna izquierda vistas desde el plano sagital.

3.2.5. Obtención del ángulo de abducción-aducción por trigonometría

Utilizando la ecuación 3.10 para el cálculo de abducción-aducción de tobillo derecho y tobillo izquierdo, se obtienen los ángulos τ y ϕ respectivamente, tomando como referencia las Figuras de a y b de 3.12.

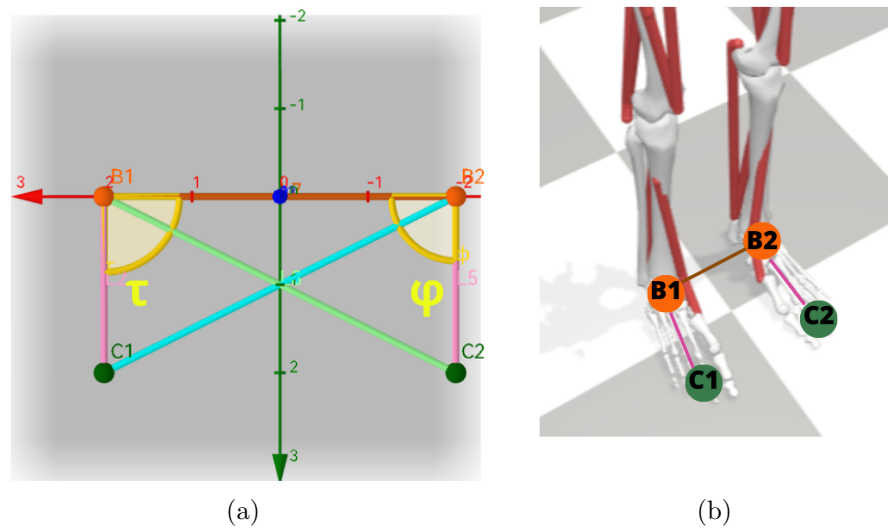


Figura 3.10: Representación vectorial de las piernas, a) indicando las uniones de cada articulación y b) vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).

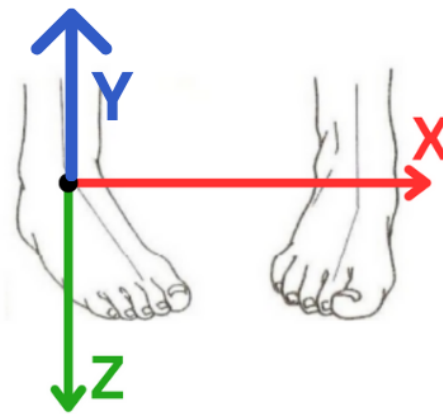


Figura 3.11: Movimiento de abducción-abducción de tobillo [31].

Se genera un triángulo con los puntos (C1,B2 y B1) para obtener el ángulo τ (tobillo derecho), aplicando de 3.5 las 3.9 se obtienen las distancias y ángulos.

En el caso de ϕ que es el ángulo del tobillo izquierdo, al realizar abducción-aducción solo

cambian las uniones a evaluar, siendo estas B1 (tobillo derecho), B2(tobillo derecho) y C2 (pie izquierdo). Este análisis se puede observar en la Figura 3.12 transversal.

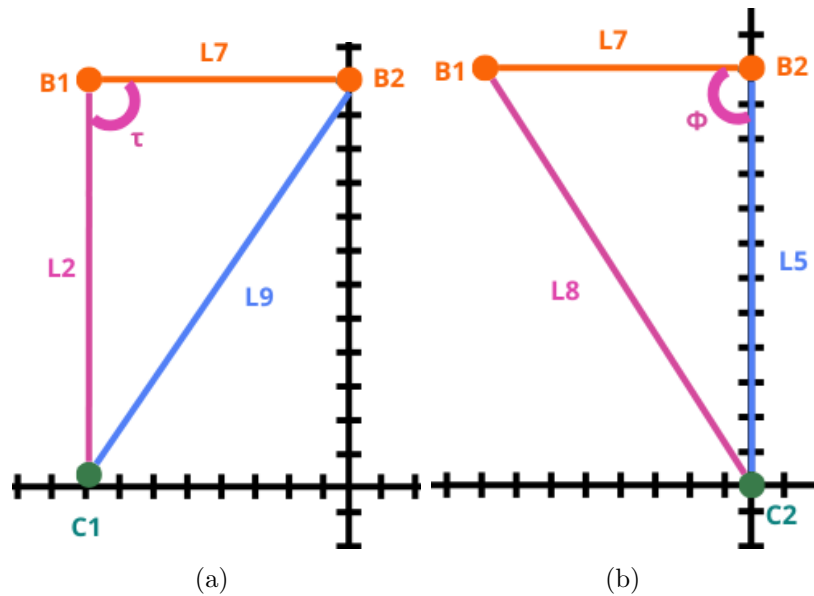


Figura 3.12: a) Representaciones de las uniones del tobillo derecho y b) tobillo izquierdo, vistos desde el plano transversal.

Movimiento de abducción-aducción obtenido por trigonometría

La obtención del ángulo abducción-aducción es por medio de trigonometría y con la cámara Kinect v2 se obtiene las coordenadas $([x,y,z])$ de las uniones del cuerpo como se puede observar en la Figura 3.13.

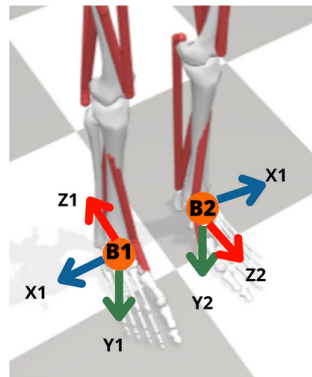


Figura 3.13: Representación de los ejes coordenados de las uniones del tobillo derecho e izquierdo con el simulador OpenSim.

Como se observa en la Figura 3.13 el movimiento angular de interés de las uniones B_1 y B_2 son en el eje Y, debido a ello se implementa la ecuación 3.10 para los dos ángulos, con sus respectivas y y x.

$$\theta_z = \text{atan2}\left(\frac{y}{x}\right) \quad (3.10)$$

El cálculo de los ángulos (ϕ y τ) es en radianes, y debe convertirse a grados al utilizarse en el simulador de movimiento de abducción-aducción de tobillo.

Movimiento de flexión-extensión obtenido por trigonometría

La ecuación 3.9 trigonométrica de **flexión-extensión de cada rodilla** obtiene el ángulo λ , siendo el ángulo de la rodilla derecha (A1) y μ el ángulo de la rodilla izquierda (A2). Para efectos prácticos, cada unión se nombra como se muestra en Figura 3.14 a), donde cada letra representa:

- D1:Cadera derecha.

- A1: Rodilla derecha.
- B1: Tobillo derecho.
- C1: Pie derecho.
- D2: Cadera izquierda.
- A2: Rodilla izquierda.
- B2: Tobillo izquierdo.
- C2: Pie izquierdo.

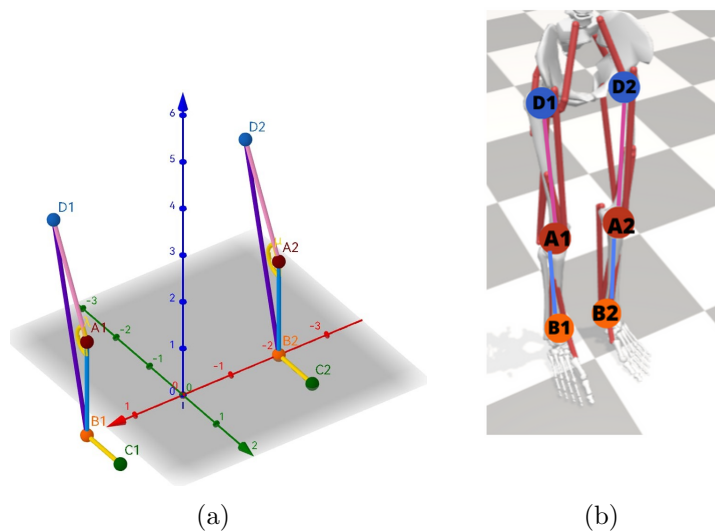


Figura 3.14: a) Representación vectorial de las piernas, indicando las uniones de cada articulación y b) vista 3D de piernas representada con parte del cuerpo (OpenSim).

Teniendo los puntos $D1$ (Cadera derecha), $A1$ (rodilla derecha) y $B1$ (tobillo derecho), como se observa en la Figura 3.17 que es posible calcular el ángulo de flexión-extensión utilizando las ecuaciones 3.11 a la 3.19 las cuales mismas que en el cálculo de flexión-extensión de tobillo pero con los puntos $D1, A1$ y $B1$.

Para la obtención de ángulos se genera un triángulo λ del tobillo derecho, con ley de cosenos. Para esto se requiere adquirir las posiciones de cada punto donde $D1(x_3, y_3, z_3)$,

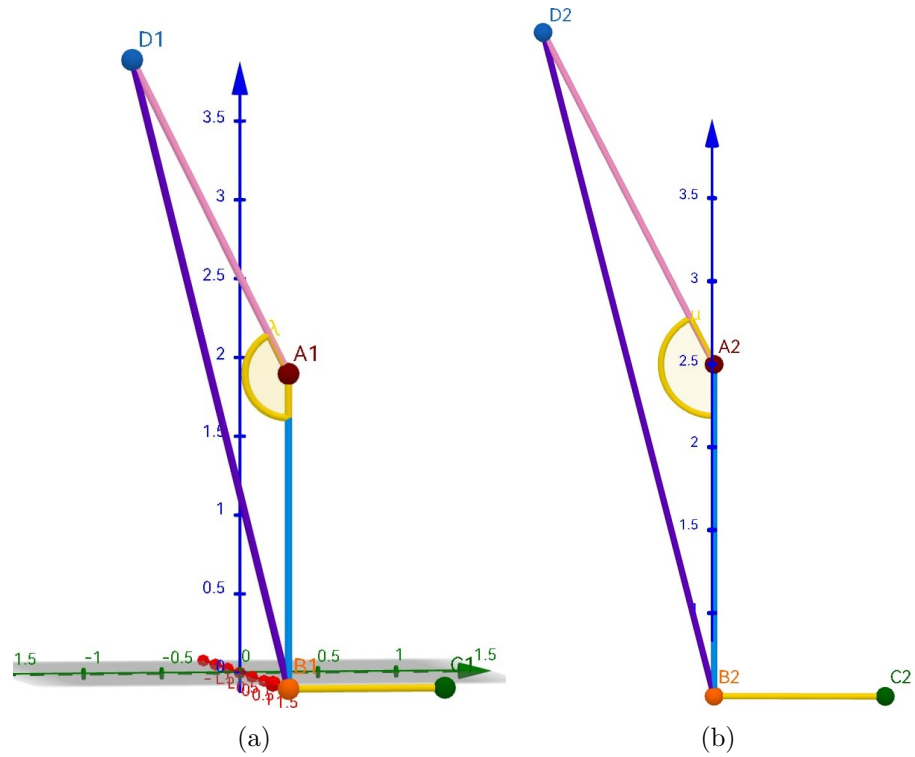


Figura 3.15: a) Vistas en el plano tridimensional de la pierna derecha y b) pierna izquierda, como guía observar Figura 3.14.

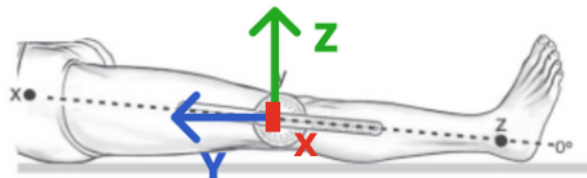


Figura 3.16: Ángulo de flexión-extensión de rodilla.

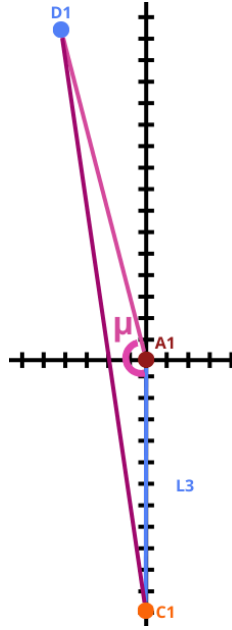


Figura 3.17: Representaciones de las uniones de la pierna derecha vista desde el plano transversal.

$B1(x_2, y_2, z_2)$ y $A1(x_1, y_1, z_1)$ son posiciones en el plano 3D, $L1$ la distancia de $A1$ a $B1$, $L8$ la distancia de $A1$ a $D1$, $F1$ la norma de $L1$ y $F8$ la norma de $L8$.

$$L1 = A1\bar{B1} \quad (3.11)$$

$$L8 = A1\bar{D1} \quad (3.12)$$

$$F1 = |D1\bar{B1}| \quad (3.13)$$

$$F8 = |A1\bar{D1}| \quad (3.14)$$

Para calcular las distancias se utilizan las ecuaciones 3.15 a 3.18 y el ángulo λ con la ecuación 3.19.

$$L1 = (x_1, y_1, z_1) - (x_2, y_2, z_2) \quad (3.15)$$

$$L8(x_1, y_1, z_1) - (x_3, y_3, z_3) \quad (3.16)$$

$$F1 = \sqrt{D1B1} \quad (3.17)$$

$$F8 = \sqrt{A1D1} \quad (3.18)$$

$$\lambda = \arccos\left(\frac{L1 * L8}{F1 * F8}\right) \quad (3.19)$$

Para la obtención de μ que es el ángulo de la rodilla izquierda al realizar el movimiento de flexión-extensión se emplean las ecuaciones 3.15 al 3.18 para las distancias y la ecuación 3.19 del ángulo. Como guía se utiliza la Figura 3.18.

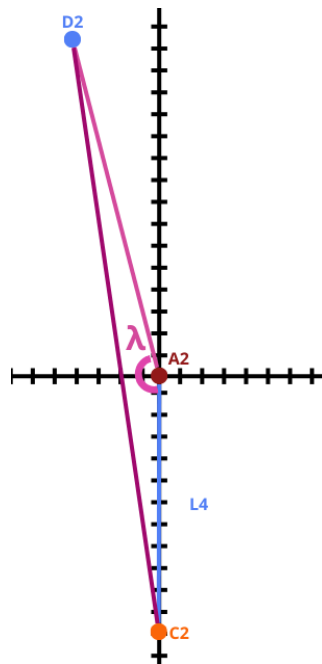


Figura 3.18: Representaciones de las uniones de la pierna izquierda vista desde el plano transversal.

3.3. Captura de movimiento

Por la posición de las uniones en el plano tridimensional, se implementan las ecuaciones 3.9 y 3.19 para la obtención de ángulos de flexión-extensión y en abducción-aducción la ecuación 3.10.

El diseño inicial de la interfaz para captura de movimiento se observa en la Figura 3.19, en el cual se deseaba buscar al sujeto por nombre completo o ID, posterior a ello mostrara solo los ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción calculados, así como las imágenes que captura la cámara Kinect v2.

Figura 3.19: Diseño inicial de la interfaz de captura de movimiento.

Al principio se desarrolló la interfaz, pero cuando se implementó se observó que era necesario almacenar los datos de altura y peso por cada estudio realizado, pie dominante y todos los datos que se observan en la sección "Datos actuales del paciente" de la Figura 3.20, de igual manera los usuarios comentaban que las fotografías frontales no proporcionaban mucha información, sino que era mejor tener fotografías laterales, teniendo estos requerimientos cubiertos y esta información, es posible almacenar la información de captura de movimiento

en cada unión del cuerpo, utilizando subVI's para realizar esta tarea, como lo que se representa en la Tabla A.3 en anexos, la cual muestra cada subVI diseñado y programado con la descripción de su funcionalidad, al igual que los iconos que los diferencian de los demás, incluye las entradas y salidas. Cada subVI cuenta con su propia documentación para su implementación.

Para realizar la obtención de movimiento en la interfaz, como se observa en la Figura 3.20, se requieren realizar los siguientes pasos:

1. Llenar información personal como: edad, altura, etc.
2. Definir el tiempo de captura de movimiento en segundos (s).
3. Definir la velocidad en km/s en el que la caminadora estará trabajando.
4. Seleccionar al paciente por nombre o ID.

Figura 3.20: Interfaz de captura de movimiento.

3.4. Interfaz para presentar la información capturada

Teniendo los datos capturados de los pacientes, es posible acceder a las imágenes y posiciones capturadas de cada paciente. Con esta información es posible que los especialistas puedan analizar los movimientos realizados e identificar anomalías. Cada subVI que fue diseñado se puede observar en la Tabla A.4 en anexos. Para realizar la obtención de movimiento en la interfaz, como se observa en la Figura 3.21, se requieren realizar los siguientes pasos:

1. Buscar al paciente por nombre completo o ID.
2. Seleccionar el archivo con terminación .xlsx.
3. Seleccionar la carpeta con las imágenes frontales o laterales.

4. Colocarse en las gráficas que se desea visualizar (sea miembro inferior o superior).
5. Observar de manera individual cada captura individualmente u observar la captura como video.

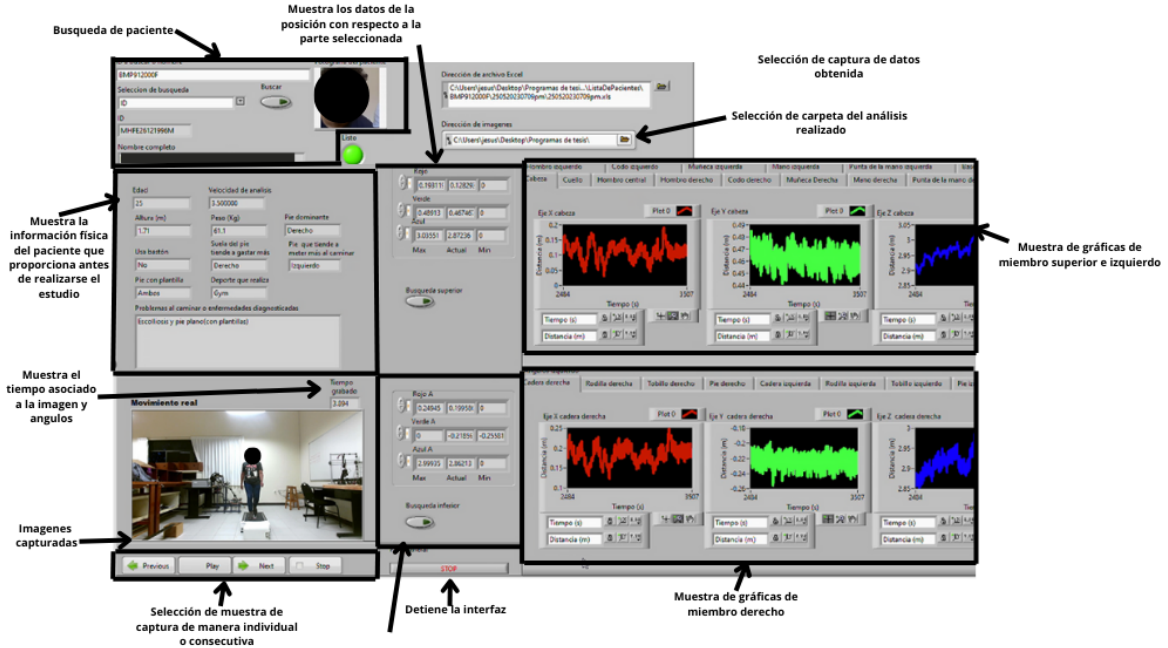


Figura 3.21: Interfaz de muestra de datos capturados.

Los diagramas de flujo de cada subVI de toda la interfaz se encuentran en el siguiente link (**dar clic:** [SubVI's](#)) primer link del **Apéndice A.8** y para observar el proceso general de captura de movimiento (**dar clic:** [proceso de captura general](#)) o el segundo link del **Apéndice A.8**.

3.5. Interfaz de réplica de movimiento en tobillo con Kinect

Teniendo las interfaces para capturar el patrón de marcha, es requerido realizar la validación de las capturas de marcha en simulación, posterior a ello en físico. Esta sección trata

sobre el desarrollo de la interfaz y la fabricación del mecanismo.

Tomando en cuenta que la zona de interés es el tobillo (sea derecho o izquierdo), se desea replicar los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. Bajo esta consideración y la ecuación 3.9, para cada movimiento se definen los ángulos de movimiento de la siguiente manera:

1. Flexión-Extensión de tobillo (Figura 3.6):

a) α ángulo de tobillo derecho.

b) β ángulo de tobillo izquierdo.

2. Abducción-aducción (Figura 3.12):

a) τ ángulo de tobillo derecho.

b) ϕ ángulo de tobillo izquierdo.

Para identificar cada uno de los ángulos y las partes del prototipo de tobillo, a continuación se describe el mecanismo utilizado. Para la réplica del movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción del tobillo se requiere un modelo 3D del mecanismo de tobillo, para esto se tiene el modelo diseñado por [55] que consta de 4 partes y genera los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción del tobillo. Este se muestra en la Figura 3.22.

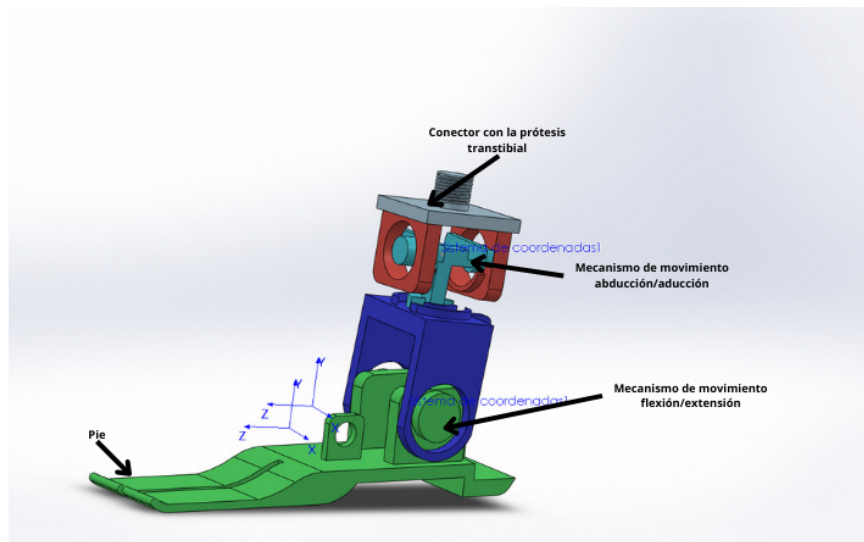


Figura 3.22: Ensamble general del mecanismo de tobillo con ejes coordenados para movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción [55].

Los modelos 3D se deben guardar con extensión .wrl para que LabVIEW permita mostrarlo de forma gráfica en el simulador, posterior a ello en la opción de sistemas de coordenadas de salida se debe seleccionar el sistema de coordenadas ya definido con anterioridad y se guarda cada uno de ellos.

Los datos capturados del sistema son enviados a través de la comunicación TCP/IP de la computadora a la ESP-32, como se observa en la Figura 3.27, para este proceso se diseñaron subVI's como se muestra en la Tabla 3.3.

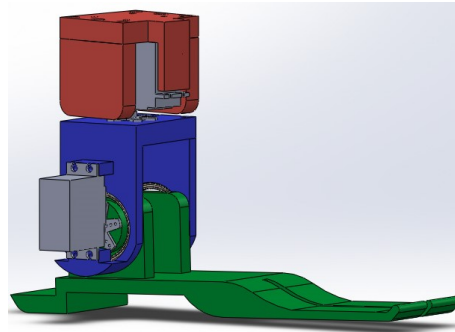


Figura 3.23: Implementación de motores en el diseño de [55], para replicar el movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción.

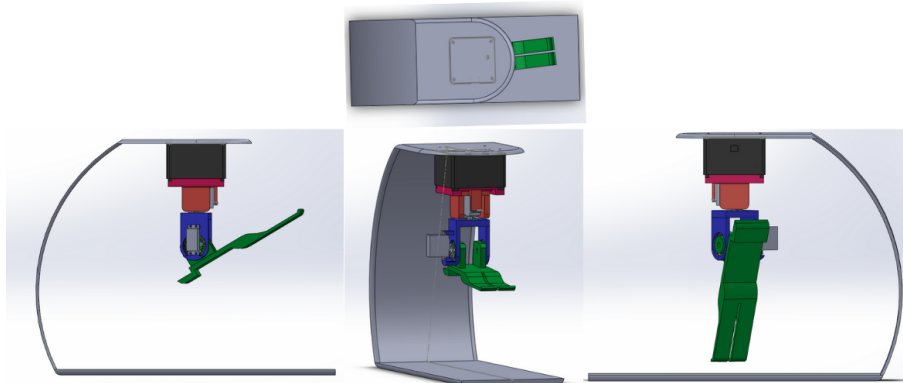


Figura 3.24: Diseño final para la implementación de réplica de movimiento de tobillo a larga distancia, combinando el de [55] y autoría propia.

3.6. Mecanismo del tobillo sin control implementado

Para la réplica de movimiento se requiere obtener los ángulos de la sección 3.5, donde el subVI “Obtención de ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción” permite adquirir la información necesaria. Obteniendo esta información capturada de forma continua, solo se requiere enviar los ángulos al subVI “Movimiento de simulación”, para observar en tiempo real la respuesta del mecanismo.

Sin el controlador, la respuesta de los actuadores tiende a no alcanzar al ángulo deseado, como se observa en la Figura 3.25 el ángulo deseado es 1, pero la respuesta del sistema sin un controlador es de 0.03 grados. Ya que la lectura con la cámara Kinect One tiende a ser continua, las variaciones constantes le dificultan llegar al ángulo deseado. En el caso de que la cámara no esté colocada de forma correcta, provoca lecturas con cambios drásticos, generando sobreesfuerzo y dañando los actuadores.

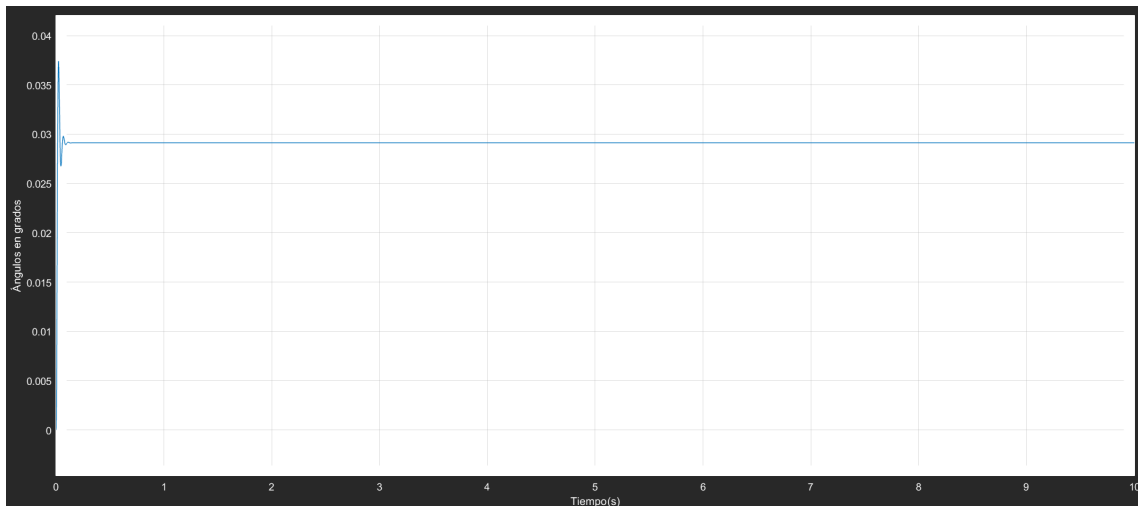


Figura 3.25: Respuesta del sistema sin control, al definir un setpoint de 1 grado, tiene un error de 0.7 grados.

3.7. Implementación del controlador PID y controladores Fuzzy

Para evitar los sobreesfuerzos en los actuadores, se propone utilizar un Control Proporcional, Integral y Derivativo (PID) para obtener la estabilidad, la respuesta transitoria y la precisión en el seguimiento de referencia (los ángulos calculados con la información proporcionada por la cámara Kinect v2). Para implementar este controlador es necesario obtener la función de transferencia, la cual se encuentra en el Apéndice A.5.1, posterior a ello se implementa una sintonización utilizando algoritmos genéticos y Ziegler Nichols, el cual se

puede observar en el Apéndice A.5.2.

Con respecto a los controladores Fuzzy, se realizaron dos controladores, los cuales están compuestos por el controlador para el movimiento de Flexión-Extensión del tobillo y Abducción-Aducción del tobillo, esto se puede observar en el Apéndice A.6.

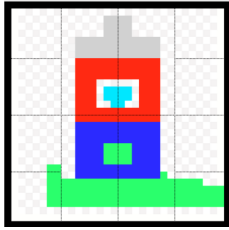
Descripción de cada subVI para réplica de movimiento de tobillo

Con las herramientas de LabVIEW se diseñaron las subVI's que se observan en la Tabla 3.2 para réplica de movimiento y guardado de datos calculados por el controlador seleccionado. El simulador de la Figura 3.26 permite observar la respuesta del sistema con control PID, control Fuzzy y sin controlador.

Para ejecutar el simulador de la Figura 3.26 se requieren los pasos siguientes:



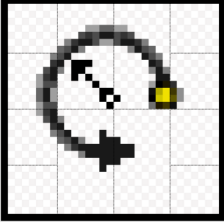
1. Select el tobillo para replicar movimiento.
2. Tipo de controlador (Fuzzy o PID).
3. Inicializar el programa.
4. Finalizar la simulación.

Tabla 3.2: Tabla de subVI's creados.

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Carga de diseños 3D.	Coloca las piezas en las posiciones correspondientes del mecanismo de tobillo.	

Continuación en la siguiente página

Tabla 3.2: Tabla de subVI's creados.

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Obtención de ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción.	Calcula los ángulos requeridos para el tobillo derecho o izquierdo utilizando la ecuación 3.9.	
Controladores Fuzzy.	Realiza las operaciones para el control de ángulos.	
Movimiento de simulación	Permite el movimiento de los ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción en la simulación	

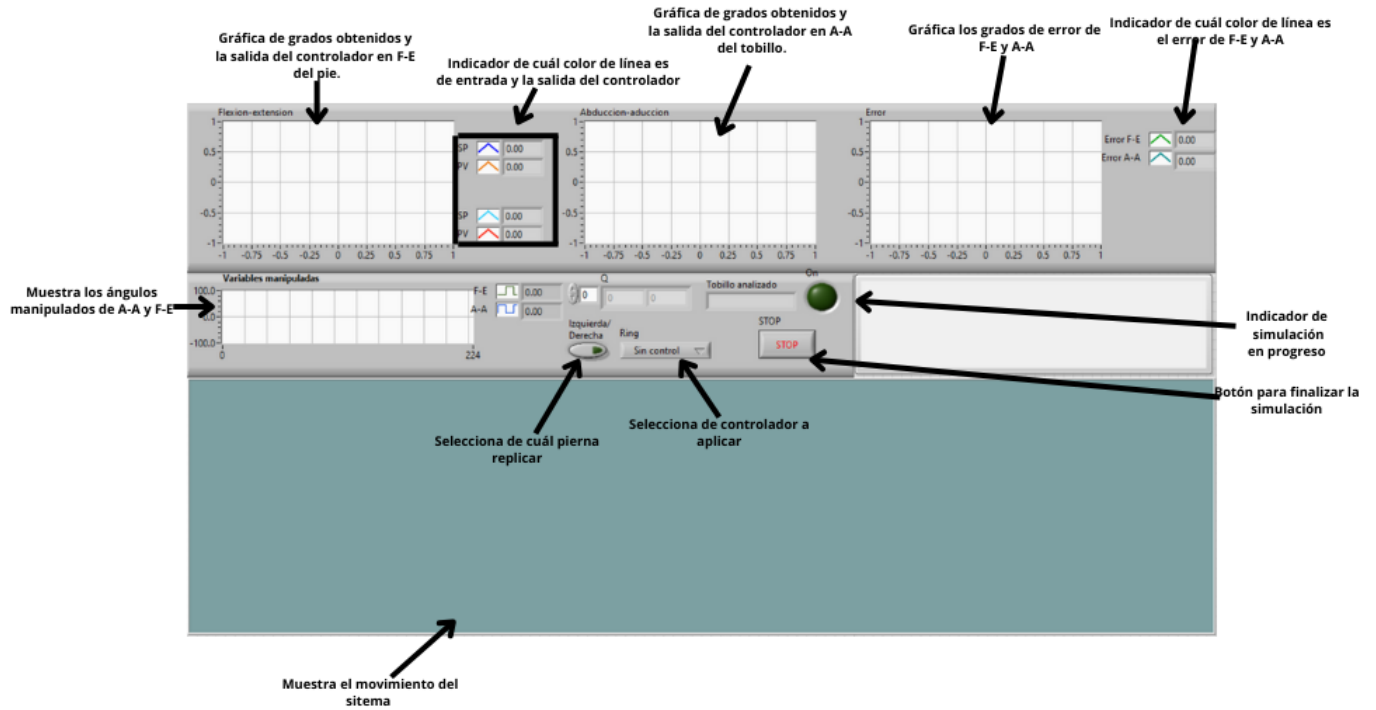


Figura 3.26: Simulador de réplica de movimiento con controlador a seleccionar.

3.8. Prototipo físico para réplica de movimiento

Conociendo la biomecánica del tobillo que se ha mencionado con anterioridad, siendo de interés los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción, se realizaron modificaciones en el diseño inicial, para colocar actuadores (servomotores), los cuales se observan en la Figura 3.23. Para la comunicación se utilizará una ESP32-Wroom extensible de 32 pines que será controlada a larga distancia; el proceso de la comunicación se observa en la Figura 3.27. También se diseñó una base para guardar el ESP32-Wroom y una base para todo el mecanismo de tobillo Figura 3.24. Respecto a la electrónica, se agregaron módulos mpu6050 para verificar los ángulos obtenidos que replicarán el prototipo Figura 3.28.

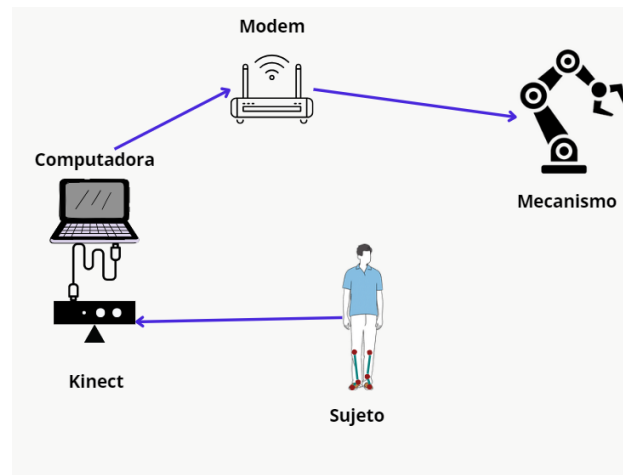
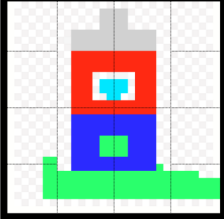



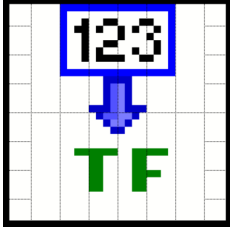
Figura 3.27: Proceso para réplica de movimiento de la cámara Kinect v2 al mecanismo.

Tabla 3.3: Tabla de subVI's creados para réplica de movimiento.

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Carga de diseños 3D.	Se encarga de colocar las piezas en las posiciones correspondientes del mecanismo de tobillo.	
Obtención de ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción.	Calcula los ángulos requeridos para el tobillo derecho o izquierdo utilizando la ecuación 3.9.	

Continuación en la siguiente página

Tabla 3.3: Tabla de subVI's creados para réplica de movimiento.

Nombre del subVI.	Descripción.	Icono.
Conversión de valor entero a booleano.	Realiza las operaciones para conversión de valor entero a flotante, posterior a ello es enviado a la dirección IP asignada (ESP32-Wroom).	
Receptor de datos.	Recibe los datos que capturan los módulos mpu6050 en Flexión-Extensión y Abducción-Aducción	Sin Icono.

Se realizó la base de madera de pino, para soportar la estructura completa del tobillo, como se observa en la Figura 3.28 y con los análisis de marcha capturados con anterioridad se utilizó la interfaz de la Figura 3.29 para enviar la información y que se replique en el mecanismo físico.



Figura 3.28: Mecanismo de tobillo de [55], construido en físico, para réplica de movimiento en tiempo real.

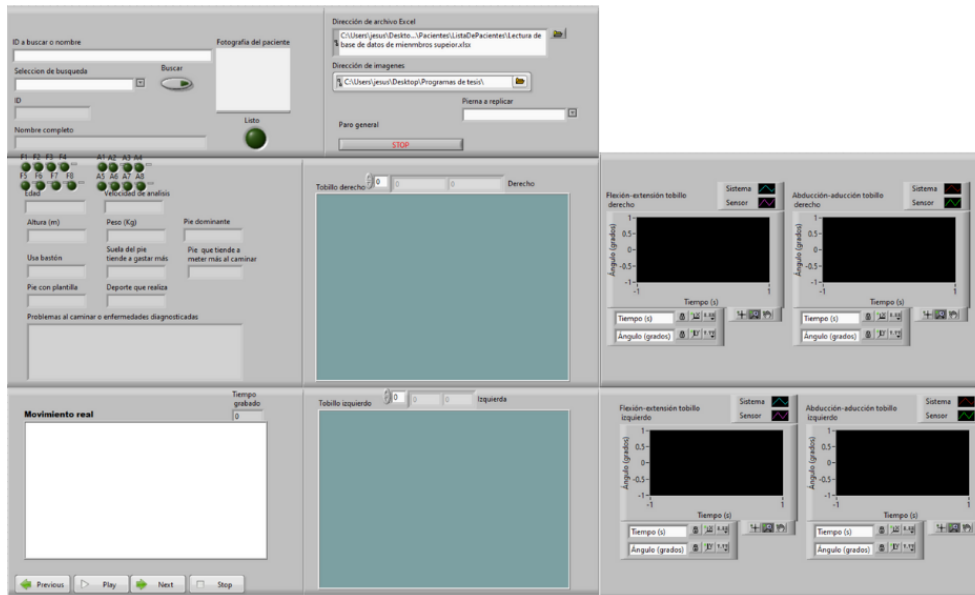


Figura 3.29: Interfaz de réplica de movimiento a larga distancia.

Los diagramas de flujo de cada Subv's se encuentran en (**dar clic:** diagramas) o el tercer link del **Apéndice A.8** y para observar el funcionamiento esta el siguiente link (**dar clic:** réplica) o el 4to link del **Apéndice A.8**.

Capítulo 4

Obtención de patrón de marcha en miembro inferior (flexión-extensión) tobillo y rodilla

Con los métodos descritos en el capítulo 4, se almacenan las posiciones tridimensionales de las articulaciones y se calculan los ángulos de flexión-extensión del tobillo y la rodilla, así como los de abducción-aducción de la rodilla. Posteriormente, se comparan y analizan los datos obtenidos en este capítulo.

4.1. Obtención del patrón de marcha

Con el objetivo de capturar las posiciones de las articulaciones durante la marcha, se tiene un ambiente controlado mediante iluminación adecuada (que permita visualizar el cuerpo completo de la persona a la cámara Kinect v2) y que cada sujeto utilice ropa deportiva pegada al cuerpo. Las posiciones de las cámaras se detallan en la Figura 4.1. La configuración de dos

cámaras permite que la cámara Kinect capture las posiciones de las articulaciones, mientras que la segunda cámara proporciona una vista lateral de la persona durante la caminata.

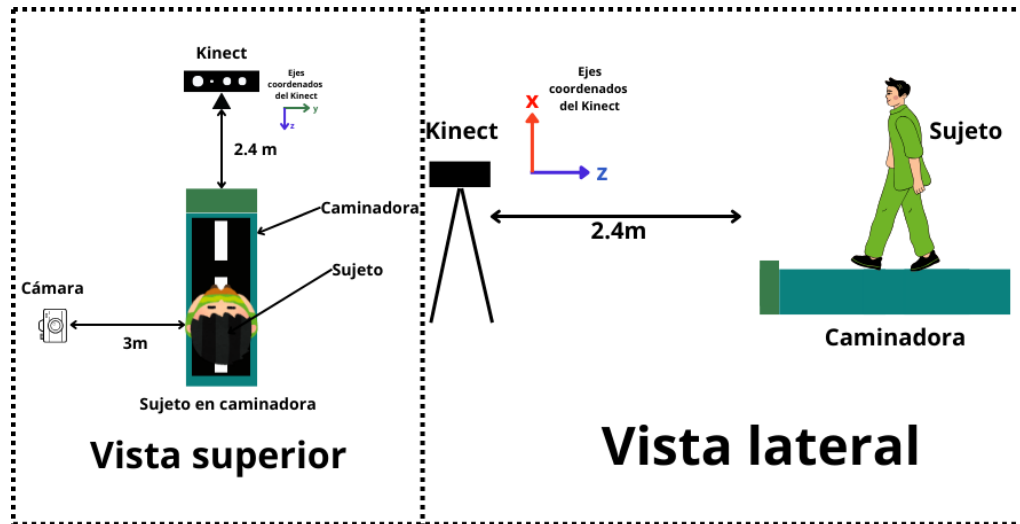


Figura 4.1: Posiciones de las cámaras con respecto a la caminadora para la obtención de datos frontales y laterales.

La base de datos está compuesta por las capturas de marcha de 20 participantes, 10 hombres y 10 mujeres. Se realizaron dos tipos de capturas de movimiento: una con ropa y calzado casual (no holgados ni de colores oscuros) y otra con ropa deportiva (también no holgada ni de colores oscuros) y sin calzado. En total, la base de datos contiene 40 registros: 20 con ropa casual y calzado y 20 con ropa deportiva y descalzos, este estudio en cada sujeto fue en un tiempo de 2 minutos.

Los rangos máximo y mínimo de las articulaciones están establecidos para los tobillos en A-A (Abducción-Aducción) son de 0.95 rad a 2.35 rad, y en F-E (Flexión-Extensión) se establecen de 1.22 rad a 2.09 rad. Debido a que los sujetos son diestros en su pierna, esto genera adaptación musculoesquelética en sujetos masculinos y femeninos, tomando en cuenta este factor, se aumentó el valor de tolerancia de la rodilla en F-E, los ángulos establecidos se modificaron de 0.17 rad a 2.61 rad.

En las tablas 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4 de los subtemas 4.1.1 y 4.1.2, el color rojo representa los valores que están fuera de los rangos de F-E y A-A establecidos, el color naranja representa los valores que se encuentran dentro de los rangos (restando a su mínimo 0.52 rad y sumándole

al máximo 0.52) y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.

4.1.1. Hombres

Se obtuvieron las capturas de movimiento de 10 sujetos masculinos, y se compararon los valores de grados máximo y mínimo en cada sujeto obtenidos con la cámara Kinect v2. Se empleó la cámara Kinect v2, para tener una vista lateral izquierda (Figura 4.2 a)) en el segundo 0.13 y la vista frontal (Figura 4.2 b)).



Figura 4.2: Obtención de posiciones del sujeto BRJL30112003M.

Se calcularon los valores máximos y mínimos de los ángulos de F-E de tobillo y rodilla, esos cálculos son de sujetos masculinos con ropa casual y deportiva, los ángulos de A-A de tobillo con ropa casual en la Tabla 4.1, la pierna izquierda se representa como PI y la pierna derecha con PD. Los porcentajes de los valores máximos y mínimos de los ángulos de F-E y A-A se muestran en la Figura 4.3, la gráfica superior derecha muestra los porcentajes de valores dentro del rango establecido de color azul, dentro del rango de tolerancia con el color naranja, y los valores fuera del rango de tolerancia de color gris en los movimientos de A-A de sujetos masculinos con ropa casual y calzado, la gráfica superior derecha muestra los porcentajes de igual forma, pero ahora en F-E y la gráfica central inferior muestra los porcentajes generales de toda la Tabla 4.1, se observa que el 94.1% representa los valores dentro del rango aceptado.

De igual manera, se obtuvieron los valores máximos y mínimos de los ángulos de los

sujetos masculinos, pero con ropa deportiva y sin calzado, como se observa en la Tabla 4.2. En la gráfica superior derecha de la Figura 4.4 se observan los porcentajes de valores dentro del rango establecido de color azul, dentro del rango de tolerancia es con el color naranja, y los valores fuera del rango de tolerancia de color gris en los movimientos de A-A de, la gráfica superior derecha muestra los porcentajes de igual forma, pero ahora en F-E, y la gráfica central inferior muestra los porcentajes generales de toda la Tabla 4.4. Se observa que el 95% son valores que están dentro del rango establecido.

Tabla 4.1: Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba masculinos, utilizando ropa casual y calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.

ID	PD	PI	PD	PI	PD	PI
	A-A Tobillo	F-E Tobillo	F-E Tobillo	F-E Rodilla		
BRJL30112003M	1.48°-1.76°	0.86°-2.28°	1.11°-1.89°	1.49°-1.73°	0.86°-2.21°	0.95°-1.87°
CHSA1511997M	1.39°-1.60°	0.99°-2.24°	1.04°-1.99°	1.55°-1.73°	0.99°-2.24°	0.93°-1.91°
VMS24102000	0.39°-2.35°	0.08°-2.19°	1.05°-1.90°	0.64°-2.24°	0.15°-2.28°	1.00°-1.86°
LSJA371998M	1.40°-1.60°	1.19°-2.24°	0.88°-1.89°	1.44°-1.77°	1.02°-2.25°	0.94°-1.92°
CGEL1542000M	1.42°-1.71°	0.91°-2.27°	0.98°-2.00°	1.46°-1.82°	0.89°-2.45°	0.99°-2.02°
QAAA2172000M	1.44°-1.84°	0.99°-2.29°	0.91°-1.94°	1.55°-1.74°	0.95°-2.25°	0.98°-1.92°
CDJF1851997M	1.42°-1.62°	1.11°-2.26°	0.95°-1.92°	1.57°-1.91°	1.13°-2.26°	0.83°-1.83°
RHGI2282001M	1.42°-1.64°	0.79°-2.25°	0.96°-1.95°	1.45°-1.80°	0.83°-2.29°	0.95°-1.93°
NMFA3051999M	1.47°-1.85°	1.08°-2.33°	0.93°-2.03°	1.52°-1.75°	1.13°-2.26°	0.86°-1.96°
GCJA1872000M	1.44°-1.69°	0.85°-2.26°	1.05°-1.91°	1.51°-1.72°	1.03°-2.23°	1.04°-1.89°

Tabla 4.2: Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba masculinos, utilizando ropa deportiva y sin calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.

	PD	PI	PD	PI	PD	PI
	A-A Tobillo	A-A Tobillo	F-E Tobillo	F-E Tobillo	F-E Rodilla	F-E Rodilla
BRJL30112003M	1.43°-1.74°	0.99°-2.23	1.04°-1.92°	1.51°-1.75°	0.97°-2.24°	1.03°-1.91°
CHSA1511997M	1.35°-1.60°	1.07°-2.25°	1.03°-2.02°	1.56°-1.76°	1.11°-2.24°	0.96°-1.95°
VMS24102000	1.36°-1.64°	1.13°-2.27°	1.17°-1.71°	1.55°-1.80°	1.09°-2.22°	1.13°-1.71°
LSJA371998M	0.02°-1.73°	0.16°-2.41°	0.81°-1.97°	1.11°-2.35°	0.36°-3.10°	0.84°-1.98°
CGEL1542000M	1.32°-1.83°	0.96°-2.44°	0.81°-1.84°	1.46°-1.89°	0.90°-2.52°	1.02°-1.91°
QAAA2172000M	1.34°-1.70°	1.03°-2.46°	0.95°-1.77°	1.55°-1.83°	1.11°-2.36°	1.00°-1.78°
CDJF1851997M	1.36°-1.58°	1.26°-2.28°	0.97°-1.82°	1.57°-1.79°	1.27°-2.24°	0.86°-1.75°
RHGI2282001M	1.39°-1.67°	0.98°-2.36°	0.93°-1.80°	1.53°-1.79°	0.92°-2.31°	0.97°-1.75°
NMFA3051999M	1.27°-1.65°	1.00°-2.33°	0.94°-1.97°	1.53°-1.85°	1.11°-2.42°	0.84°-1.95°
GCJA1872000M	1.43°-1.71°	0.98°-2.33°	1.02°-1.66°	1.49°-1.79°	1.06°-2.29°	1.04°-1.88°

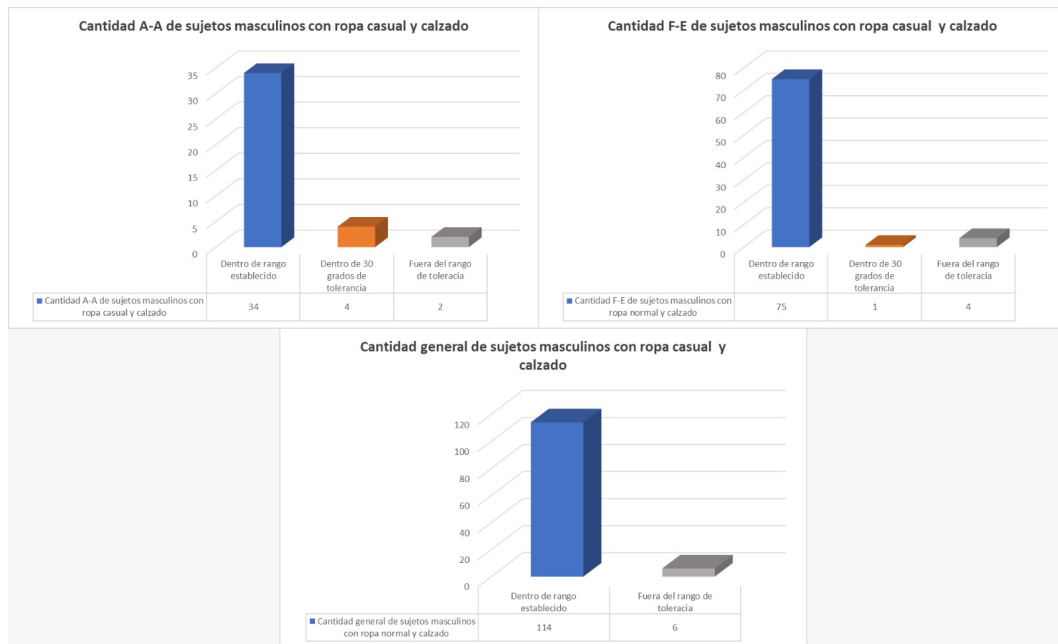


Figura 4.3: Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.1, para observar a detalle, seguir el 13vo link del **Apéndice A.8** o **clic:resultado**.

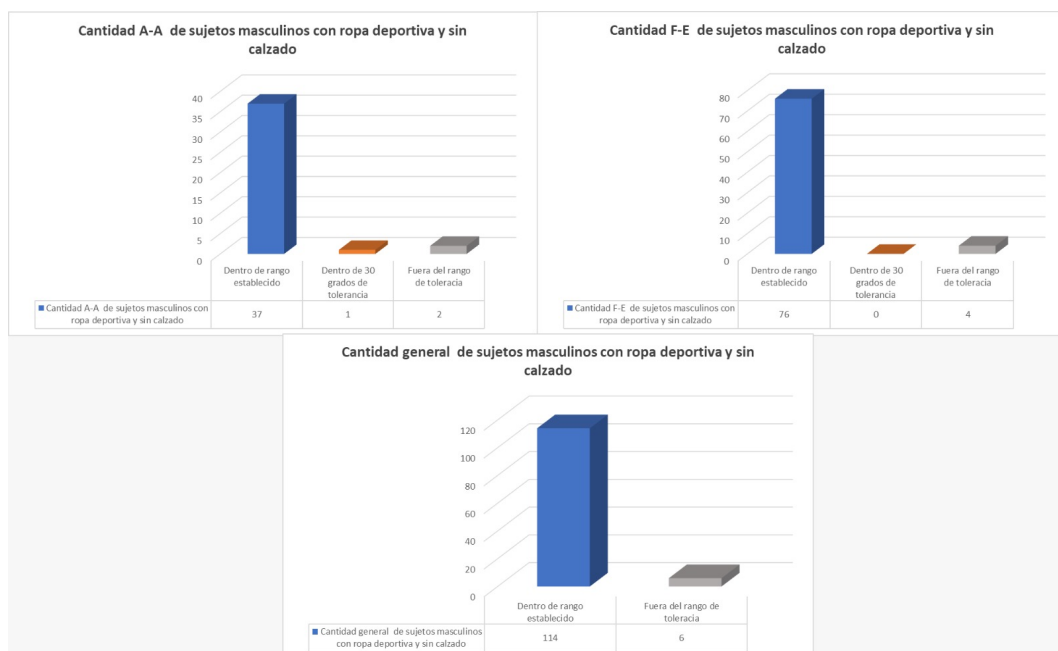


Figura 4.4: Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.2, para observar a detalle, seguir el 14vo link del **Apéndice A.8** o **clic:resultado**.

En la Tabla 4.1 se tienen 7 valores mayores a 0.52 rad en máximos y mínimos dentro del rango establecido (color rojo), debido al calzado utilizado durante la obtención de movimiento y 5 valores dentro de 0.52 rad más de lo establecido (color naranja). El tercer sujeto presenta valores fuera de lo establecido, la razón de ello es que el sujeto tiene pie plano y fractura de rodilla por practicar taekwondo. En la Tabla 4.2 se encuentran 2 valores naranjas y 7 rojos, mostrando más valores dentro del rango correcto de F-E del tobillo y rodilla, y A-A del tobillo, los casos mencionados fueron capturados con ropa deportiva y sin calzado. El cuarto sujeto presenta anomalías igualmente debidas a que tiene el pie plano. El que los errores sean menores que con la Tabla 4.1 se debe a que la cámara Kinect v2 puede captar mejor las uniones del cuerpo humano al observarlo con la cámara, a diferencia de utilizar ropa casual masculina, que en su mayoría tiende a ser holgada en parte superior e inferior, es holgada debido a que no permite identificar en que parte se encuentra la rodilla, tobillo o caderas para la parte inferior, siendo esto debido a la moda mexicana, como se observa en la Figura 4.5.



Figura 4.5: Muestra de ropa utilizada de algunos sujetos masculinos.

4.1.2. Mujeres

Se obtuvieron las capturas de movimiento de 10 sujetos femeninos, y se compararon los valores de grados máximo y mínimo en cada sujeto. Se empleó la cámara Kinect v2.

Como se puede observar en la Figura 4.6 a) se adquiere una imagen desde la vista lateral en el segundo 0.13, y b) una imagen en vista frontal en el segundo 0.13.



Figura 4.6: Obtención de posiciones del sujeto MSFI2042000.

Los valores máximos y mínimos de los ángulos del tobillo con ropa casual y calzado están en la Tabla 4.3, en la Figura 4.7 se muestra los porcentajes de valores dentro del rango que puede realizar el tobillo de F-E de la Tabla 4.3, dentro del rango de tolerancia con el color naranja, y los valores fuera del rango de tolerancia de color gris en los movimientos de A-A, siendo el 92 % valores permitidos en sujetos femeninos con ropa casual y calzado, la gráfica superior derecha muestra los porcentajes de igual forma, pero ahora en F-E, siendo el 99 % de valores permitidos, y la gráfica central inferior muestra el porcentaje general que es un 98 % de valores permitidos de toda la tabla 4.7. La Figura 4.7 muestra los porcentajes de valores dentro del rango establecido (color azul), dentro del rango de tolerancia (color naranja) y los valores fuera del rango de tolerancia (color gris), estos valores fueron obtenidos de los sujetos femeninos a quienes se le realizaron la captura de movimiento con ropa deportiva y sin calzado, esta información se puede observar en la Tabla 4.4, en los movimientos de A-A de sujetos, siendo el 97 % dentro del rango establecido en femeninos con ropa deportiva y sin calzado. La gráfica superior derecha muestra los porcentajes de igual forma, pero ahora en F-E con un 97 % de valores dentro del rango establecido y la gráfica central inferior muestra los porcentajes generales de toda la Figura 4.8, se observa que el 98 % representa valores dentro del rango establecido general.

Tabla 4.3: Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba femeninos, utilizando ropa casual y calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.

	PD	PI	PD	PI	PD	PI
ID	A-A Tobillo	A-A Tobillo	F-E Tobillo	F-E Tobillo	F-E Rodilla	F-E Rodilla
NMZ2682004F	1.30°-1.86°	0.90°-2.40°	0.88°-1.96°	1.37°-1.79°	0.88°-2.37°	0.90°-1.94°
MVIE3111998F	1.42°-1.69°	1.12°-2.29°	0.99°-1.88°	1.50°-1.75°	1.09°-2.21°	1.00°-1.87°
OMA20102004F	1.44°-1.60°	1.16°-2.23°	0.93°-1.85°	1.55°-1.79°	0.94°-2.21°	0.91°-1.82°
MRCAT792001F	1.44°-1.77°	1.11°-2.28°	0.99°-1.89°	1.50°-1.78°	1.13°-2.28°	0.98°-1.90°
PCDL1771998F	1.46°-1.84°	0.94°-2.34°	0.94°-1.91°	1.42°-1.79°	0.86°-2.25°	0.94°-1.88°
MSFI2042000	1.18°-1.84°	0.60°-2.17°	0.91°-1.90°	1.36°-1.73°	0.49°-2.21°	0.94°-1.89°
CME8111991F	1.45°-1.61°	1.21°-2.07°	0.92°-1.86°	1.52°-1.69°	1.25°-2.11°	0.95°-1.85°
CRD2241995F	1.42°-1.66°	1.16°-2.20°	1.02°-1.91°	1.44°-1.78°	1.24°-2.18°	0.98°-1.87°
TBS871988F	1.44°-1.64°	1.26°-2.26°	1.06°-2.04°	1.46°-1.71°	1.24°-2.23°	1.06°-1.99°
MGAP22122000F	1.38°-1.64°	1.11°-2.29°	0.96°-1.87°	1.37°-1.75°	1.10°-2.19°	0.91°-1.86°

Tabla 4.4: Ángulos máximos y mínimos de los tobillos, rodillas con sujetos de prueba femeninos, utilizando ropa deportiva y sin calzado, el color rojo representa los valores que salen 30° de los establecidos, el color naranja dentro de los 30° y de color azul aquellos ángulos dentro del rango.

ID	A-A Tobillo	A-A Tobillo	F-E Tobillo	F-E Tobillo	F-E Tobillo	F-E Rodilla	F-E Rodilla
NMZ2682004F	1.41°-1.71°	0.95°-2.37°	0.88°-1.96°	1.44°-1.77°	0.93°-2.35°	0.86°-1.93°	
MVIE3111998F	1.45°-1.69°	1.18°-2.29°	0.91°-1.91°	1.49°-1.69°	1.06°-2.24°	0.88°-1.90°	
OMA20102004F	1.43°-1.60°	1.22°-2.26°	0.97°-1.92°	1.54°-1.75°	1.05°-2.20°	0.99°-1.87°	
MRCA792001F	1.46°-1.67°	1.14°-2.29°	0.98°-1.91°	1.52°-1.76°	1.21°-2.29°	0.99°-1.94°	
PCDL1771998F	1.43°-1.79°	1.06°-2.33°	0.94°-1.95°	1.45°-1.77°	0.96°-2.26°	0.92°-1.87°	
MSFI2042000	1.41°-1.67°	1.17°-2.23°	0.98°-1.83°	1.37°-1.71°	1.11°-2.16°	1.01°-1.85°	
CME8111991F	1.42°-1.66°	1.13°-2.20°	0.83°-1.90°	1.51°-1.74°	1.13°-2.19°	0.86°-1.87°	
CRD2241995F	1.27°-1.67°	0.70°-2.24°	1.04°-1.96°	1.45°-2.16°	0.77°-2.20°	1.00°-1.89°	
TBS871988F	1.43°-1.66°	1.25°-2.28°	1.03°-2.00°	1.48°-1.71°	1.23°-2.22°	0.99°-1.98°	
MGAP22122000F	1.39°-1.63°	1.15°-2.27°	0.98°-1.88°	1.41°-1.69°	1.12°-2.21°	0.92°-1.88°	

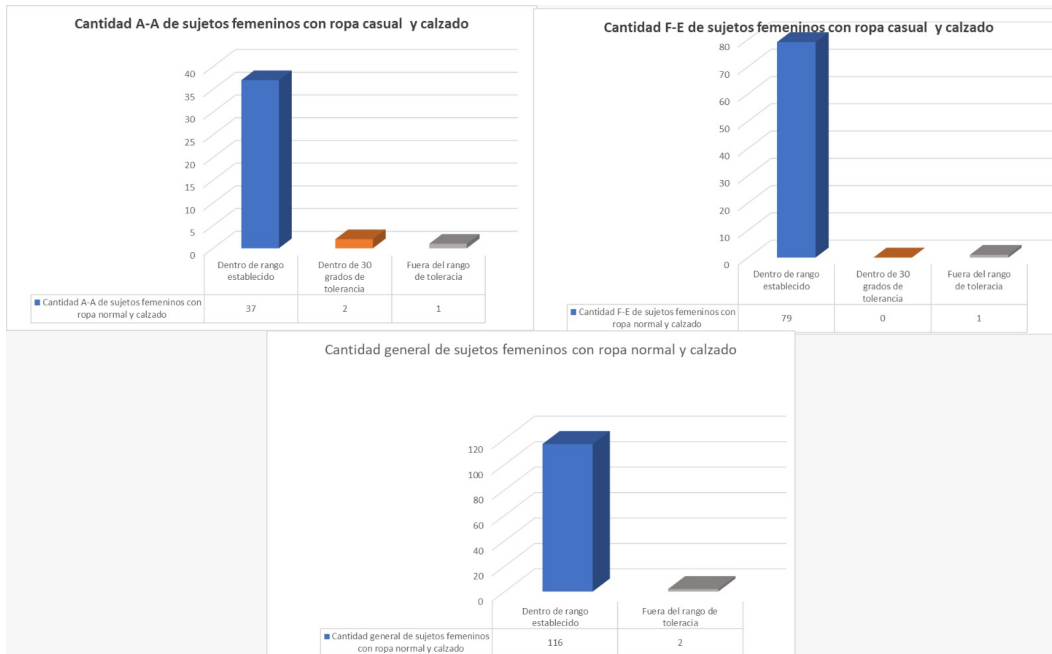


Figura 4.7: Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.3, para observar a detalle, seguir el 15vo link del **Apéndice A.8** o **clik:resultado**.

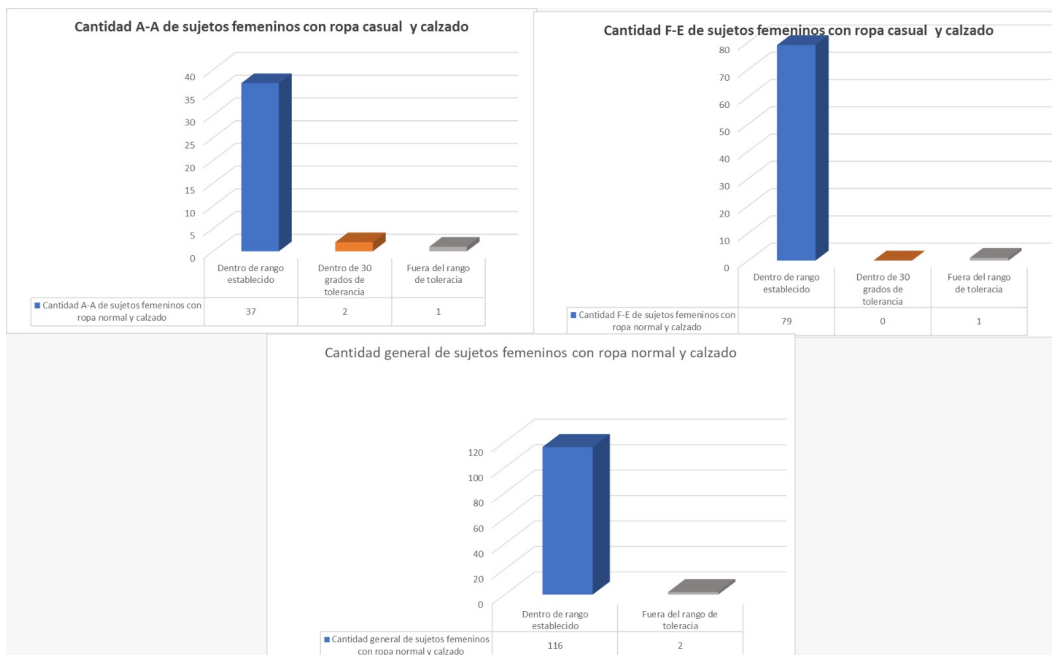


Figura 4.8: Gráficas que representan el porcentaje de lecturas de la Tabla 4.4, para observar a detalle, seguir el 16vo link del **Apéndice A.8** o **clik:resultado**.

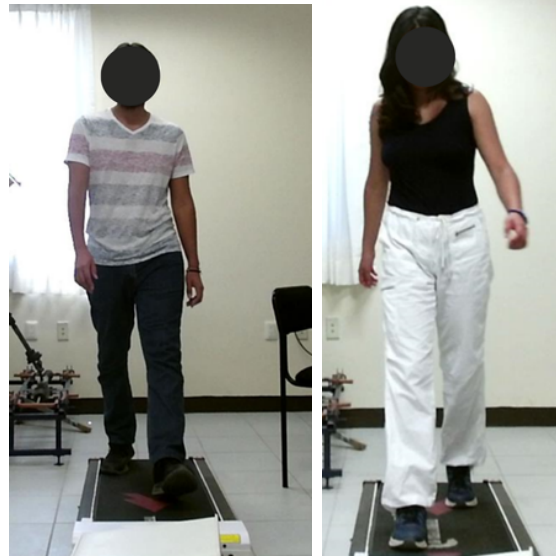
En la Tabla 4.3 se obtuvieron 2 valores fuera de 0.52 rad definidos dentro del rango (color naranja) y 2 valores fuera del rango de 0.52 rad. El primer sujeto representa anomalías; la razón de ello es que tiende a tener dolor en las piernas al hacer ejercicio constante y practica taekwondo. En la Tabla 4.4 existen 1 valor naranja y 2 rojos, de igual manera, los sujetos masculinos se observan menos valores de ángulos fuera del rango de 0.52 rad. Debido a que en mujeres la ropa tiende a ser pegada al cuerpo, reduce la dificultad de la cámara Kinect v2 para obtener las posiciones de las uniones, como se observa en la Figura 4.9.



Figura 4.9: Muestra de ropa utilizada de algunos sujetos femeninos.

4.1.3. Analisis de resultados

El tobillo realiza movimientos en A-A (Abducción-Aducción) y van de los 0.95° a 2.35° , en F-E (Flexión-Extensión) van de 1.22° a 2.09° , y la rodilla en F-E tiene ángulos de 0.17° a 2.61° . En el análisis de sujetos femeninos y masculinos, los cuales usan ropa casual y calzado, se observan valores fuera dentro del rango establecido que puede realizar el ser humano. Como el sujeto VMS24102000 en la Tabla 4.1 y el sujeto NMZ2682004F en la Tabla 4.3 los cuales usan ropa que tiende a ser holgada al realizar la caminata, le es complicado poder predecir la unión del tobillo, originando que se tengan ángulos fuera de lo establecido Figura 4.10.



(a) Ropa utilizada por sujeto VMS24102000. (b) Ropa utilizada por sujeto MS-FI2042000.

Figura 4.10: Diferencia entre ropa para hombre y mujer que originan dificultades al calcular los ángulos A-A y F-E por lo holgado que los hombres tienen como ropa casual en su mayoría.

Existen diferencias al utilizar ropa casual, con calzado, sin calzado, ropa deportiva con y sin calzado, esto debido a que, por un lado, la percepción de la cámara Kinect v2 es más precisa cuando puede detectar directamente las articulaciones del cuerpo, de ahí el que con ropa pegada al cuerpo permite mejores lecturas. En el análisis de la marcha, es importante considerar la altura del calzado, la forma e incluso los materiales con los que está hecho, ya que esto condiciona la forma de caminar del sujeto de prueba. Si el sujeto se encuentra descalzo se pueden apreciar mejor sus patologías, ya que en este caso los zapatos sirven como corrector de movimiento del pie, más aún si se usan plantillas. Con base en la revisión de la literatura se encontró que, como mencionaba [29], no se pueden estandarizar los resultados porque existe una gran diversidad de personas, pero sí se pueden tener valores aproximados, porque la biomecánica del cuerpo humano ya tiene definidos ángulos de movimiento.

4.2. Movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción en prototipo físico

Para la verificación de la réplica de movimiento con el prototipo, se toman los datos capturados de la sección 4.1. Para la prueba, se selecciona al azar un ángulo de la captura de hombres y mujeres con ropa casual y calzado. Debido a que el error de lectura del goniómetro es de $\pm 2^\circ$, se calculó el rango mayor y menor del valor de lectura realizado, posterior a ello se observan si el valor calculado con la cámara Kinect v2 está dentro del rango.

Se midieron los ángulos capturados con goniómetro universal con rango de 360 grados, se compararon con los ángulos calculados con el sistema (K) y el goniómetro (G), y se muestra la lectura con los módulos mpu6050 (M) para ver que la réplica sea la misma que con el Kinect. En Hombres se observan en la Tabla 4.5, el cual muestra los valores válidos dentro del rango de error de lectura con el goniómetro analógico. El error de lectura de esta herramienta es de $\pm 2^\circ$. Los ángulos medidos con el goniómetro y proporcionados por la cámara Kinect v2, posteriormente calculados matemáticamente en sujetos femeninos, se observan en la Tabla 4.6, en esta tabla se observan los porcentajes de valores dentro del rango establecido en flexión-extensión y abducción-aducción.

Tabla 4.5: Tabla comparativa de ángulos en tobillo izquierdo y derecho en sujetos masculinos.

ID	PD						PI					
	F-E			A-A			F-E			A-A		
	K	G	M	K	G	M	K	G	M	K	G	M
BRJL30112003M	99	100	98	0	2	0	70	71	69	4	6	4
CHSA1511997M	83	81	82	2	2	2	105	104	104	6	7	6
VMS24102000	108	110	107	8	9	8	76	74	75	2	1	2
LSJA371998M	39	41	38	176	174	176	95	93	94	8	8	8
CGEL1542000M	90	90	89	0	1	0	90	91	89	0	2	0
QAAA2172000M	87	85	86	176	174	176	95	93	94	1	2	1
CDJF1851997M	120	120	119	3	4	3	86	83	85	7	9	7
RHGI2282001M	98	100	87	7	9	7	90	90	89	166	166	166
NMFA3051999M	92	91	91	5	6	5	93	92	92	9	9	9
GCJA1872000M	95	93	94	4	6	6	101	101	100	5	5	5

Tabla 4.6: Tabla comparativa de ángulos en tobillo izquierdo y derecho en sujetos femeninos.

ID	PD						PI					
	F-E			A-A			F-E			A-A		
	K	G	M	K	G	M	K	G	M	K	G	M
NMZ2682004F	99	100	98	5	5	5	81	82	82	3	1	3
MVIE3111998F	123	124	122	2	2	2	85	83	80	2	2	2
OMA20102004F	98	98	97	4	6	4	97	96	96	2	2	2
MRC792001F	128	130	127	2	3	2	83	82	82	1	1	1
PCDL1771998F	111	110	110	89	90	89	133	133	132	1	1	1
MSFI2042000	87	86	86	4	6	4	61	60	60	6	7	6
CME8111991F	85	83	84	3	5	3	52	50	53	1	2	1
CRD2241995F	112	112	111	5	6	5	82	83	82	3	4	3
TBS871988F	107	110	108	5	7	5	91	90	92	1	1	1
MGAP22122000F	71	70	70	1	1	1	93	92	94	3	4	3

En la Tabla 4.5 se observan los sujetos masculinos y en sujetos femeninos que están en la Tabla 4.6, se observa que las medidas calculadas por medio de la cámara Kinect v2, se encuentran dentro del rango de error que tiene el gonómetro, lo que muestra que la captura de datos con la cámara Kinect v2 si captura los movimientos angulares del tobillo dentro de los parámetros correctos con los datos seleccionados.

4.3. Movimiento general del cuerpo

Teniendo la base de datos de la sección 4.1, se obtienen las gráficas de las Figuras 4.12, 4.13 y 4.14, donde los ángulos obtenidos se compararán con los de la Figura 4.11 que son de una base de datos obtenida en [58], en la cual se tienen los ángulos de tobillo, rodilla y cadera. El objetivo de esta comparación es observar la similitud con respecto a tendencias o

ciclos durante la marcha.

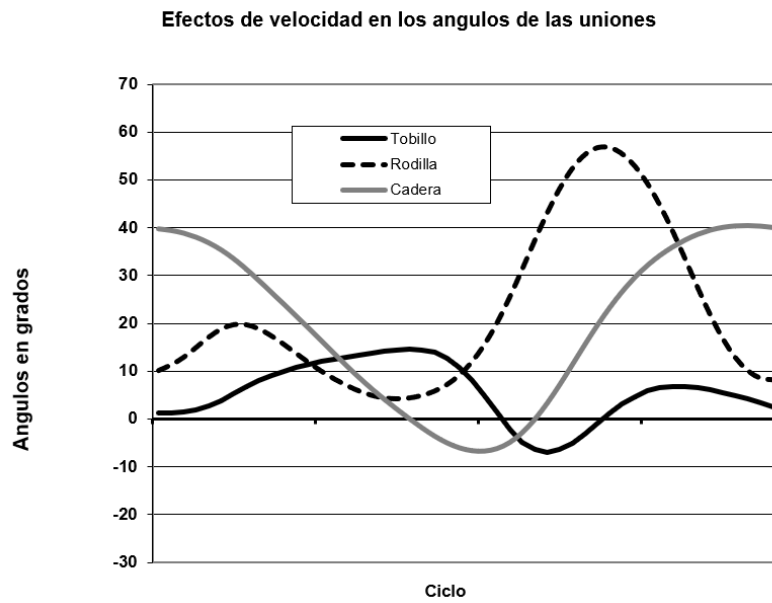


Figura 4.11: Gráfica de ángulos del tobillo, rodilla y tobillo [58].

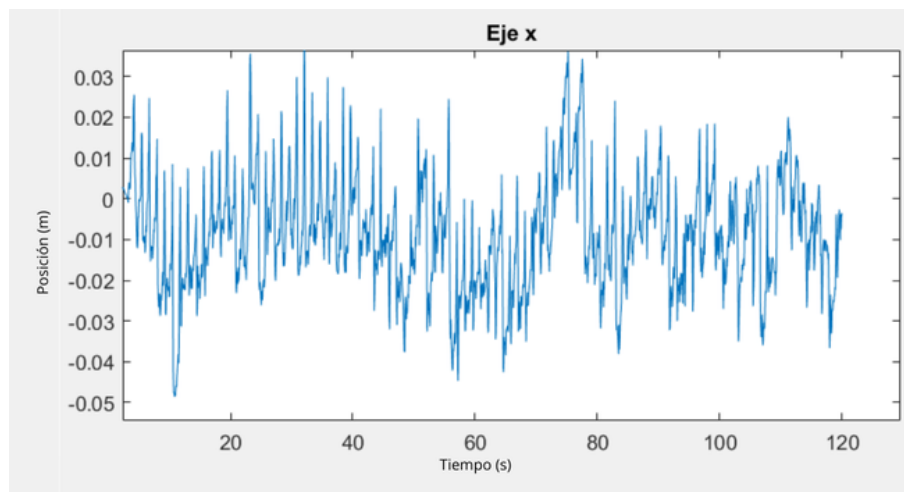


Figura 4.12: Gráfica de ángulos del tobillo izquierdo del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.

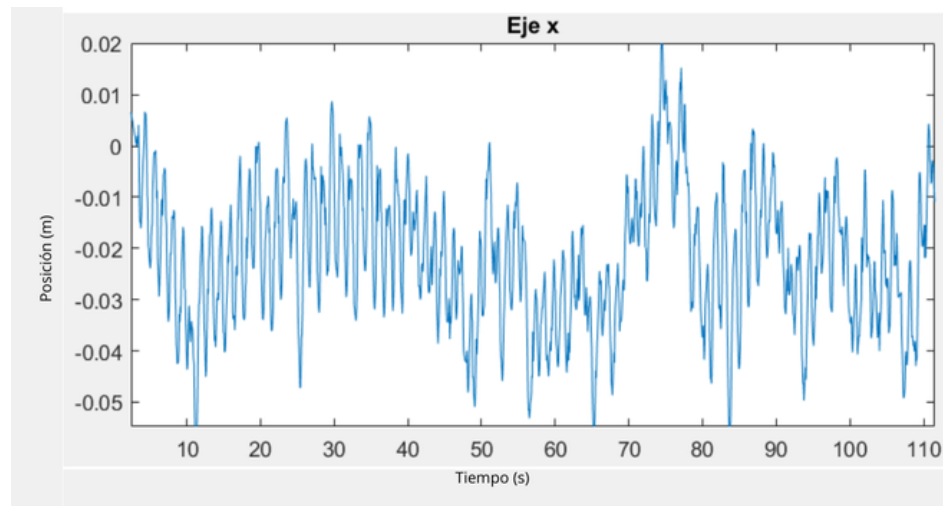


Figura 4.13: Gráfica de ángulos de la rodilla izquierda del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes, donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.

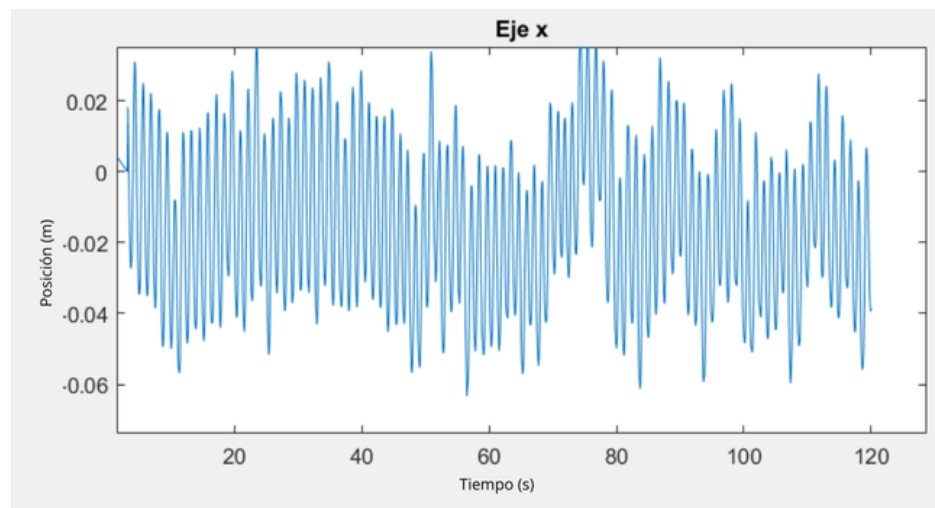


Figura 4.14: Gráfica de ángulos de la cadera izquierda del sujeto GCJA1872000M, eje x siendo el tiempo y y los ángulos en radianes, donde se observa un ciclo con respecto al tiempo, este inicializa la caminara, hasta finalizar y la estacionalidad en la caminata.

En el caso de la Figura 4.11 se observa que existe una periodicidad en el movimiento de tobillo, rodilla y cadera, teniendo valores máximos y mínimos de posiciones. En el caso de los

datos tomados de la Figura 4.12, 4.13 y 4.14 se observa una estacionalidad en el movimiento de tobillo (viendo su variación periódica en cada cierto tiempo), rodilla y cadera, teniendo valores máximo y mínimo de grados, siendo estos mostrados en la Tabla 4.1. Debido a que la base de datos de [58] fue realizada con otros sujetos femeninos y masculinos, solo se puede comparar de manera general (características que tiene la marcha).

4.4. Predicciones con series de tiempo del movimiento del cuerpo humano.

En esta sección se implementa la metodología CRISP-DM para preparar la base de datos obtenida, con la finalidad de hacer una comparativa de las predicciones realizadas entre técnicas estadísticas y modelos LSTM entrenados con esta base de datos.

4.4.1. Metodología CRISP-DM.

Proceso estándar en la industria cruzada para la minería de datos (CRISP-DM, por sus siglas en inglés) [59]. CRISP-DM incluye un modelo y una guía, estructurados en seis fases, algunas de las bidireccionales, lo cual permite que una fase en concreto se puede volver a una fase anterior para revisarla, donde la cadena de fases no tienen que ser ordenada desde la primera hasta la última.

Esta metodología está constituida por:

1. **Comprensión del proyecto:** Esta primera fase se encarga de agrupar las tareas para comprender los objetivos y requisitos del proyecto desde una perspectiva de negocio o proyecto.
2. **Comprensión de los datos:**

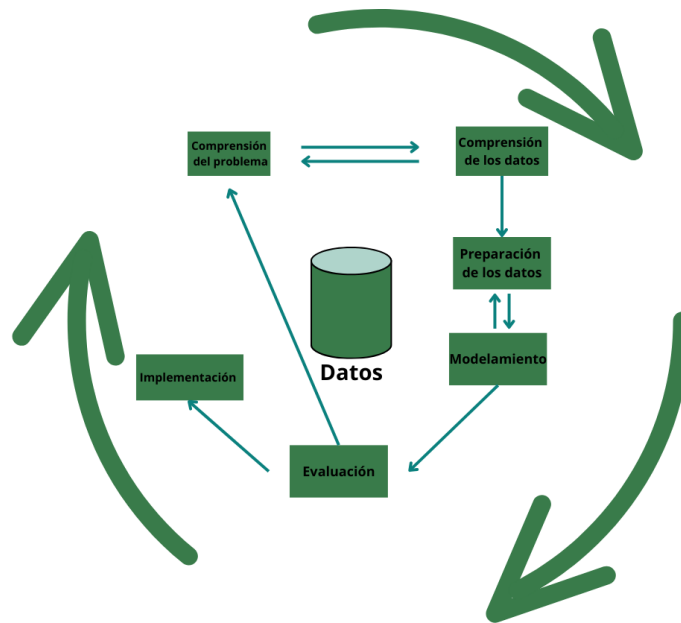


Figura 4.15: Fases las cuales constituyen la metodología CRISP-DM y las secuencias a seguir entre ellas [59].

3. **Esta segunda fase se comprende la recolección inicial de los datos con el objetivo de definir un primer contacto con el problema, además de familiarizarse con ellos, identificar su calidad y establecer las relaciones más evidentes que permitan definir las primeras hipótesis.**
4. **Preparación de los datos:**En esta fase, ya una vez realizada la recolección inicial de los datos (ángulos y posiciones en X, Y y Z del tobillo), se realiza la preparación para adaptarlos a las técnicas de minería de datos que se van a utilizar posteriormente, estas pueden ser técnicas de visualización de datos, de búsqueda de relaciones entre variables u otras medidas para explotación de los datos.
5. **Modelado:**En esta fase se seleccionan las técnicas de modelado más adecuadas para el proyecto de minería de datos específico, con los datos que ya se mencionaron. Previamente, al modelado de los datos se debe determinar una forma de evaluar los modelos que permitan establecer el grado de adecuación de cada uno de ellos. Después de finalizar estas tareas genéricas se procede a la creación y evaluación del modelo.
6. **Evaluación:**En esta fase se valora el modelo, teniendo en cuenta el cumplimiento de los

criterios de éxito del problema. Debe considerarse además que la fiabilidad calculada para el modelo se aplicará solamente para los datos en los que se realizó el análisis. Es necesario revisar el proceso, teniendo en cuenta los resultados obtenidos, para repetir algún paso anterior, en el que se pueda haber cometido algún error.

7. **Despliegue o implantación:** En esta fase, ya se debió haber construido el modelo y este fue verificado, después se transmuta el conocimiento obtenido en acciones dentro del mismo proceso del proyecto, esto puede realizarse por ejemplo cuando el analista recomienda realizar acciones basadas en la evaluación del modelo y sus resultados.

4.4.2. Implementación de metodología CRISP-DM para predicción

Teniendo la base de datos que está compuesta por el estudio cinemático ya obtenido de los 10 sujetos masculinos y femeninos, se planteó utilizar estos datos para predecir los movimientos capturados (las 30 uniones y los 6 ángulos calculados) de cada sujeto masculino y femenino. Para predecir se toma cada captura de movimiento de los sujetos masculinos y femeninos, se realiza el cálculo de predicción del 20 % de los datos capturados para predecirlos con SMA y EWMA, posterior a ello se calcula el error cuadrático entre los datos reales de todas las uniones y los predecidos con SMA y EWMA para comparar la eficiencia de estos métodos de predicción.

Se mostrará el proceso en el cual se sometió la base de datos para realizar la comparación en la predicción con técnicas estadísticas y un modelo LSTM. En cada captura de movimiento se observa que en los primeros 0.07 ms (milisegundos) existe un tiempo para que la cámara pueda capturar de manera correcta los movimientos de los pacientes, como se observa en la Figura 4.16 y 4.17, además que el tiempo no está representado de manera correcta (en tiempo) para identificar patrones con respecto al tiempo, esta característica están en escalas de $1e8$. El Kinect v2 mide de 0 metros a 3.5 metros en el eje z, pero en la Figura 4.17 se observa que los valores son superiores a 3 metros. Esto es debido a que el sistema de captura guarda los valores mayores de 0 con "." (refiriéndose a valores decimales), en el formato de la base de datos es con extensión .xlsx, y este tipo de formato no lo toma de valor decimal,

debido a ello se observa en la Tabla 4.7.

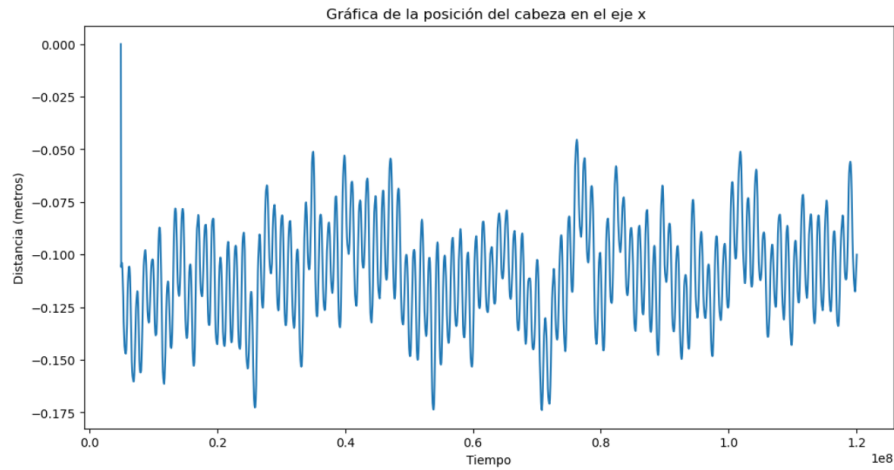


Figura 4.16: Gráfica de cabeza en el eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F sin aplicar algún preprocesamiento.

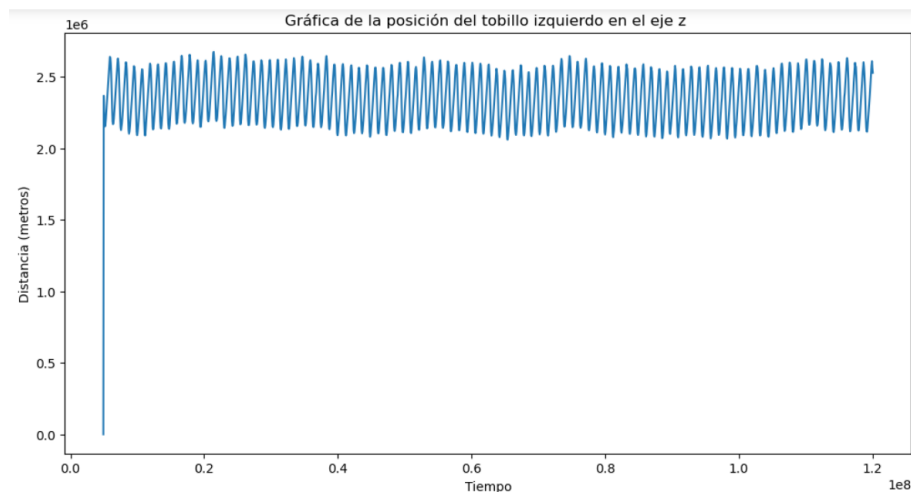


Figura 4.17: Gráfica del tobillo izquierdo en eje y de la base de datos del sujeto MGAP22122000F sin aplicar algún preprocesamiento.

Tabla 4.7: Tabla general de características de cada archivo que contiene la captura de patrón de marcha de sujetos masculinos y femeninos

Columnas	Información por columna	Tipo de dato	Aproximado de peso	Total información
76	1453	float 64 e int64	873.6KB	110428

Las características de cada gráfica son:

- La gráfica presenta un patrón claramente oscilatorio, lo que sugiere que cada articulación del individuo se mueve continuamente hacia adelante y hacia atrás en cada gráfica.
- Las oscilaciones son muy frecuentes, lo que indica que los movimientos de las articulaciones son rápidos y repetitivos.
- La amplitud de las oscilaciones no es constante, sino que varía a lo largo del tiempo. Esto sugiere que los movimientos tienen diferentes magnitudes.
- La línea de la gráfica no es perfectamente suave, sino que presenta pequeñas irregularidades. Esto puede deberse a ruido en la señal de captura de movimiento o a movimientos muy pequeños y rápidos que no pueden ser capturados con total precisión.
- El valor medio de la posición parece estar ligeramente por encima de cero, lo que sugiere que en promedio se encuentra ligeramente desplazada hacia la derecha del punto de referencia.
- Los datos se encuentran en un rango de -3 metros a 3 metros en la lectura.

Teniendo los datos y comprendiendo como esta constituido, se realizaron los siguientes pasos para estandarizarlos, de esa manera es posible que el modelo pueda ser entrenado de manera eficiente.

1. La columna de tiempo es multiplicada por $1e9$ para que estos representen el tiempo en ms (milisegundos).
2. Se convierte la columna tiempo a *datetime* para convertir el tiempo en formato 24 horas.
3. Se aplica una máscara para identificar valores mayores de 3.5 m y los que estén en ese rango son divididos entre $1e6$, con la finalidad de tenerlo en el rango de medida que captura el Kinect v2.
4. Se descartan los valores anteriores de 0.07 ms.

Una vez realizados los pasos para el preprocesamiento de los datos para entrenar el modelo LSTM, se obtiene la Tabla 4.8 en la que se puede observar el error cuadrático medio de cada sujeto de prueba masculino y en la Tabla 4.9 de los sujetos femeninos. Se implementa este método de predicción con EWMA, SMA y un modelo LSTM que se entrenó con esta base de datos.

Tabla 4.8: Tabla comparativa de los errores cuadráticos medios entre EWMA, SMA y la modelo entrenado LSTM en sujetos masculinos.

ID	mseEWMA	mseSMA	mseLSTM
BRJL30112003M	0.006932	0.006935	0.001960
CHSA1511997M	0.007694	0.007696	0.002559
VMS24102000	0.002703	0.002705	0.000939
LSJA371998M	0.003527	0.003529	0.001374
CGEL1542000M	0.008607	0.008609	0.002577
QAAA2172000M	0.007733	0.007738	0.002556
CDJF1851997M	0.006811	0.006813	0.001828
RHGI2282001M	0.008994	0.008997	0.001153
NMFA3051999M	0.007845	0.007847	0.000871
GCJA1872000M	0.003892	0.003891	0.002005

Tabla 4.9: Tabla comparativa de los errores cuadráticos medios entre EWMA, SMA y la modelo entrenado LSTM en sujetos femeninos.

ID	mseEWMA	mseSMA	mseLSTM
NMZ2682004F	0.006932	0.006935	0.001878
MVIE3111998F	0.007694	0.007696	0.002780
OMA20102004F	0.002703	0.002705	0.002983
MRCA792001	0.003527	0.003529	0.003016
PCDL1771998F	0.008607	0.008609	0.001682
MSFI2042000	0.007733	0.007738	0.002879
CME8111991F	0.006811	0.006813	0.001948
CRD2241995F	0.008994	0.008997	0.001808
TBS871988F	0.007845	0.007847	0.000852
MGAP22122000F	0.003892	0.003891	0.003383

En la Figura 4.18 y 4.19 muestra la predicción de SMA y la predicción con EWMA. En la Figura 4.20 y 4.21 se observa la predicción realizada con el modelo LSTM.

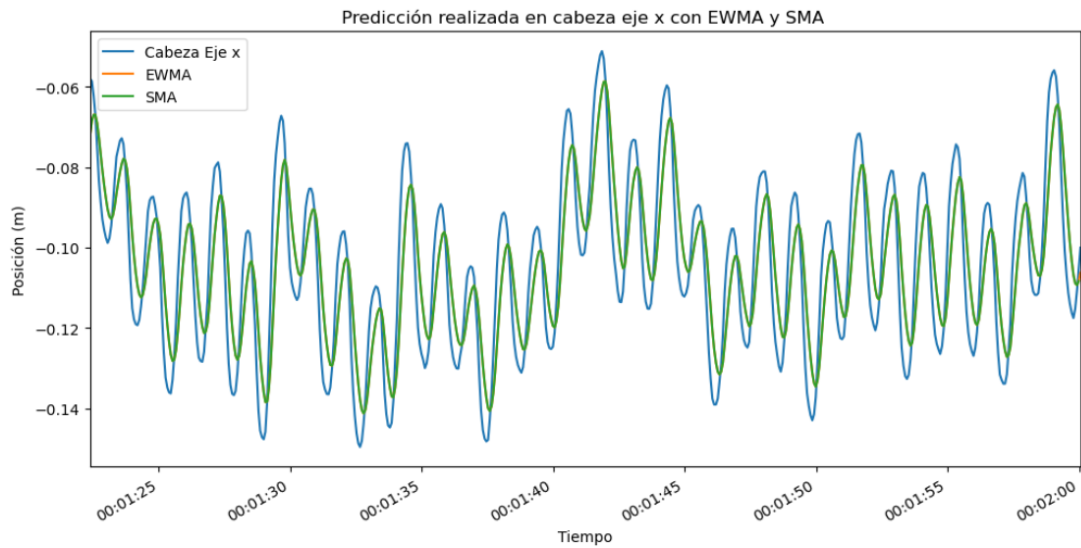


Figura 4.18: Gráfica de cabeza en el eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F al realizar la predicción con EWMA y SMA, como se observa en la Figura los valores predcidos con EWMA y SMA.

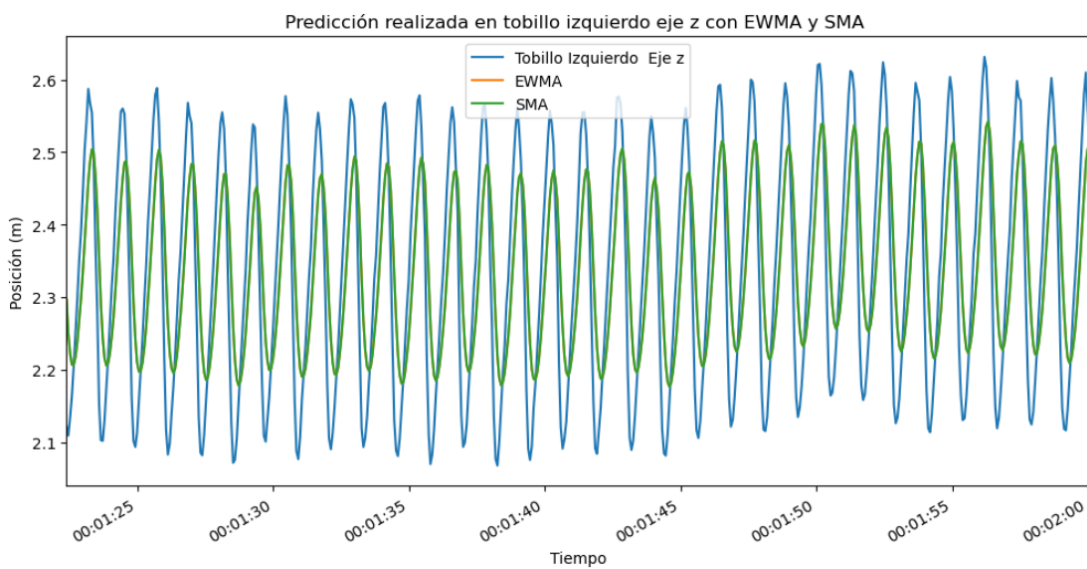


Figura 4.19: Gráfica del tobillo izquierdo en eje z de la base de datos del sujeto MGAP22122000F al realizar la predicción con EWMA y SMA.

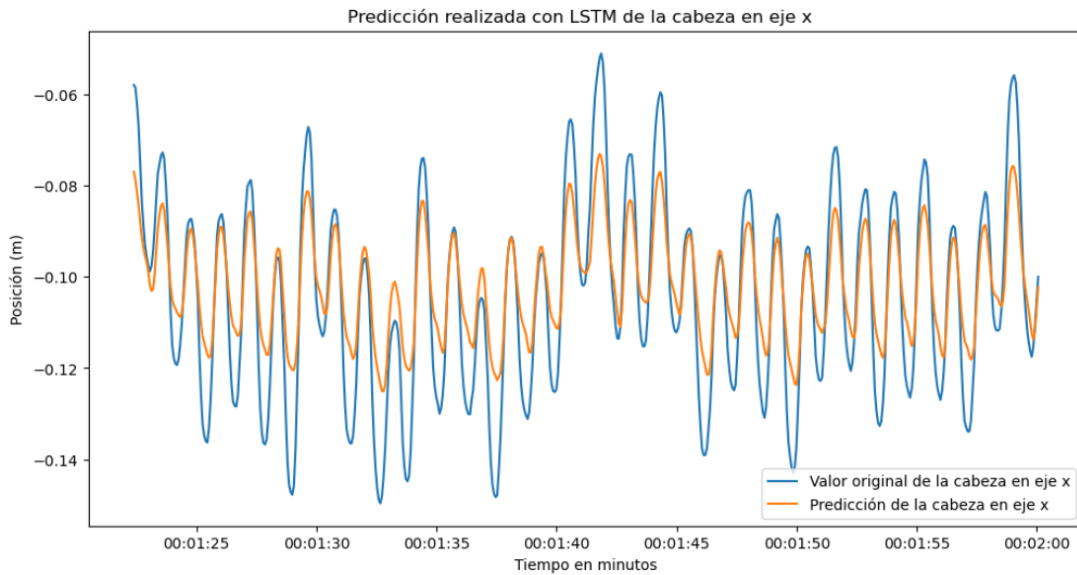


Figura 4.20: Gráfica de cabeza en eje x de la base de datos del sujeto MGAP22122000F para predecir con LSTM.

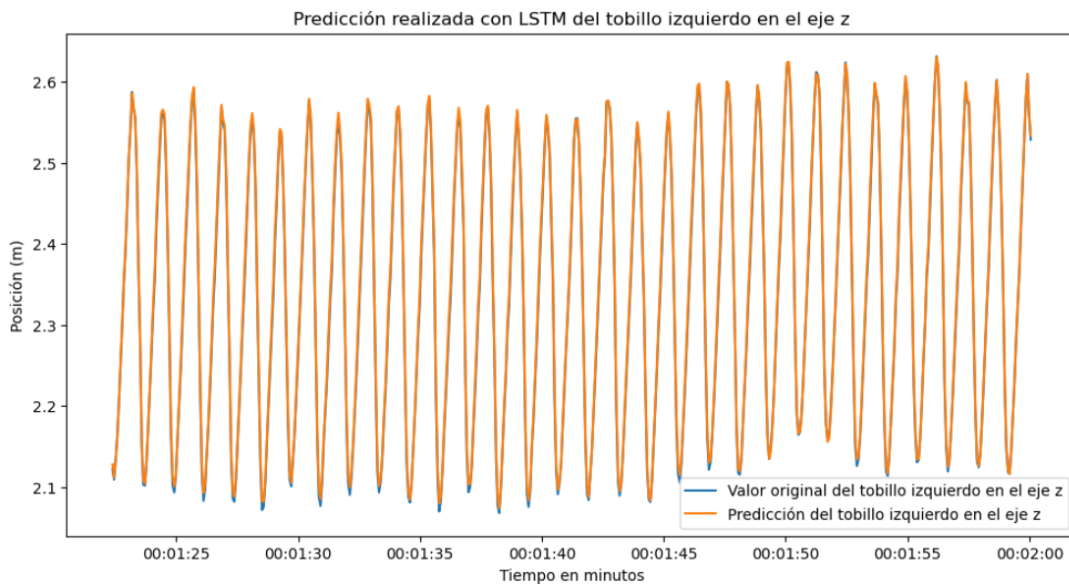


Figura 4.21: Gráfica del tobillo izquierdo en eje z de la base de datos del sujeto MGAP22122000F para predecir con LSTM.

Los datos predichos por EWMA muestran menos error por milésimas, aproximado a $2e-7$, esto debido a que con SMA nunca se alcanzará el pico o valle completo de los datos debido al promedio y realmente no le informa a SMA sobre el posible comportamiento futuro. Todo lo que hace es describir tendencias en sus datos, pero a pesar de ello, SMA muestra una diferencia de $2e-7$ a $3e-7$, haciendo posible que se implementen los dos métodos. En el caso del modelo LSTM se observan mejores resultados al realizar la predicción con respecto a los errores que tiene la predicción con respecto a los valores reales, esto demuestra que implementar esta herramienta puede ayudar para predecir la mejora de los pacientes que están en rehabilitación física.

Capítulo 5

Conclusiones y trabajos futuros

5.1. Conclusiones

En este trabajo se diseñó una interfaz que permite obtener el análisis de marcha del ser humano, registrar pacientes, simular el movimiento del tobillo de una persona y simular un prototipo que cuenta con sensores de posición para verificar y validar secuencias de flexión-extensión y abducción-aducción.

La cámara Kinect v2 dio los mejores resultados con sujetos de 20 a 30 años de edad, en el caso de sujetos masculinos 95 % de efectividad, observando los valores generales (constituido con una efectividad del 95 % para valores mínimos en abducción-aducción, en caso de flexión-extensión una efectividad del 95 %) con ropa deportiva y sin calzado, con respecto a los ángulos máximos y mínimos que el ser humano puede realizar. En el caso de las mujeres se obtuvo una efectividad con ropa deportiva y sin calzado del 98 %, este porcentaje está constituido con una efectividad del 97 % para valores mínimos en flexión-extensión, en caso de abducción-aducción una efectividad del 100 %, esto se debe a que la ropa deportiva femenina tiende a ser pegada al cuerpo en miembro superior e inferior a diferencia de la ropa masculina, por lo tanto se concluye que para obtener los mejores resultados al capturar el movimiento que requiere el terapeuta, el paciente a quien se le realizará este estudio debe portar ropa pegada

al cuerpo que no sea de color oscuro, no utilizar algún calzado, posicionar la cámara Kinect v2 a una distancia de 2.4 metros del paciente y contar con un área en la cual permita observar a la cámara Kinect v2 el cuerpo completo del sujeto durante la captura de movimiento, de esta manera la cámara Kinect v2 capturará mejor las uniones y sin fallas. Con respecto a la réplica de movimiento, se observó que los valores replicados se encuentran dentro del rango máximo y mínimo que puede realizar el tobillo humano, al igual que está dentro del rango de error de lectura del goniómetro. Estos resultados demuestran que se cumple la hipótesis planteada, permitiendo utilizar este dispositivo para capturar el movimiento para el estudio cinemático, posterior a ello realizar la medición antropométrica en la obtención de marcha y replicarlo en un mecanismo físico. Comparado con los dispositivos en el mercado que requieren un cuarto completo, trajes especiales con marcadores y softwares de paga, con este software es posible obtener resultados favorables bajo condiciones controladas.

Teniendo la base de datos fue posible predecir las posiciones y ángulos de cada sujeto, teniendo error por debajo de cero al implementar la media móvil simple, la media móvil ponderada exponencial y el modelo LSTM, con ello se abre la posibilidad de predecir si un paciente mejora o no su capacidad de movilidad en tobillo y rodilla. Demostrando que el modelo tiene mejor repuesta para utilizarlo como herramienta médica.

5.2. Trabajos futuros

- Rediseñar la presentación al usuario de la interfaz, para hacerlo agradable a la vista.
- Mejorar el área de captura de movimiento controlando el fondo y el color del suelo donde se posiciona la caminadora.

Referencias.

- [1] Whittle, M. Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*. **15**, 369-387 (1996)
- [2] Sutherland, D. The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics. *Gait Posture*. **16**, 159-179 (2002)
- [3] Curran, S. & Dananberg, H. Future of gait analysis: a podiatric medical perspective. *Journal Of The American Podiatric Medical Association*. **95**, 130-142 (2005)
- [4] Al-Zahrani, K. & Bakheit, M. A historical review of gait analysis. *Neurosciences Journal*. **13**, 105-108 (2008)
- [5] Baker, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture*. **26**, 331-342 (2007)
- [6] Rahul, M. Review on motion capture technology. *Global Journal Of Computer Science And Technology*. (2018)
- [7] Group, H. & Others Procedimiento para la captura y el análisis de datos biomecánicos de pacientes usando el sensor Kinect para Windows. *Implementacion Del Kinect En El Area Médica*. (2013)
- [8] Clark, R., Bower, K., Mentiplay, B., Paterson, K. & Pua, Y. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. *Journal Of Biomechanics*. **46**, 2722-2725 (2013)

- [9] Galna, B., Barry, G., Jackson, D., Mhiripiri, D., Olivier, P. & Rochester, L. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. *Gait & Posture*. 39, 1062-1068 (**2014**)
- [10] Sun, B., Liu, X., Wu, X. & Wang, H. Human gait modeling and gait analysis based on Kinect. *2014 IEEE International Conference On Robotics And Automation (ICRA)*. pp. 3173-3178 (2014)
- [11] Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., Pryzsucha, E. & Patel, P. The use of microsoft Kinect for human movement analysis. *International Journal Of Sports Science*.5, 120-127 (**2015**)
- [12] Viswakumar, A., Rajagopalan, V., Ray, T. & Parimi, C. Human gait analysis using OpenPose. *2019 Fifth International Conference On Image Information Processing (ICIIP)*. pp. 310-314 (2019)(**2018**)
- [13] Nejati, S. Physical Therapy with Kinect. (California State University San Marcos,2013)
- [14] Rumambi, T., Hermita, M. & Others Skeletonization of the Straight Leg Raise Movement using the Kinect SDK. *International Journal Of Advanced Computer Science And Applications*. 12 (**2021**)
- [15] Albert, J., Owolabi, V., Gebel, A., Brahms, C., Granacher, U. & Arnrich, B. Evaluation of the pose tracking performance of the azure kinect and kinect v2 for gait analysis in comparison with a gold standard: A pilot study. *Sensors*. **20**, 5104 (2020) (**2013**)
- [16] Chanpimol, S., Seamon, B., Hernandez, H., Harris-Love, M. & Blackman, M. Using Xbox kinect motion capture technology to improve clinical rehabilitation outcomes for balance and cardiovascular health in an individual with chronic TBI. *Archives Of Physiotherapy*.7, 1-11 (**2017**)
- [17] Mousavi Hondori, H. & Khademi, M. A review on technical and clinical impact of microsoft kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal Of Medical Engineering*.(**2014**)
- [18] Milosevic, B., Leardini, A. & Farella, E. Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: state of the art and an experimental comparison. *Biomedical Engineering Online*. 19, 1-26 (**2020**)

-
- [19] Ryselis, K., Petkus, T., Blažauskas, T., Maskeliūnas, R. & Damaševičius, R. Multiple Kinect based system to monitor and analyze key performance indicators of physical training. *Human-Centric Computing And Information Sciences*. 10, 1-22 (2020)
- [20] Yeung, L., Yang, Z., Cheng, K., Du, D. & Tong, R. Effects of camera viewing angles on tracking kinematic gait patterns using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro v2. *Gait Posture*. **87** pp. 19-26 (2021)
- [21] Prentice, W. Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva. (Editorial Paidotribo, 2001)
- [22] Gobierno de México. (2017, Dic 9). Discapacidad motriz, la más frecuente en El País. [En línea]. Disponible: <https://www.gob.mx/salud/prensa/492-discapacidad-motriz-la-mas-frecuente-en-el-pais>.
- [23] Plan estratégico sectorial Oaxaca 2016-2022. (2016-2022)
- [24] Gobierno de México. (2022, May, 16). Laboratorio de Análisis de Movimiento e Ingeniería de Rehabilitación. [En línea]. Disponible: <https://www.inr.gob.mx/i17.html>.
- [25] Teletón. (2019, Oct 18). DESCUBRE CON QUÉ TECNOLOGÍA CUENTAN LOS CRIT. [En línea]. Disponible: <https://teleton.org/descubre-con-que-tecnologia-cuentan-los-crit/>.
- [26] Nordin, M. & Frankel, V. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. (McGraw-Hill, 2004)
- [27] Rodríguez-Ángeles, A., Cruz-Villar, C. & Vite-Téllez, D. Generación de trayectorias para marcha semiestática de un robot bipedo: diseño y pruebas experimentales. *Ingeniería*. **15**, 57-68 (2011)
- [28] Ferrés, E., Agreda, V. & Montesinos, M. Manual de embriología y anatomía general. (Universitat de Valencia, 1991)
- [29] Taboadela, C. Goniometría. *Una Herramienta Para La Evaluación De Las Incapacidades Laborales*. Buenos Aires: Asociart ART. (2007)
- [30] OpenSim. <https://simtk.org/projects/opensim>

- [31] Tölgyessy, M., Dekan, M. & Chovanec, L. Skeleton tracking accuracy and precision evaluation of Kinect V1, Kinect V2, and the azure kinect. *Applied Sciences*. **11**, 5756 (2021)
- [32] University of Leeds. Kinesthesia Toolkit para Microsoft Kinect.Kinec v1. (2018)
- [33] Torricelli, D., Gonzalez, J., Weckx, M., Jiménez-Fabián, R., Vanderborght, B., Sartori, M., Dosen, S., Farina, D., Lefeber, D. & Pons, J. Human-like compliant locomotion: state of the art of robotic implementations. *Bioinspiration Biomimetics*. **11**, 051002 (2016)
- [34] Mathworks.Key Features and Differences in the Kinect V2 Support. <https://la.mathworks.com/help/supportpkg/kinectforwindowsruntime/ug/key-features-and-differences-in-the-kinect-v2-support.html>
- [35] Tölgyessy, M., Dekan, M., Chovanec, L. & Hubinský, P. Evaluation of the azure Kinect and its comparison to Kinect V1 and Kinect V2. *Sensors*.**21**, 413 (**2021**)
- [36] Vizcano, J. & Sebastián, J. LabView: entorno gráfico de programación. (Marcombo,2011)
- [37] LabVIEW.NI Vision for LabVIEW. https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/ni-vision-labview-api-ref/page/imaqvision/vision_and_motion_pal.html
- [38] NI.Use LabVIEW to get Color, Depth, Infrared and Skeletal information from the Kinect One. <https://www.labviewmakerhub.com/doku.php?id=libraries:kinectone:start>
- [39] LabVIEW Programming Reference Manual. <https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/labview-api-ref/page/menus/categories/programming/dir-mnu.html>
- [40] Modelo de arquitectura del protocolo TCP/IP. <https://docs.oracle.com/cd/E19957-01/820-2981/ipov-10/>
- [41] Aucatoma Tiban, J. Diseño e implementación de un robot velocista controlado mediante wifi utilizando una tarjeta de desarrollo ESP32-WROOM. (**2022**)
- [42] Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio.[En línea].Disponibile: https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html.
- [43] Carlos González Morcillo. Lógica Difusa Una introducción práctica. (2021)

-
- [44] González, C. Lógica difusa una introducción práctica, técnicas de Soft Computing. *Recuperado De: [https://www. Esi. Uclm. Es/www/cglez/downloads/docencia/2011softcomputing/LogicaDifusa.Pdf](https://www.Esi.Uclm.Es/www/cglez/downloads/docencia/2011softcomputing/LogicaDifusa.Pdf)*.(2015)
- [45] Espinosa-Garcia, F., Ambrocio-Delgado, R., Lugo-González, E., Rosa, A., Barragán-Bernardo, A. & Enriquez-Bravo, L. Técnicas metaheurísticas aplicadas a un mecanismo de 4 barras implementado en dispositivos de rehabilitación.
- [46] Jiménez, E., Navarro, D., Cortés, M. & Enciso, J. Optimización: Algoritmos programados con MATLAB. (Alpha Editorial,2016)
- [47] Auffarth, B. Machine Learning for Time-Series with Python: Forecast, predict, and detect anomalies with state-of-the-art machine learning methods. (Packt Publishing Ltd,2021)
- [48] Villamizar Torres, J. & Lizarazo Sanabria, P. Reconocimiento de actividades humanas usando redes de gran memoria de corto plazo. (Universidad Pontificia Bolivariana,2019)
- [49] Figueroa, M. MeISE: Metodología de ingeniería de software educativo. *Revista Internacional Internacional Internacional De Educación En Ingeniería Educación En Ingeniería ISSN. 1116* pp. 13 (1940)
- [50] Goodfellow, I., Bengio, Y., & Courville, A. (2016). Deep Learning.
- [51] Bishop, C. M. (2006). Pattern Recognition and Machine Learning.
- [52] Nielsen, M. (2015). Neural Networks and Deep Learning.
- [53] Baldor, J. Geometría plana y del espacio: con una introducción a la trigonometría. (Publicaciones Cultural,2001)
- [54] Droz, M., Alvez, C., Benitez, P., Ramos, J., Diaz, B. & Zapata, L. Abordaje metodológico de minería de datos aplicada a investigaciones agropecuarias sobre artrópodos. *XXIV Workshop De Investigadores En Ciencias De La Computación (WICC 2022, Mendoza)*. (2022)
- [55] Ambrocio-Delgado, R., Espinosa-Garcia, F. & González, E. Development of a semi-active ankle mechanism to generate dorsiflexion/plantar flexion, adduction/abduction,

and eversion/inversion movements. *2022 XXIV Robotics Mexican Congress (COMRob)*. pp. 19-24 (2022)

- [56] Sunz, W., Castellanos, J., Peraza, C. & Arteaga, F. Modelación y control en espacio de estado-de un servomecanismo usando Matlab. *Revista Ingenieria UC*. **8**, 1-21 (2001)
- [57] Ogata, K. *Sistemas de control en tiempo discreto*. (Pearson educación,1996)
- [58] CGA Normative Gait Database. <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/>
- [59] Joldemar Rodríguez Rojas. *Metodología para el Desarrollo de Proyectos en Minería de Datos CRISP-DM*. (2010)

Apéndice A

A.1. Tabla comparativa del estado del arte

Tabla A.1: Tabla de comparación de artículos del estado del arte.

Nombre del artículo.	Descripción.	Tecnología implementada o mencionada.	Ventajas.	Desventajas.
Review on motion capture technology [6].	Descripción sobre las diferentes tecnologías de captura de movimiento.	Captura de movimiento mecánico. Captura de movimiento magnético. Captura de movimiento óptico.	Captura de movimiento óptico, la obtención de información sin necesidad de agregar al cuerpo dispositivos.	Captura de movimiento mecánico y de movimiento magnético.
Procedimiento para la captura y el análisis de datos biomecánicos de pacientes usando el sensor Kinect para Windows [7].	Explica el proceso de cómo utilizar colocar el Kinect en el un área 4x4 m como mínimo para el uso de este sistema, de esta manera el paciente pueda realizar su ejercicio de rehabilitación.	Bio-Cirac v. 1.0 Kinect V1.	Obtención de datos de los movimientos realizados en tiempo real.	Necesita de un especialista para iniciar la captura de datos al realizar la terapia. Es necesario grabar toda la terapia para después procesar los datos del movimiento desde Bio-Cirac v. 1.0
Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables [8].	Buscar la posibilidad de implementar el Kinect como herramienta de análisis de marcha, comparándolo con la cámara Vicon Nexus para verificación.	Labview 2009 Kinect V1. Vicon Nexus V1.5.2 con 12 cámaras Vicon MX	No se requiere gran cantidad de equipo para obtener el análisis de marcha y en un espacio reducido. Sin dispositivos costosos para esta tarea. Buena respuesta al obtener los datos de marcha en la parte inferior del cuerpo.	
Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. Gait & Posture [9].	Se realizó una comparación entre el Kinect y la cámara Vicon10 MX3+ al obtener los en el estudio del Parkinson en pacientes.	Kinect v1 Vicon10 MX3+. Programa de lectura del Kinect v1. Programa de la cámara.	El Kinect tiene la capacidad de obtener las coordenadas de movimiento. El Kinect da la oportunidad para obtener bajo costo.	Tiene un error de medida muy bajo en lectura de movimiento de piernas. Alto error de medida en lectura de movimiento de manos como apretar puños.
Full Body Person Identification Using the Kinect Sensor [10].	Buscar la posibilidad de implementar el Kinect como herramienta de análisis de marcha, comparándolo con la cámara Vicon Nexus para verificación.	Kinect v1. Labview 2009 Vicon Nexus	No se requiere gran cantidad de equipo para obtener el análisis de marcha y en un espacio reducido. Sin dispositivos costosos para esta tarea. Buena respuesta al obtener los datos de marcha en la parte inferior del cuerpo.	
The use of microsoft kinect for human movement analysis [11].	Experimento para ver si se puede identificar el movimiento del ser humano con el Kinect de Microsoft.	Vicon Peak Motus. Motus camera. Kinect v1. Software del Kinect.	El Kinect toma un tiempo de preparación de Imin. Se basa en el calor corporal para obtener las coordenadas de movimiento del sujeto.	El sistema vicon toma 45 min de preparación.

Continuación en la siguiente página

Tabla A.1: Tabla de comparación de artículos del estado del arte.

Nombre del artículo.	Descripción.	Tecnología implementada o mencionada.	Ventajas.	Desventajas.
Human Gait Modeling and Gait Analysis Based on Kinect [12].	Experimentación para obtener el modelo de marcha del humano y el análisis de marcha utilizando la cámara Kinect v1 como herramienta y posteriormente predecirla.	Kinect v2. Robot móvil	Obtención de información al realizar la marcha del paciente. Predicción de los movimientos de análisis de marcha del paciente.	
Physical therapy with Kinect [13].	Creación de una aplicación para enseñar al paciente de qué forma debe realizar los ejercicios asignados por el terapeuta, el sistema emula una sesión de fisioterapia real en un escenario real de fisioterapia, el paciente solicita un terapeuta para una cita.	Kinect v1. Kinect Wrapper.	Creación de lo necesario para implementarlo.	De forma manual se deben iniciar el proceso de obtención de coordenadas por medio de un terapeuta.
Skeletonization of the Straight Leg Raise Movement using the Kinect SDK [14].	Utilizar el Kinect para realizar la prueba de Hawkin.	Kinect v1. Software del Kinect v1.	El Kinect es capaz de identificar el movimiento y coordenadas de las dos piernas.	No se realizaron pruebas contundentes en personas.
Evaluation of the Pose Tracking Performance of the Azure Kinect and Kinect v2 for Gait Analysis in Comparison with a Gold Standard: A Pilot Study [15].	Comparación de capacidad para evaluación del seguimiento de la pose de la cámara Kinect v2 y Kinect Azura, como referencia se implementó el sistema de captura de movimiento multicámara Vicon estándar de oro y el modelo Plug-in Gait de 39 marcadores.	La cámara Kinect v2. Cámara Kinect Azura. Sistema de captura de movimiento multicámara Vicon estándar de oro y el modelo Plug-in Gait de 39 marcadores.	La cámara Kinect v2 tiene mejor rendimiento en articulaciones superiores. En movimientos lentos tiene mejor lectura en miembro inferior la cámara Kinect v2.	La cámara Kinect v2 tiene de a variar sus resultados de seguimiento de las uniones a mayores velocidades.
Using Xbox kinect motion capture technology to improve clinical rehabilitation outcomes for balance and cardiovascular health in an individual with chronic TBI [16].	Se implementa el Kinect como método de mejora en la rehabilitación, en comparación con métodos de rehabilitación tradicionales.	Kinect bvL. BioVisionHierarchical. Software del Xbox v1.	Mejora psicológica al querer mejorar su salud al realizar rehabilitación.	

Continuación en la siguiente página

Tabla A.1: Tabla de comparación de artículos del estado del arte.

Nombre del artículo.	Descripción.	Tecnología implementada o mencionada.	Ventajas.	Desventajas.
A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation [17].	Revisión del impacto técnico y clínico de Kinect en fisioterapia y rehabilitación. Cubre los estudios en pacientes con trastornos neurológicos como accidente cerebrovascular, Parkinson, etc.	Leap Motion Controller. Intel Creative Gesture Camera. Asus Xtion. Kinect v1. C++. Java	El Kinect v1 puede identificar todo el cuerpo y áreas en específico.	
Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: state of the art and an experimental comparison [18].	Se realice una comparación entre realizar terapias en casa o en centros de rehabilitación con el sistema Kinect, para observar si es posible realizar terapias sin supervisión de un experto.	Kinect v2. Software del Kinect v2.	El Kinect puede permitir la realización de terapias sin la supervisión de un profesional.	
Multiple Kinect based system to monitor and analyze key performance indicators of physical training [19].	Propuesta para utilizar tres Kinects v2 como herramienta para monitorear y analizar la realización de entrenamiento físico.	Kinect v2. Vicon system. Mathlab.	Fácil manejo. Implementación de misma cámara de captura de movimiento. Captura completa de movimiento del cuerpo.	Le es difícil identificar las manos al posicionarse de forma recta y analizando la vista lateral (derecha o izquierda). Al estar realizando ejercicios con flexiones, se distorsión el esqueleto para captura de información. Difícil diferenciar cada dedo de la mano.
Effects of camera viewing angles on tracking kinematic gait patterns using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro v2 [20].	Se realiza la experimentación para ver si los sensores de profundidad p que implementan las cámaras Kinect Azura, v2 y Orbbec Astra, pueden obtener las posiciones de la cadera sagital al igual que la frontal, pierna sagital y tobillo sagital en los ángulos de (0o/22,5o/45o/67,5o/90o).	Cámara Kinect Azura. Cámara Kinect v2. Orbbec Astra	La cámara Kinect cumple en la mayoría su función de lectura en los diferentes ángulos.	La cámara Kinect v2 no puede obtener media cuadrática.

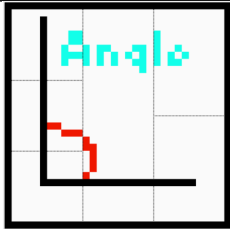
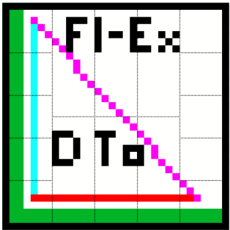
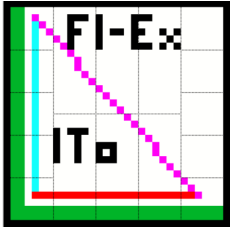
A.2. Tabla de características del ESP32 Wroom

Tabla A.2: Características del ESP32 Wroom [41].

Nombre técnico.	ESP32- WROOM
Voltaje de alimentación	3.3 VDC
Voltaje lógico de entrada /salida	3.3 VDC
Corriente de operación	80 mA
CPU	Dual core Tensilica Xtensa LX6(32bit)
Frecuencia de reloj	240 MHz
SRAM	520 KB
Memoria Flash Externa	4 MB
Pines GPIO	34 (incluyendo todos los periféricos)
UART	2
SPI	3
I2C	2
Capacitive touch sensors	10
Timers	3
Interfaz	SD
PWM Led	16 canales independientes(16bit)
ADC	2 (12bit)
DAC	2 (8-bit)
Peso	3 gr
Dimensiones	18 x 25 *3.1 mm
Wi-Fi Protocolo	o 802.11 b/g/n/e/i (802.11n up to 150 Mbps)
Wi-Fi, certificación RF	FCC/CE/IC/TELEC/KCC/SRRC/NCC
Wi-Fi, rango de Frecuencia	2.4 2.5 GHz
Modo Wi-Fi	Station/SoftAP/SoftAP+Station/P2P
Seguridad Wi-Fi	WPA/WPA2/WPA2-Enterprise/WPS
Protocolo de red	IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT
Protocolo Bluetooth	V4.2 BR/EDR and BLE specification
Radio del Bluetooth	NZIF receiver with -97 dBm sensitivity, Class-1 until class 3
Transmisor	AFH
Bluetooth Audio	CVSD y SBC
CVSD and SBC	TCP/IP integrado

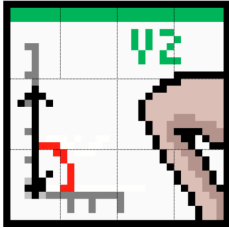
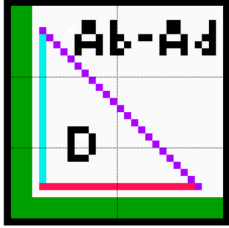
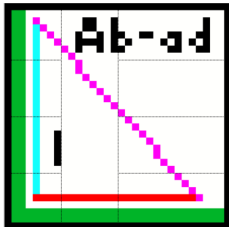
A.3. Tabla de subVI's de la interfaz de réplica de movimiento

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Obtención de ángulos.	Calcula el ángulo en grados y radianes, teniendo como entrada las posiciones de los puntos tridimensionales.	
Distancias de tobillo derecho para flexión-extensión.	Calcula las distancias del tobillo derecho- pie derecho y rodilla derecha-tobillo derecho en coordenadas tridimensionales.	
Distancias de tobillo izquierdo para flexión-extensión.	Calcula las distancias del tobillo izquierdo- pie izquierdo y rodilla izquierda-tobillo izquierdo en coordenadas tridimensionales.	

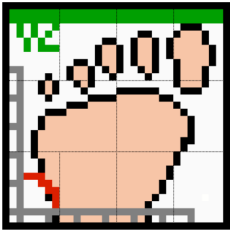
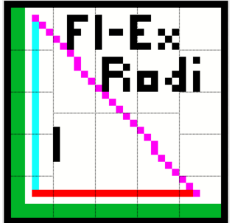
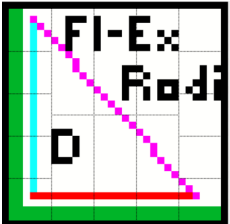
Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Obtención de ángulos y posiciones de las uniones para flexión-extensión de rodilla.	La pierna seleccionada (derecha o izquierda) da como salida las posiciones de la rodilla, tobillo y pie en coordenadas tridimensionales, al igual que el ángulo.	
Distancias de pie derecho para abducción-aducción.	Calcula las distancias del tobillo derecho - tobillo izquierdo y tobillo derecho - pie derecho en coordenadas tridimensionales.	
Distancias de pie izquierdo para abducción-aducción.	Calcula las distancias del tobillo izquierdo - tobillo derecho y tobillo izquierdo - pie izquierdo en coordenadas tridimensionales.	

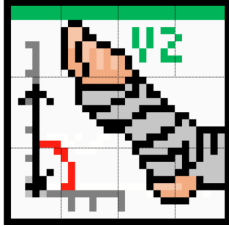
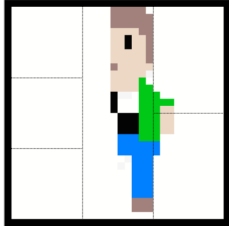
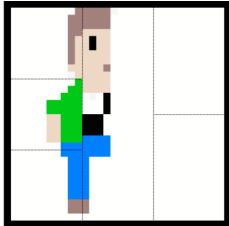
Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Obtención de ángulos y posiciones de las uniones para abducción-aducción y flexión-extensión de tobillo.	La pierna seleccionada (derecha o izquierda) da como salida las posiciones del tobillo y pie en coordenadas tridimensionales, al igual que el ángulo.	
Distancias de rodilla derecha para flexión-extensión.	Calcula las distancias de la rodilla derecha- pie derecho y tobillo derecho -pie derecho en coordenadas tridimensionales.	
Distancias de rodilla izquierda para flexión-extensión.	Calcula las distancias de la rodilla izquierda-pie izquierdo y tobillo izquierdo-pie derecho en coordenadas tridimensionales.	

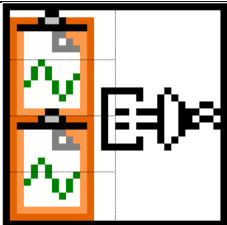
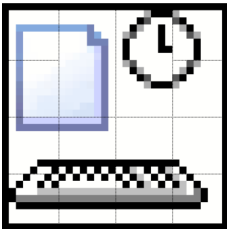

Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Obtención de ángulos y posiciones de las uniones para flexión-extensión de tobillo.	El área seleccionada (derecha o izquierda) da como salida las posiciones de la rodilla, tobillo y pie en coordenadas tridimensionales, al igual que el ángulo.	
Obtención de miembro superior derecho.	Entrega las posiciones en las coordenadas tridimensionales de la cabeza, cuello, columna vertebral, hombro derecho, codo derecho, muñeca derecha, punta de la mano derecha, columna vertebral media y base de la columna vertebral.	
Obtención de miembro superior izquierdo.	Entrega las posiciones en las coordenadas tridimensionales de la cabeza, cuello, columna vertebral, hombro izquierdo, codo izquierdo, muñeca izquierda, punta de la mano izquierda, columna vertebral media y base de la columna vertebral.	

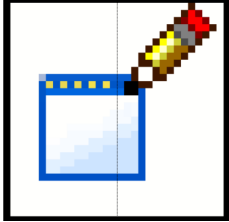
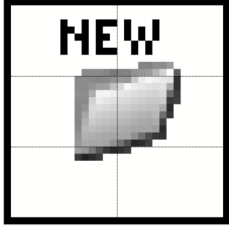

Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Organizador de lectura del Kinect.	Organiza los datos de lectura del cuerpo completo, los cuales serán guardados en un archivo .xlsx.	
Registro de paciente.	Almacena los datos del usuario en un .xlsx general de pacientes, posterior a ello los almacena en un archivo .xlsx individual el cual esta en la carpeta creada con el nombre del ID del paciente y una fotografía.	Sin Icono.
Organizador de datos del paciente al registrarlos.	Organiza los datos que se proporcionan en el subVI registro de paciente.	
Buscador de pacientes.	Busca los pacientes por medio del ID o nombre, mostrando sus datos personas y fotografía.	

Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Organizador de datos a la toma de datos marcha.	Organiza los datos proporcionados antes de realizar la adquisición en la marcha del paciente.	
Creación de carpeta.	Crea una carpeta donde se almacenan las fotografías de la marcha y el archivo .xlsx de datos generales.	
Toma de fotografías.	Toma fotografías desde la cámara del Kinect y cámara lateral izquierdo al mismo tiempo que la captura de posiciones de las uniones del cuerpo del paciente.	
Creación de .xlsx.	Crea un archivo .xlsx en el cual se almacenan los datos organizados por el sub-VI creación de carpeta.	Sin Icono.


Continuación en la siguiente página

Tabla A.3: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Captura de información en la marcha de pacientes.	Se encarga de guardar las posiciones de todas las uniones con los respectivos ángulos de flexión-extensión y abducción-aducción, siendo estos almacenados en un archivo .xlsx en cada segundo, incluyendo fotografías.	Sin Icono.

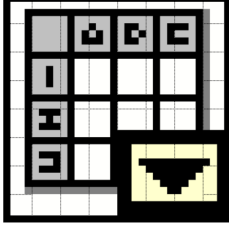
A.4. Tabla de subVI's de la interfaz para observar las marchas capturadas

Tabla A.4: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Buscador de pacientes.	Busca los pacientes por medio del ID o nombre, mostrando sus datos personas y fotografía.	

Continuación en la siguiente página

Tabla A.4: Tabla de subVI's creados.

Nombre del sub-VI.	Descripción.	Icono.
Organizador de datos capturados.	Organiza los datos capturados	
Selección de parte del cuerpo.	Muestra las gráficas de las partes del cuerpo seleccionado.	Sin icono
Botones de muestra de imágenes y dato.	Muestra de manera progresiva o regresiva los datos e imágenes.	Sin icono

A.5. Controladores

A.5.1. Modelado del servomotor

Para simular la respuesta de salida en relación con la entrada en el mecanismo se utilizaron dos servomotores como actuadores. Estos replican los movimientos angulares de flexión-extensión y abducción-aducción con el objetivo de observar la respuesta ante una entrada y perturbaciones. Para lograr esto, es necesario modelar y obtener las variables y la función de pertenencia.

El sistema completo (servomotor) controlado por armadura que se tomó como base se

muestra en la Figura A.1 [56].

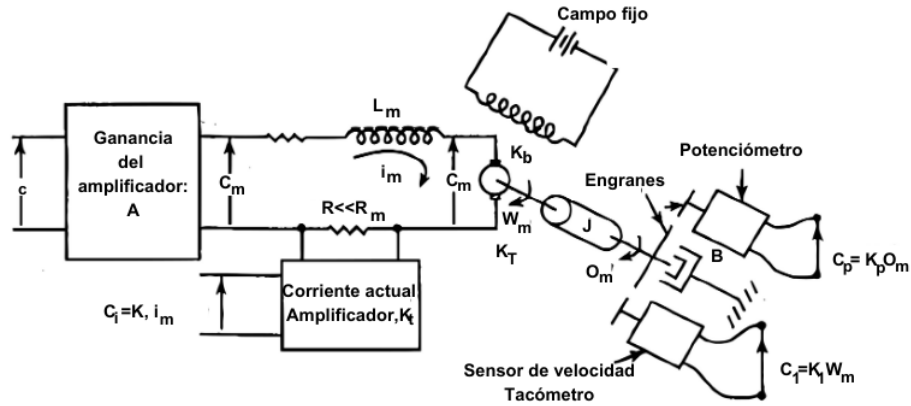


Figura A.1: Servomotor controlado por armadura [56].

Las variables utilizadas que describen al sistema son:

- Parte eléctrica:
 - L_m = Inductor del circuito.
 - i_m = Corriente de la armadura.
 - R_m = Resistencia del circuito.
 - e_m = Efecto contraelectromotriz.
 - e_a = Tensión aplicada en la armadura.
- Parte mecánica:
 - T_m = Par del motor.
 - J = Momento de inercia.
 - θ_m = Posición angular del eje del motor.
 - K_m = Constante de restitución del sistema.

El control de armadura se implementa manteniendo constante la excitación del campo y manipulando la tensión de armadura e_a que se encuentra a la entrada del circuito [56]. Las ecuaciones calculadas son A.1 y A.2:

- Ecuación de la armadura:

$$L_m \frac{di_m}{dt} + R_m i_m + e_m = e_a \quad (\text{A.1})$$

- Ecuación del eje del motor:

$$T_m = J \frac{d^2\theta}{dt^2 + B \frac{d\theta_m}{dt} + K_r \theta_m} \quad (\text{A.2})$$

Por medio del método de la representación en variables de estado, se deben definir las ecuaciones que relacionan. Sus entradas (u_n) y salidas (y_n); las cuales se identificarán con e_a y θ_m . Variables involucradas en las variables de estado [56]:

- ω =Velocidad angular.
- α =Aceleración angular.
- K_r = Constante de restitución del sistema.
- K_t = Constante del par del motor.
- B =Fricción viscosa.
- K_e = Constante del efecto electromotriz.

Las variables de estado resultantes son:

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (\text{A.3})$$

$$\alpha = -\frac{K_r}{L_m} \theta - \frac{B}{J} \omega + \frac{K_t}{J} i_m \quad (\text{A.4})$$

$$\dot{i} = -\frac{K_e}{L_m} \omega - \frac{R_m}{L_m} i_m + \frac{1}{L_m} e_a \quad (\text{A.5})$$

Las variables son de la posición angular (θ), velocidad (ω), la corriente de la armadura (i_m) [56], entrada (u) y salida (y):

$$x_1 = \theta \quad (\text{A.6})$$

$$\dot{x}_1 = \omega | \dot{x}_1 = x_2 \quad (\text{A.7})$$

$$x_2 = \omega \quad (\text{A.8})$$

$$\dot{x}_2 = \alpha | \dot{x}_2 = -\frac{K_r}{J}x_1 - \frac{B}{J}x_2 + \frac{K_t}{J}x_3 \quad (\text{A.9})$$

$$x_3 = i_m \quad (\text{A.10})$$

$$\dot{x}_3 = \dot{i}_m | \dot{x}_3 = -\frac{K_e}{L_m}x_2 - \frac{R_m}{L_m}x_3 + \frac{1}{L_m}u \quad (\text{A.11})$$

$$u = e_a \quad (\text{A.12})$$

$$y = \theta \Rightarrow y = x_1 \quad (\text{A.13})$$

Función de transferencia

A través de variables de estados se obtiene la función de transferencia $G(s)$. Como se observa en la ecuación A.14:

$$G(s) = \frac{6e-05}{2,2e-05s^3 + 0,000905s^2 + 0,001053s + 0,002} \quad (\text{A.14})$$

A.5.2. Sintonización de ganancias

El controlador PID implementa ganancias para la parte proporcional, integral y derivativo; debido a ello, se requiere la sintonización de estas variables para una mejor respuesta del controlador. En este caso, para la sintonización de la ganancias se utilizan los algoritmos genéticos (AG) y el segundo método de Ziegler Nichols.

Algoritmos genéticos

Por algoritmos genéticos (AG) se determinan las ganancias óptimas (K_p , K_i y K_d), utilizando una función objetivo que evalúe la calidad de una solución candidata dentro del espacio de búsqueda. Con los AG se analiza la respuesta del controlador PID en la planta, representada por la función de transferencia de la ecuación A.14, mediante el empleo de las variables de estado definidas desde la ecuación A.6 (correspondientes a las respuestas de salida) hasta la ecuación A.12 (referentes a la variable de entrada).

Para resolver la función objetivo utilizando la herramienta AG de *Matlab*[®], deben especificarse los parámetros de número de población, tipo de cruce, mutación y restricciones, esto para obtener los valores óptimos de las ganancias. Como se detalla en la Tabla A.5, el objetivo es encontrar los valores de K_p , K_i y K_d (representados como el vector $[K_p, K_i, K_d]$).

Tabla A.5: Tabla de restricciones del algoritmo genético.

Restricciones.	Valor.
Iteraciones.	300
Limite inferior.	[1,1,1]
Limite superior.	[300,300,300]
Generaciones.	100

Continuación en la siguiente página

Tabla A.5: Tabla de restricciones del algoritmo genético.

Restricciones.	Valor.
Tamaño de población.	50
Fracción cruzada.	80 %

Durante cada iteración se evalúa la respuesta de la planta al definir una posición deseada, permitiendo así el cálculo del error de la posición deseada y la real (ecuación A.15). Se define un tiempo de 0 a 400ms, en el cual en cada iteración se observa la respuesta del controlador con las ganancias establecidas para reducir este error. Sin embargo, la función objetivo, definida como la integral del valor absoluto del error (ecuación A.16), penaliza los errores tanto de valor negativo como positivo. Esto se realiza para evaluar de manera integral la respuesta del sistema con el controlador, ofreciendo una evaluación comprensiva que considera la magnitud y dirección de los errores en la respuesta del sistema. En cada iteración se seleccionan ganancias óptimas para evaluar al mejor individuo, hasta escoger las ganancias con el menor error.

$$e = r - y \quad (\text{A.15})$$

$$e_{in} = \int_0^T |e^2(t)| dt \quad (\text{A.16})$$

La Tabla A.6 muestra las ganancias óptimas conforme a la función objetivo. Sintonizando las ganancias con las propuestas, el controlador PID con la planta tiende a responder, como se observa en la Figura A.2. En esta se observa que el mejor valor de las ganancias está en la Tabla A.6, llegando a la posición deseada en 9 segundos sin perturbación, lo cual es aceptable para el sistema, ya que no requiere una respuesta en corto tiempo, sino representativa para validación.

Tabla A.6: Tabla de ganancias propuestas por el AG.

K_p	K_i	K_d
168.308	95.635	23.596

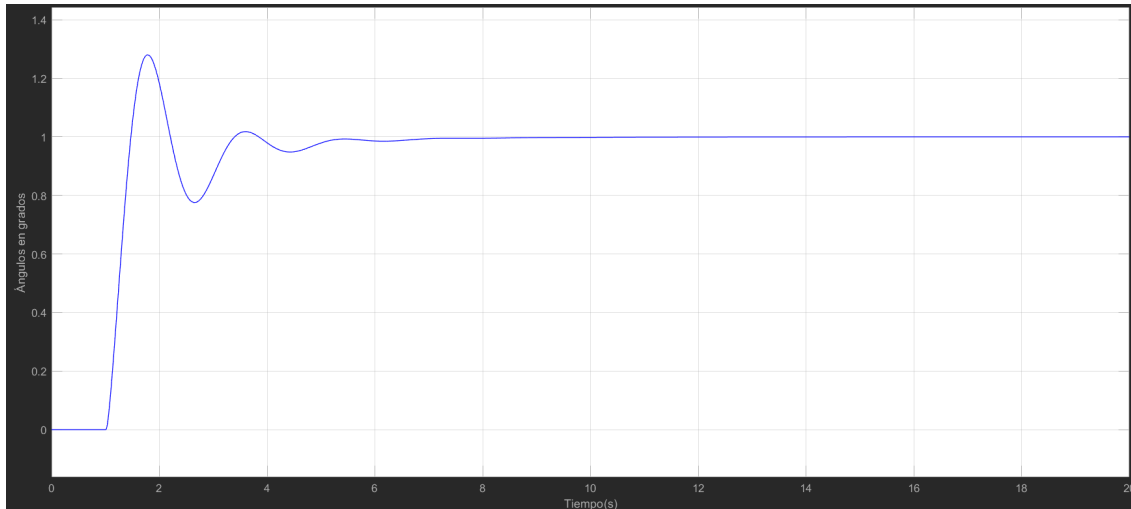


Figura A.2: Respuesta del sistema con las ganancias obtenidas del AG integrados en el controlador PID simulado en Simulink, el eje x representa la entrada escalón de 1° y el eje y el tiempo en segundos.

Segundo método de sintonización de Ziegler Nichols

Para realizar la sintonización de Ziegler Nichols se debe conocer el tipo de respuesta del sistema en lazo abierto de forma natural, como se muestra en la Figura A.3 donde se observa la respuesta de la planta, la cual no llega a la posición deseada.

Aplicando el controlador PID se colocan las ganancias K_i y K_d en valor cero, mientras se varía la ganancia K_p paulatinamente (aumentándolo constantemente), como se observa en la Tabla A.7 para obtener una salida con oscilaciones constantes (Figura A.3), siendo ahora conocida como la ganancia límite (K_u), y posteriormente se analiza el periodo crítico (P_u).

Tabla A.7: Tabla de obtención de intentos para obtener K_u y la oscilación de salida sea constante.

Intento.	Valor de K_u .
#1	100
#2	200
#3	500
#4	750
#5	720
#6	700
#7	690

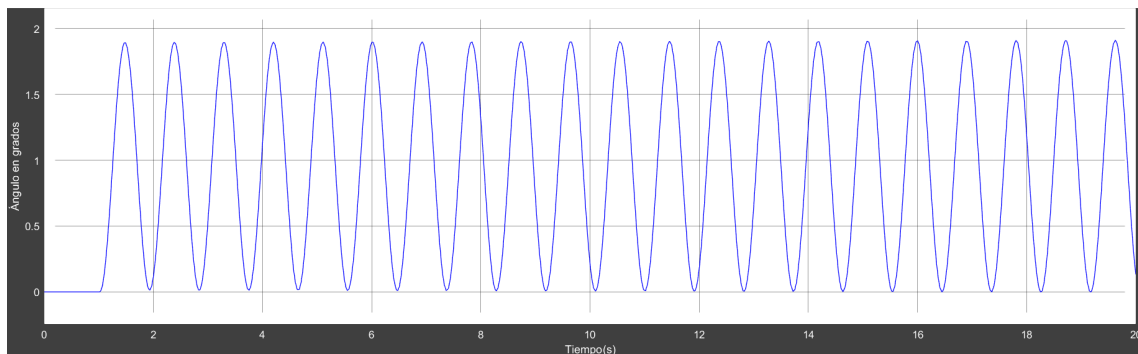


Figura A.3: Obtención de P_u con valor de 890.052ms.

Teniendo el valor de P_u se calculan las ganancias del controlador PID, como se observa en la Tabla A.8 y la respuesta del sistema con las ganancias de la Tabla en el controlador que se muestran en la Figura A.4 en la cual se observa que la posición de un grado llega en 6 segundos.

Tabla A.8: Tabla de valores de ganancias.

Ganancia.	Cálculo.	Valor.
K_p	$0,6 \cdot K_u$	414

Continuación en la siguiente página

Tabla A.8: Tabla de valores de ganancias.

Ganancia.	Cálculo.	Valor.
K_i	$0,5 \cdot P_u$	445.0255
K_d	$0,125 \cdot P_u$	111.315

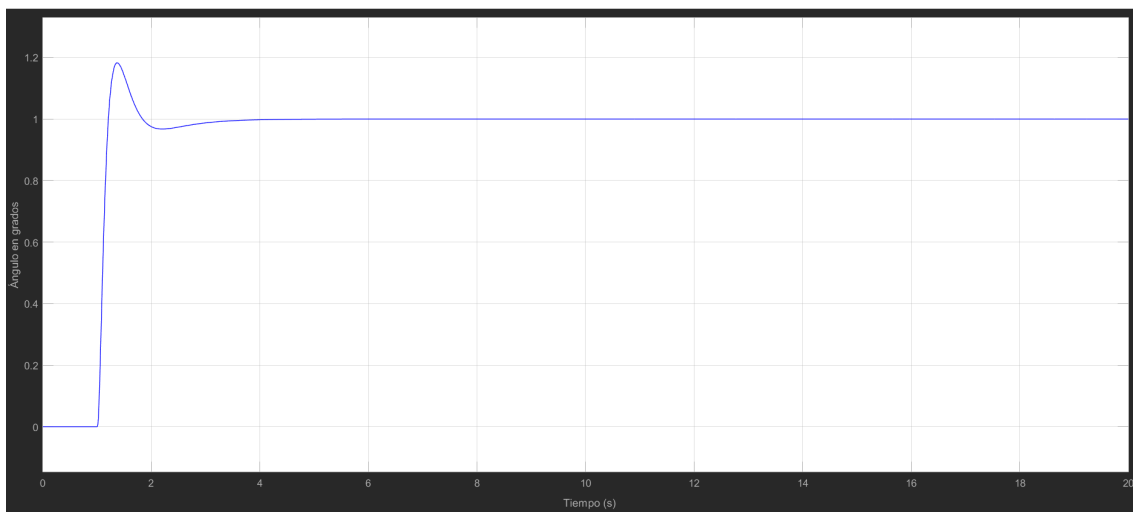


Figura A.4: Respuesta del sistema ante la entrada de 1° durante 20 segundos con ganancias obtenidas con el segundo método de Ziegler Nichols.

Comprobando los dos métodos de sintonización, se puede observar que el método de AG permite obtener las ganancias sin necesidad de aplicar cálculos extras, pero con el segundo método se consigue la posición en menor tiempo, por lo que en este trabajo se utiliza el segundo método por el tiempo de respuesta.

A.6. Controladores Fuzzy para replicar el movimiento con menor error posible

Para diseñar controladores Fuzzy precisos para el tobillo, se requiere conocer las limitaciones de movimiento en esta articulación. Sin embargo, la mayoría de los estudios existentes carecen de datos cuantitativos precisos sobre los rangos de movimiento normales y patológicos. Por esta razón, se proponen dos controladores Fuzzy personalizados que permitan un movimiento angular preciso del tobillo preciso y minimicen los errores, independientemente de las características individuales del paciente utilizando la información de [26].

A.6.1. Controlador de Flexión-Extensión de tobillo

El movimiento de flexión-extensión del tobillo está constituido por una dorsiflexión de 60° y una plantarflexión de 50° . Tomando en cuenta que el tobillo en posición neutra tiene un ángulo de 90° , más los 50° de plantarflexión se obtiene un rango de movilidad de 60° a 140° (si se analiza como un triángulo), como se observa en la Figura A.5.

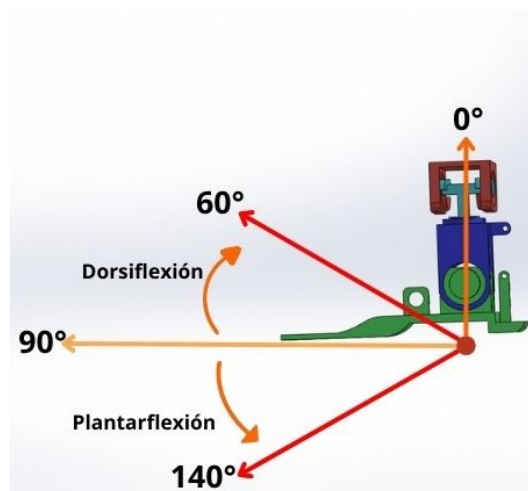


Figura A.5: Representación de análisis para control Fuzzy de flexión-extensión.

Para seleccionar el controlador Fuzzy se realiza un análisis en la respuesta de desfuzificación conforme a las reglas propuestas, el valor de entrada es el ángulo (v) calculado por los subVI's "Obtención de ángulos, Posiciones de las uniones para abducción-aducción y Flexión-extensión de tobillo z "Obtención de ángulos" de la Tabla A.3, la salida es el ángulo de salida, definido por las membresías.

Se realizaron 11 controladores Fuzzy, pero se seleccionaron los 4 mejores en los cuales se observan las características y su error al escoger diferentes valores de entrada y salida, como se muestran en la Tabla A.9.

Tabla A.9: Comparación de controladores diseñados.

Controlador y des-Fuzzyficador	# Función de membresía de entrada.	# Función de membresía de salida	Tipo de funciones de pertenencias	Reglas	Error
1 (Centro de área)	18	8	Trapezoide	5	13.55°
2 (Centro de área)	31	4	Trapezoide Sigmoide	8	[4.6°, v]
3 (Centro de área)	86	86	Trapezoide Sigmoide	86	[11.5°, v]
4 (Centro de área)	86	86	Trapezoide Sigmoide	86	v
5 (Centro de sumas)	87	87	Trapezoide Sigmoide	87	0.016°

Observando la Tabla A.9 se concluye que para obtener un menor error, se requieren funciones de pertenencias trapezoidales en cada ángulo que puede replicar el tobillo y sigmoide para generalizar los ángulos que el cuerpo humano no puede realizar.

Se realizaron diferentes experimentos con la herramienta de diseñador de membresía en LabVIEW para controladores Fuzzy y los mostrados con sus funciones de membresía de

entrada y salida. Se obtenía un error de la posición real y deseada de 0.016 en cada valor al simularlo con esta herramienta. Se establecieron 87 reglas, cada una con un antecedente de conectividad probabilístico, la implicación consecuente tipo producto y el método de defuzzyficación por centros de suma.

Las reglas utilizadas son las siguientes:

- Si $v_{Extremo;inferior}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{Sin;interés;inferior}$ (ángulo de salida). (1 regla)
- Si $v_{Ángulo;de;interés;primario}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{Dorsiflexión}$ (ángulo de salida). (29 reglas)
- Si $v_{Ángulo;recto}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{Neutro}$ (ángulo de salida). (1 regla)
- Si $v_{Ángulo;de;interés;secundario}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{Plantar;flexión}$ (ángulo de salida). (56 reglas)
- Si $v_{Extremo;superior}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{Sin;interés;superior}$ (ángulo de salida). (1 regla)

El ángulo de entrada es representado por v (siendo α y β dependiendo del tobillo a replicar su movimiento) y se utilizará para definir la función de membresía de entrada, la cual se puede observar la (**dar clic:** colores de las funciones de membresía de entrada de flexión-extensión de tobillo) o el 5.º link de **Apéndice A.8**, las reglas son las siguientes:

- Extremo inferior (EI) $0^\circ, 1^\circ, 58^\circ, 59^\circ$
- Ángulo de interés primario (ÁIP) $[60^\circ, 89^\circ]$ $v - 1^\circ, v, v + 1^\circ$
- Ángulo recto (ÁR) $89^\circ, 90^\circ, 91^\circ$
- Ángulo de interés secundario (ÁIS) $[91^\circ, 146^\circ]$ $v - 1^\circ, v, v + 1^\circ$
- Extremo superior (ES) $146^\circ, 147^\circ, 180^\circ, 181^\circ$

La función de membresía EI y ES son de forma sigmoide, ya que no es relevante la exactitud o área de interés con respecto a la réplica en el simulador. Al instante en el que se encuentra en esos ángulos significa que es una movilidad no normal, a diferencia de $\acute{A}IP$, $\acute{A}R$ e $\acute{A}IS$ que son los ángulos de flexión-extensión que el cuerpo humano realiza sin ninguna lesión. Debido a ello, es importante la exactitud en la réplica del movimiento. La Figura (**dar clic:** funciones de membresía de entrada de flexión-extensión de tobillo) o el 6.^o link del **Apéndice A.8** muestra a detalle una de las pertenecientes ($\acute{A}IPI$) funciones de membresía de $\acute{A}IP$, la función de membresía $\acute{A}R$ que representa la posición neutra del pie y $\acute{A}ISI$, una función de pertenencia para los ángulos de interés en extensión.

El ángulo de salida es representado con v , la función de membresía de salida se observa en la Figura (**dar clic:** colores de las funciones de membresía de salida de flexión-extensión de tobillo) o el 7.^o link del **Apéndice A.8**, la cual se presenta a continuación.

- Sin interés inferior (SII) $0^\circ, 1^\circ, 58^\circ, 59^\circ$
- Dorsiflexión (D) $[60^\circ, 89^\circ]$ $v - 1^\circ, v, v + 1^\circ$
- Neutro (N) 89, 90, 91
- Plantarflexión (P) $[91^\circ, 146^\circ]$ $v - 1^\circ, v < v + 1^\circ$
- Sin interés superior (SIS) $146^\circ, 147^\circ, 180^\circ, 181^\circ$

La Figura (**dar clic:** funciones de membresía de salida de flexión-extensión de tobillo) o el 8.^o link del **Apéndice A.8** muestra parte de las funciones de membresía, pero de salida, para mostrar que son de igual forma que las funciones de membresía de entrada, ya que se desea forzar a que los ángulos de interés tengan los mismos ángulos de entrada como las que recibirá el mecanismo de tobillo.

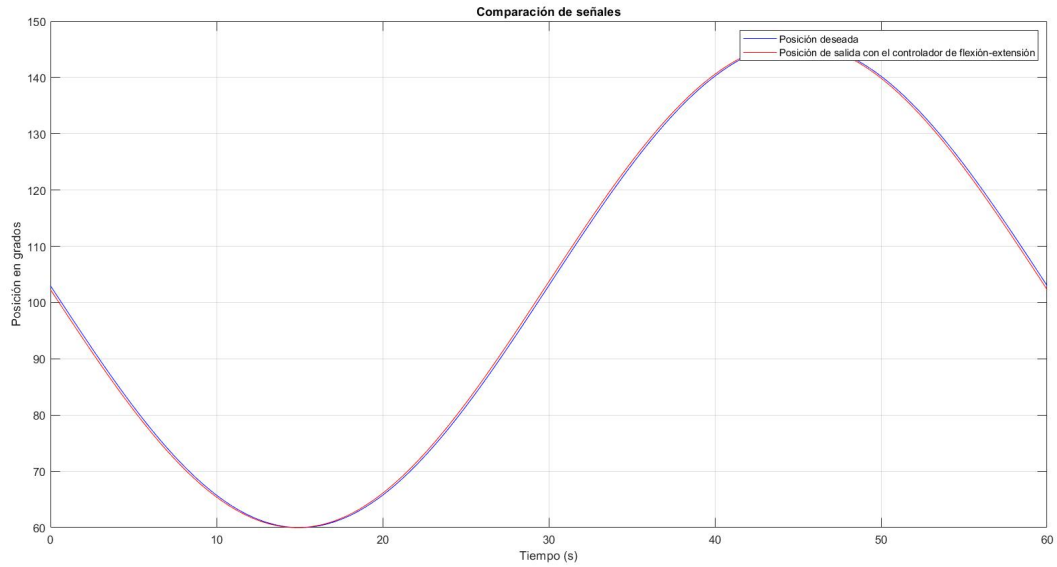


Figura A.6: Simulación para replicar el movimiento de F-E del pie.

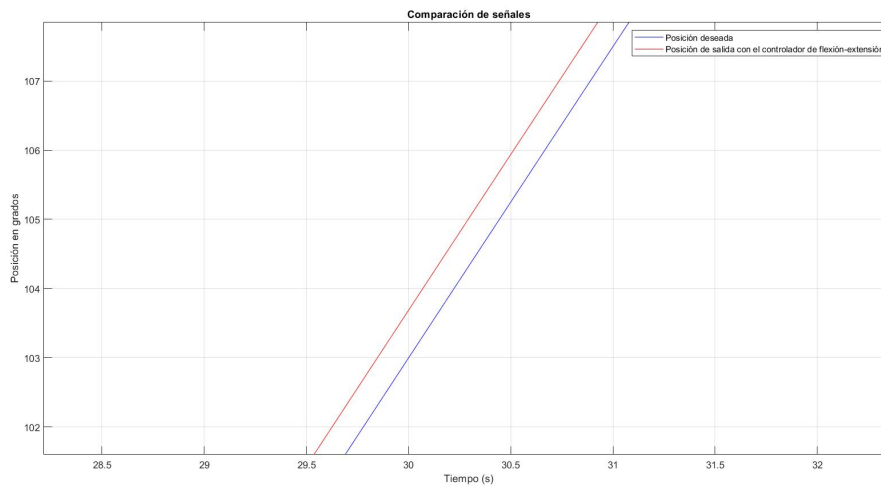


Figura A.7: Simulación para replicar el movimiento de F-E del pie en el segundo 252, mostrando el error de 0.016 grados.

A.6.2. Controlador de Abducción-Aducción para tobillo

El movimiento del tobillo de abducción-aducción está constituido por abducción de 35° y aducción de 45° , tomando en cuenta que el tobillo en posición neutra tiene un ángulo de 90° considerando cómo se colocó la pieza de abducción-aducción en el simulador, la posición neutra fue en un ángulo de 0° , -35° abducción grados y 50° aducción, agregando 5° más como tolerancia, permitiendo que la posición neutra sea como la Figura A.8. Debido a que la cámara Kinect llega a obtener un ángulo de 50° , el resultado (si se analiza como un triángulo para aplicar la ecuación 3.9) se puede observar en la Figura A.9.

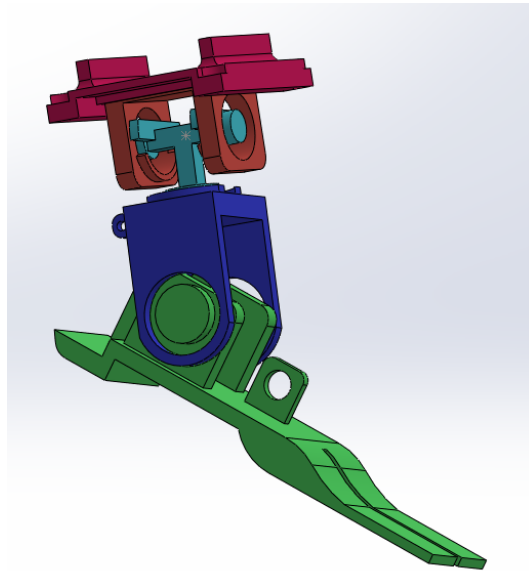


Figura A.8: Unión de piezas que replicarán los movimientos de F-E del pie y A-A de tobillo.

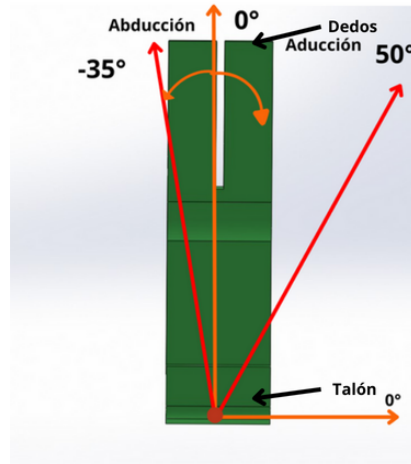


Figura A.9: Representación de análisis para control Fuzzy de abducción-abducción del pie.

De igual manera que con el controlador de flexión-extensión, la función de membresía de entrada y salida presenta un error de 0.016 en cada valor al simularlo con esta herramienta (*Fuzzy system Designer* de LabVIEW). Se establecieron 87 reglas para cada ángulo que el tobillo puede realizar en abducción-aducción con un antecedente de conectividad probabilístico, la implicación consecuente tipo producto y el método de defuzzyficación por centros de suma.

Las reglas son las siguientes:

- Si $v_{\text{Ángulos}_{\text{sin}_i\text{nterés}_i\text{nferior}}}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{\text{Sin}_i\text{nterés}_i\text{nferior}}$ (ángulo de salida). (1 regla)
- Si $v_{\text{Ángulos}_{\text{sin}_i\text{nterés}_p\text{rimario}}}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{\text{Abducción}}$ (ángulo de salida). (35 reglas)
- Si $v_{\text{Ángulo}_{\text{recto}}}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{\text{Neutro}}$ (ángulo de salida). (1 regla)
- Si $v_{\text{Ángulo}_{\text{de}_i\text{nterés}_s\text{ecundario}}}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{\text{Abducción}}$ (ángulo de salida). (50 reglas)
- Si $v_{\text{Ángulo}_{\text{de}_i\text{nterés}_s\text{uperior}}}$ (ángulo de entrada) $\rightarrow v_{\text{Sin}_i\text{nterés}_s\text{uperior}}$ (ángulo de salida). (1 regla)

El ángulo de entrada es representado por F (siendo τ y ϕ , dependiendo del tobillo a replicar movimiento). Se utiliza para definir la función de membresía de entrada como se muestra en la Figura (**dar clic:** colores de funciones de membresía de entrada de abducción-aducción de tobillo) o el 9.º link del **Apéndice** A.8 de la Tabla A.9 las membresías utilizadas se muestran a continuación:

- Ángulos sin interés inferior (ÁSII) $-181^\circ, -180^\circ, -35^\circ, -34^\circ$
- Ángulo de interés primario (ÁIP) $[-35^\circ, 0^\circ]$ $F - 1^\circ, F, F + 1^\circ$
- Ángulo recto (ÁR) $-1^\circ, 0^\circ, 1^\circ$
- Ángulo de interés secundario (ÁIS) $[1^\circ, 50^\circ]$ $F - 1^\circ, F, F + 1^\circ$
- Ángulos sin interés superior (ÁSIS) $50^\circ, 51^\circ, 180^\circ, 181^\circ$

La función de membresía ÁSII y ÁSIS son de forma sigmoide, ya que no es relevante la exactitud o área de interés con respecto a la réplica en el simulador. Al instante en el que se encuentra en esos ángulos significa que es una movilidad no normal, a diferencia de ÁIPI, ÁR e ÁIPF que son los ángulos de abducción-aducción que el cuerpo humano realiza sin ninguna lesión, debido a ello es importante la exactitud en la réplica de movimiento. La Figura (**dar clic:** funciones de membresía de entrada de abducción-aducción de tobillo) o el 10.º link del **Apéndice** A.8 muestra a detalle una de las pertenecientes (ÁIPI) funciones de membresía de ÁIP y ÁIPF de abducción-aducción, la función de membresía ÁR que representa la posición neutra del pie y ÁIPF una función de pertenencia para los ángulos de interés en aducción, ÁIPI siendo abducción.

El ángulo de salida es representado por F , la función de membresía de salida se observa en la Figura (**dar clic :** colores de las funciones de membresía de salida de abducción-aducción de tobillo) o el 11.º link del **Apéndice** A.8, la cual se presenta a continuación:

- Sin interés inferior (SII) $-180^\circ, -179^\circ, -35^\circ, -34^\circ$ $Abducción(AB)[-35, 0]$ $F - 1^\circ, F, F + 1^\circ$

- Neutro (N) $-1^\circ, 0^\circ, 1^\circ$
- Aducción(AD) $[1^\circ, 50^\circ]$ $F - 1^\circ, F, F + 1^\circ$
- Sin interés superior (SIS) $50^\circ, 51^\circ, 179^\circ, 180^\circ$

La Figura (**dar clic:** funciones de membresía de salida de abducción-aducción de tobillo) o el 12.º link del **Apéndice A.8** muestra las funciones de membresía de salida, indicando que son de igual forma que las funciones de membresía de entrada, ya que se desea forzar a que los ángulos de interés tengan los mismos ángulos de entrada como las que recibirá el mecanismo de tobillo.

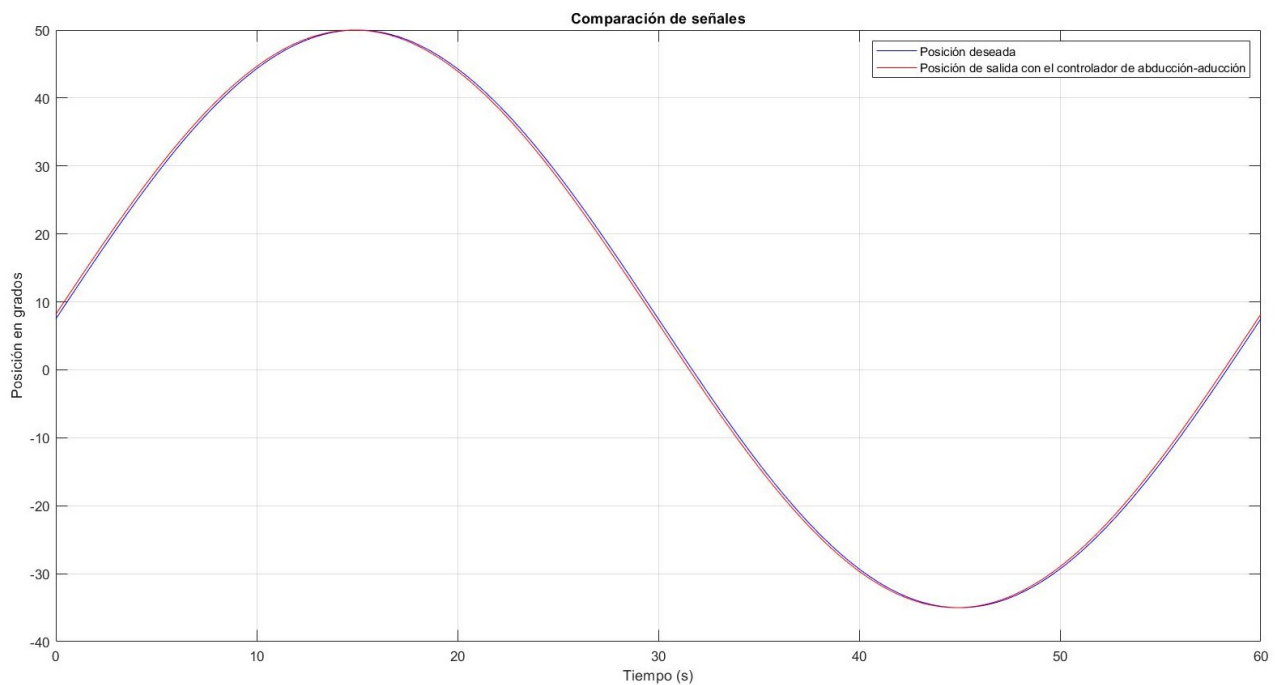


Figura A.10: Simulación para réplica de movimiento de A-A del pie.

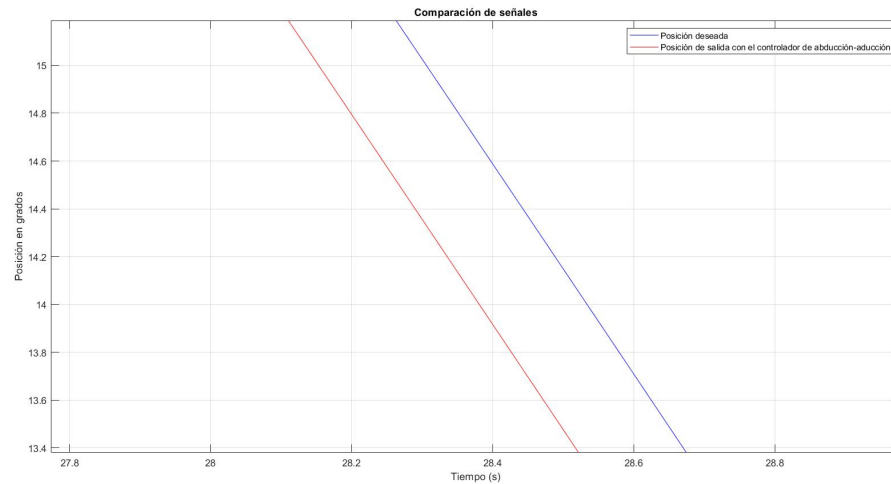


Figura A.11: Zoom de la Figura A.10 que muestra la réplica de movimiento de A-A del pie en el segundo 252, mostrando el error de 0.016 grados.

Con las Figuras A.11 se concluye que el controlador Fuzzy 5 tiene el menor error posible al replicar el movimiento, debido a ello, es la opción óptima para implementar. Los otros controladores tienden a tener un mayor error, estos saliendo del objetivo principal al implementar un controlador.

A.7. Código de conversión a lectura de goniometro en A-A

```
function decena = obtencion_decena(n)
    % OBTENCION_DECENA Obtiene la decena de un numero entero.

    % Convertir el numero a cadena de caracteres
    sn = num2str(n);

    % Verificar la longitud de la cadena
```

```
if length(sn) < 3
    % Si tiene menos de 3 digitos, la decena es el primer
    digito seguido de un cero
    decena = str2num(sn(1) + '0');
else
    % Si tiene 3 o mas digitos, la decena son los dos
    primeros digitos seguidos de un cero
    decena = str2num(sn(1:2) + '0');
end
end

function result = gradosn_a_gradossexa(n)
    % GRADOSN_A_GRADOSSEXA Convierte grados norte a grados
    sexagesimales.

    % Obtener la decena
    sn = obtencion_decena(n);

    if n >= 90
        % De 90 a 100
        if n >= 90 && n <= 100
            result = n - 90;
        elseif n >= 110 && n <= 120
            result = (n - sn) + 170;
        elseif n >= 120 && n <= 130
            result = (n - sn) + 160;
        elseif n >= 130 && n <= 140
            result = (n - sn) + 150;
        elseif n >= 140 && n <= 150
            result = n;
        elseif n >= 150 && n <= 155
            result = n;
        else
```

```
        result = 180;
    end
elseif n <= 90
    % De 80 a 70
    if n >= 80 && n <= 90
        result = abs((n - sn) - 10);
    elseif n >= 70 && n <= 80
        result = (n - sn) + 170;
    elseif n >= 60 && n <= 70
        result = (n - sn) + 160;
    elseif n >= 50 && n <= 60
        result = (n - sn) + 150;
    elseif n >= 40 && n <= 50
        result = (n - sn) + 160;
    else
        result = 180;
    end
end
end
```

A.8. Links de información adicional

1. <https://www.mediafire.com/folder/0i51zmjfulw2e/DiagramasDeFlujo>
2. <https://www.mediafire.com/file/ji9pq3hz4gjurt3/ProcesoCompletoProte.mp4/file>
3. <https://www.mediafire.com/folder/0i51zmjfulw2e/DiagramasDeFlujo>
4. <https://www.mediafire.com/file/5wz4fmwxwaegoml/ReplicaVIDEOCOMPLETO.mp4/file>
5. https://www.mediafire.com/view/cdghb1nxzau5g0x/F_EEntradaExplicacioncolores.png/file
6. https://www.mediafire.com/view/0igscllx9g8wmg3/F_EEntradaFunciones.png/file

7. https://www.mediafire.com/view/jrb9w5ebn6x643s/F_ESalidaExplicacionColores.png/file
8. https://www.mediafire.com/view/9ycc0gyev7x8hdg/F_ESalidaFunciones.png/file
9. https://www.mediafire.com/view/puoz2qyowzy9c77/A_AEntradaExplicacionColores.png/file
10. https://www.mediafire.com/view/eu7vurndckkfj5/A_AEntradaFunciones.png/file
11. https://www.mediafire.com/view/z2w6re22umzmkb0/A_ASalidaExplicacionColores.png/file
12. https://www.mediafire.com/view/tli79eu6bh69oam/A_ASalidaFunciones.png/file
13. <https://www.mediafire.com/view/t2yi96vky71eeww/GeneralHombresRopaNYCal.jpeg/file>
14. <https://www.mediafire.com/view/oupdhehirnloy1s/GeneralHombreRopaDeYSinCal.jpeg/file>
15. <https://www.mediafire.com/view/j46fztrupq28xsl/GeneralMujeresRopaNYCal.jpeg/file>
16. <https://www.mediafire.com/view/aw8803wzlmb94qj/GraficaMujerRopaDeYSinCal.jpeg/file>