



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**PROYECTO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA
EL ANÁLISIS DE MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO**

**AUTORES: GUSTAVO JAVIER ORTIZ VILLAMARÍN
WILLIAN ALBERTO MOSQUERA YÉPEZ**

DIRECTOR: ING. FLAVIO MINOS PINEDA LÓPEZ M.Sc.

CODIRECTOR: Dr. MARCO JAVIER FLORES CALERO

SANGOLQUÍ

ABRIL, 2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICADO

Ing. Flavio Pineda MSC.

Dr. Marco Flores

CERTIFICAN

Que el presente proyecto de grado titulado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO", desarrollado en su totalidad por los señores Gustavo Javier Ortiz Villamarín con CI: 1723157234 y Willian Alberto Mosquera Yépez con CI: 1717549974, ha sido guiado y revisado periódicamente, cumpliendo con las normas estatutarias establecidas en el Reglamento de Estudiantes de la ESPE.

Sangolquí, 27 de Marzo de 2015.


Ing. Flavio Pineda MSC
DIRECTOR


DEPARTAMENTO DE
ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
EQUADOR
ELECTRICA Y ELECTRONICA


Dr. Marco Flores
CO-DIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

GUSTAVO JAVIER ORTIZ VILLAMARÍN
WILLIAN ALBERTO MOSQUERA YÉPEZ

DECLARAMOS QUE:

El proyecto de grado titulado: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO”, ha sido desarrollado con base a una investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie de las páginas correspondientes, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía.

Consecuentemente este trabajo es de nuestra autoría.

En virtud de esta declaración, nos responsabilizamos del contenido, veracidad y alcance científico del proyecto de grado en mención.

Sangolquí, 07 de Abril de 2015.



Gustavo Javier Ortiz Villamarín



Willian Alberto Mosquera Yépez


UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Gustavo Javier Ortiz Villamarín y Willian Alberto Mosquera Yépez

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, la publicación en la biblioteca virtual de la Institución el proyecto de grado titulado: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, 07 de Abril de 2015.



Gustavo Javier Ortiz Villamarín



Willian Alberto Mosquera Yépez

DEDICATORIA

El desarrollo de este proyecto, se lo dedico a mi hijo
José Gustavo, motor vital de inspiración en todo momento.

“Lo fundamental del éxito, ocurre en el transcurso de
su aventura”

Gustavo Javier Ortiz V.

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mis padres, quienes siempre han sido un ejemplo de esfuerzo, dedicación y trabajo duro.

Willian Alberto Mosquera Y.

AGRADECIMIENTO

Este proyecto de tesis, conforma un sin número de experiencias, que sin duda llegaron a ser parte fundamental en el proceso de aprendizaje y enriquecimiento personal de mi vida; la perseverancia, paciencia y constancia con la que he asumido este reto, sencillamente no pudieron haber sido posibles, sin la guía y apoyo constante de quienes han estado involucrados en el proceso de esta etapa; por lo que agradezco a quienes directa e indirectamente llegaron a formar parte de esta aventura.

A Dios, mi principal agradecimiento, quien con su luz y guía, alimenta constantemente mi espíritu, permitiéndome encontrar siempre el camino de la verdad.

A mis padres, Gustavo y Rosalba, por quienes he recibido el apoyo incondicional y constante en cada momento, para hacer de esta etapa de mi vida, una realidad.

A mi amada esposa Mariela, y mi hijo José Gustavo; por su apoyo emocional, paciencia y comprensión, en mis momentos de ausencia.

A mi hermana María José, mi abuelita y tía Inesita, y a toda mi gran familia; quienes siempre estuvieron pendientes con sus mensajes de aliento.

A mis compañeros y amigos, quienes formaron parte de esta gran experiencia, compartiendo momentos de gratitud y respeto.

A nuestro director y codirector, por su valiosa dirección y apoyo, en el afán de orientar este proyecto de forma profesional y llegar a la culminación del mismo.

A todos ustedes mi reconocimiento y gratitud.

Gustavo Javier Ortiz V.

AGRADECIMIENTO

Primeramente a Dios, quien ha sido mi provisión y guía durante esta etapa, dándome las fuerzas para transitar a diario por este camino, luego a mis padres Luis y Josefina, quienes han sido un pilar fundamental a lo largo de mi formación académica, brindándome su apoyo y confianza en todo momento, sin dudar de mis habilidades.

A mi hermano, por su constante preocupación y compañía en todo momento, a mis familiares, quienes me dieron la motivación y las palabras de aliento necesarias, para cumplir con cada una de mis metas, y superarme día a día.

A mis compañeros, con quienes compartimos esfuerzos, luchando hombro a hombro, sin rendirnos hasta llegar a la meta, finalmente a mis amigos, quienes estuvieron presentes a cada instante de este proceso.

Willian Alberto Mosquera Y.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
Introducción.....	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Justificación e Importancia	4
1.3 Alcance	5
1.4 Objetivos.....	6
CAPÍTULO 2	7
Fundamentos teóricos de la marcha y componentes del sistema de análisis de movilidad	7
2.1 Estado del Arte de los sistemas para el análisis de movimiento.....	7
2.2 El ciclo de la marcha	13
2.3 Planos y ejes del cuerpo humano.....	17
2.4 Sensores de Peso	20
2.5 Acondicionador de señal	21
2.6 Tarjetas de adquisición.....	23
CAPÍTULO 3	26
Diseño e implementación del Hardware para la captura de movimiento y peso	26
3.1 Diseño de Hardware	26
3.2 Bloque sensor de peso	27
3.3 Bloque acondicionador de señales.....	34
3.4 Bloque de adquisición de datos.....	41
3.5 Bloque de adquisición de imágenes (Kinect).....	45
3.6 Estructura de Hardware diseñada.	47
CAPÍTULO 4	48
Desarrollo del Software para la captura de movimiento y peso	48
4.1 Diseño de Software	48
Flujograma general	49
4.2 Inicialización de las variables.....	50
4.3 Configuración de funciones en ventana de captura de datos.....	51
4.4 Lectura de Datos.....	52
4.4.1 Detección del esqueleto.....	52

4.4.2	Detección de la imagen	54
4.4.3	Comunicación serial	55
	CAPÍTULO 5	62
	Pruebas y Resultados	62
5.1	Entorno de pruebas del sistema de análisis del movimiento.....	62
5.2	Pruebas de funcionamiento del sistema y resultados experimentales.....	64
	CAPÍTULO 6	121
	Conclusiones y Recomendaciones	121
6.1	Conclusiones.....	121
6.2	Recomendaciones.....	123
	Bibliografía	124

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 1	1
CAPÍTULO 2	7
Figura 1. Sistema basado en cámaras web (Stone & Skubic, 2011)	8
Figura 2. Posición aproximada de los Kinects, cámaras web y la pista de caminata. Las líneas (rojo, azul y verde) muestran el campo de visión de las cámaras	8
Figura 3. Ejemplo de descenso de escaleras de una persona: (a)-(b) descenso normal, (c)-(d) sobrepaso, y (e)-(f) caída.....	10
Figura 4. Fases del ciclo completo de la marcha.....	14
Figura 5. Marcha Humana a través de un ciclo (Gómez et al., 2011, pág. 64)	15
Figura 6. Ciclo completo de la marcha humana. (Encarnación, 2012, pág. 7).....	16
Figura 7. Posición Anatómica (MedTempus, 2006).....	17
Figura 8. Planos corporales del cuerpo humano	18
Figura 9. Ejes de movimiento (Sastre Solsona, 2014).....	19
Figura 10. Célula de carga extensiométrica	21
Figura 11. Tarjeta Arduino Uno.....	25
CAPÍTULO 3	26
Figura 12. Esquema del sistema de análisis de movimiento	27
Figura 13. Celda de carga TEDEA 1263	30
Figura 14. Dimensiones del sensor de peso Tedeia 1263.....	30
Figura 15. Esquema de conexión eléctrico	31
Figura 16. Estructura F-kg-4252.....	33
Figura 17. Plataforma de la estructura metálica	33
Figura 18. Transformador eléctrico 120VAC - 24VDC.....	36
Figura 19. Puente de diodos	37
Figura 20. Distribución de voltaje del Regulador de voltaje LM7812.....	37
Figura 21. (a) Esquema eléctrico para la fuente de alimentación, (b) Placa PCB diseñada.	38
Figura 22. Imagen de la tarjeta HX711.....	40
Figura 23. Esquema de conexión eléctrico del acondicionador HX711.....	40
Figura 24. Lados frontal y posterior de la tarjeta Arduino Uno	43
Figura 25. Esquema de conexión de la tarjeta arduino	45
Figura 26. Dispositivo Kinect para Windows.....	46

Figura 27.	Vista Superior de la estructura de hardware diseñada.....	47
Figura 28.	Vista frontal (a) y posterior (b), de la estructura de hardware diseñada ..	47
	CAPÍTULO 4	48
Figura 29.	Flujograma general del sistema	49
Figura 30.	Inicialización del Kinect	52
Figura 31.	Procedimiento de detección de esqueleto	53
Figura 32.	Procedimiento de detección de imagen	54
Figura 33.	Procedimientos de lectura y de escritura en la base de datos	56
Figura 34.	Procedimiento de gráficos de curvas	57
Figura 35.	Ventana de presentación	58
Figura 36.	Ventana de captura de datos	59
Figura 37.	Ventana de análisis de datos	60
Figura 38.	Visualización de imagen de la persona, según el punto elegido	61
	CAPÍTULO 5	62
Figura 39.	Entorno de pruebas. (A) sensor Kinect, (B) plataformas de peso, (C) plataformas de reposo.....	62
Figura 40.	Distancias y medidas dentro del entorno de pruebas	63
Figura 41.	Sistema de análisis de movimiento en entorno real de pruebas.....	64
Figura 42.	Generación de la curva ideal de la marcha, medidas en varias personas .	66
Figura 43.	Curvas gráficas de la marcha ideal. Pie izquierdo y derecho, en el plano Y vs T, para el caso de la marcha pronunciada	67
Figura 44.	Curvas gráficas de la marcha ideal. Pie izquierdo y derecho, en el plano Y vs T, para el caso de la marcha normal.....	68
Figura 45.	Ciclo completo de la marcha humana, referencia pie izquierdo. (Encarnación, 2012, pág. 7).....	70
Figura 46.	Puntos de flexión de rodilla de 5 personas (P1-P5), en marcha pronunciada, con sus respectivos ángulos	72
Figura 47.	Gráfica de dispersión de los movimientos de flexión de la rodilla en marcha pronunciada (a) y su promedio (b)	73
Figura 48.	Distribución normal de la fase del ciclo de la marcha, en el caso de marcha pronunciada	75
Figura 49.	Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en marcha pronunciada	75
Figura 50.	Distribución normal de la fase del primer apoyo bipodal, en marcha pronunciada	76

Figura 51.	Distribución normal de la fase del segundo apoyo bipodal, en marcha pronunciada.	76
Figura 52.	Distribución normal de la fase de apoyo monopodal izquierdo, en marcha pronunciada	77
Figura 53.	Distribución normal de la fase de apoyo monopodal derecho y oscilación izquierda, en marcha pronunciada	77
Figura 54.	Distribución normal del ángulo de flexión de la rodilla izquierda, en grados	78
Figura 55.	Puntos de flexión de rodilla de 5 personas (P1-P5), en marcha normal, con sus respectivos ángulos	79
Figura 56.	Gráfica de dispersión de los movimientos de flexión de la rodilla en marcha normal (a), y su promedio (b)	80
Figura 57.	Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en el caso de la marcha normal	82
Figura 58.	Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en el caso de la marcha normal	82
Figura 59.	Distribución normal de la fase del primer apoyo bipodal, en el caso de la marcha normal.....	83
Figura 60.	Distribución normal de la fase del segundo apoyo bipodal, en el caso de la marcha normal.....	83
Figura 61.	Distribución normal de la fase de apoyo monopodal izquierdo, en el caso de la marcha normal	84
Figura 62.	Distribución normal de la fase de apoyo monopodal derecho y oscilación izquierda, en el caso de la marcha normal	84
Figura 63.	Distribución normal del ángulo de flexión de la rodilla izquierda, en grados, para el caso de la marcha normal	85
Figura 64.	Curva angular rodilla izquierda, en el caso de marcha limitada	86
Figura 65.	Curva angular rodilla derecha, en el caso de marcha limitada	86
Figura 66.	Error de captura de Kinect, en el escenario de marcha limitada.....	87
Figura 67.	Curvas gráficas del pie izquierdo (color azul), pie derecho (color marrón) en marcha pronunciada, apoyo celda pie izquierdo (color amarillo), apoyo celda pie derecho (color lila)	89
Figura 68.	Detalle de curva del pie izquierdo y del pie derecho en el caso de marcha pronunciada	90
Figura 69.	Gráfica de la secuencia de del pie izquierdo y derecho en ciclo de la marcha	90
Figura 70.	Duración del ciclo de la marcha en el caso de marcha pronunciada.....	91
Figura 71.	Distancia recorrida en el ciclo de la marcha, en el caso de marcha pronunciada	92

Figura 72.	Tiempos en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada	93
Figura 73.	Distancia en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada	94
Figura 74.	Fases de apoyo bipodal o doble apoyo en el caso de la marcha pronunciada	94
Figura 75.	Distancia en fase de doble apoyo, en el caso de marcha pronunciada	95
Figura 76.	Fases de apoyo monopodal en marcha pronunciada	96
Figura 77.	Distancia en fase de apoyo monopodal, en el caso de marcha pronunciada	97
Figura 78.	Fases de oscilación en el caso de marcha pronunciada.....	97
Figura 79.	Distancia en fases de oscilación, en el caso de la marcha pronunciada	98
Figura 80.	Ángulos de la rodilla izquierda en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de marcha pronunciada.....	99
Figura 81.	Ángulos de la rodilla derecha en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de marcha pronunciada	99
Figura 82.	Modelo de marcha pronunciada vs marcha Paciente 1	104
Figura 83.	Curvas gráficas del pie izquierdo (Color azul) y del pie derecho (Color marrón) en marcha normal, en el caso de la marcha pronunciada.....	105
Figura 84.	Gráfica de la secuencia de del pie izquierdo y derecho en ciclo de la marcha normal.....	105
Figura 85.	Duración del ciclo de la marcha; en el caso de la marcha normal.....	106
Figura 86.	Identificación de la duración del ciclo de la marcha, con referencia al plano X vs T.	106
Figura 87.	Distancia recorrida en el ciclo de la marcha normal.....	107
Figura 88.	Tiempos en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho, en el caso de la marcha normal.....	108
Figura 89.	Distancia en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal.....	109
Figura 90.	Representación de la fase de apoyo (a) y oscilación (b) del pie izquierdo en el caso de la marcha normal	109
Figura 91.	Fases de apoyo bipodal o doble apoyo, en el caso de la marcha normal	110
Figura 92.	Distancia en fase de doble apoyo, en el caso de la marcha normal	111
Figura 93.	Fases de apoyo monopodal en el caso de la marcha normal	111
Figura 94.	Distancia en fase de apoyo monopodal, en el caso de la marcha normal	112
Figura 95.	Fases de oscilación en el caso de la marcha normal.....	113
Figura 96.	Distancia en fases de oscilación, en el caso de la marcha normal.....	113

Figura 97. Ángulos de la rodilla izquierda en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de la marcha normal.....	115
Figura 98. Ángulos de la rodilla derecha en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de la marcha normal.....	115
Figura 99. Modelo de marcha normal vs marcha Paciente 2	120
CAPÍTULO 6	121
Bibliografía.....	124

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 1	1
CAPÍTULO 2	7
Tabla 1 Resultados de secuencia al caminar (Longitud, tiempo y velocidad)	9
Tabla 2 Experimento 1: Precisión en la duración de la zancada.....	11
Tabla 3 Resumen de investigaciones que usan sistemas de análisis de movimiento ..	12
CAPÍTULO 3	26
Tabla 4 Requerimientos para el módulo sensor de peso	29
Tabla 5 Comparación de sensores de peso	29
Tabla 6 Especificaciones técnicas de la celda de carga TEDEA 1263	31
Tabla 7 Requerimientos para la estructura metálica.....	32
Tabla 8 Comparación de soportes	32
Tabla 9 Especificaciones técnicas del soporte	33
Tabla 10 Requerimientos del módulo de alimentación.....	35
Tabla 11 Requerimientos del conversor	38
Tabla 12 Comparación de acondicionadores.....	39
Tabla 13 Especificaciones técnicas HX711	40
Tabla 14 Requerimientos para la tarjeta de adquisición de datos	42
Tabla 15 Comparación de tarjetas de adquisición de datos.....	43
Tabla 16 Especificaciones técnicas de la tarjeta Arduino Uno R3	44
Tabla 17 Especificaciones técnicas de Kinect	46
CAPÍTULO 4	48
Tabla 18 Descripción de variables relacionadas con Kinect	50
Tabla 19 Descripción de variables para tiempo, pantalla RGB, base de datos y comunicación serial	51
Tabla 20 Configuración de parámetros comunicación serial	55
CAPÍTULO 5	62
Tabla 21 Datos generales de participantes en la obtención de curva ideal de la marcha 66	66
Tabla 22 Datos obtenidos por 5 personas en la fase del ciclo de la marcha pronunciada, según pierna izquierda.....	74

Tabla 23	Datos obtenidos por 5 personas en la fase del ciclo de la marcha normal, según pierna izquierda.....	81
Tabla 24	Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha; marcha normal.	86
Tabla 25	Datos de la duración del ciclo de la marcha, en el caso de marcha pronunciada.	92
Tabla 26	Datos de la fase de apoyo pie izquierdo y derecho; marcha pronunciada.	94
Tabla 27	Datos de la fase de apoyo bipodal; marcha pronunciada.	96
Tabla 28	Fase de apoyo monopodal del pie izquierdo y derecho en el caso de la marcha pronunciada.	97
Tabla 29	Fase de oscilación del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada.	98
Tabla 30	Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha, en el caso de marcha pronunciada.	100
Tabla 31	Datos generales obtenidos en el ciclo de la marcha pronunciada.....	100
Tabla 32	Datos porcentuales del paciente 1 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha pronunciada, según pierna izquierda.	101
Tabla 33	Datos porcentuales del paciente 1 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha normal, según pierna izquierda.	103
Tabla 34	Datos de la duración del ciclo de la marcha en el caso de marcha normal. ...	107
Tabla 35	Datos de la fase de apoyo pie izquierdo y derecho; marcha normal.....	109
Tabla 36	Datos de la fase de apoyo bipodal, en el caso de marcha normal.....	111
Tabla 37	Fase de apoyo monopodal del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal.	112
Tabla 38	Fase de oscilación del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal.	114
Tabla 39	Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha en el caso de marcha normal.	115
Tabla 40	Datos generales obtenidos del ciclo de la marcha normal.	116
Tabla 41	Datos porcentuales del paciente 2 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha normal, según pierna izquierda.	117
Tabla 42	Datos porcentuales del paciente 2 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha pronunciada, según pierna izquierda.	119
Tabla 43	Resumen de modelos de marcha, en paciente 1 y 2.	120
	CAPÍTULO 6	121
	Bibliografía	124

RESUMEN

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL ANÁLISIS DE MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO

Todos los días realizamos actividades, no solo en nuestro hogar sino también fuera del mismo, teniendo la necesidad de desplazarnos de un punto a otro caminando; conociendo a la vez, que varias personas presentan dificultades o anomalías al realizar su desplazamiento en dicha caminata. La ciencia y la tecnología han realizado avances en este campo, al analizar y detectar ciertas anomalías en el ciclo de marcha, que empieza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie. Este sistema, busca facilitar el análisis del ciclo de la marcha, brindando una solución eficaz a la complejidad e inconvenientes al momento de la toma de datos del paciente, ya que permite captar los movimientos de manera continua e ininterrumpida, y sobre todo, en tiempo real; esto, dentro de un entorno de pruebas, que consta de varias plataformas de peso, y un sensor Kinect, que permiten recolectar la información, procesarla y ordenarla para ser almacenada en una base de datos. La visualización de resultados se lo realiza por medio de la interfaz gráfica del sistema, que permite seleccionar y presentar los datos del desplazamiento lineal y angular de cada una de las articulaciones del cuerpo, en los planos y ejes corporales; tomando como punto de referencia la posición en la que se encuentra ubicado el sensor Kinect y el paciente, permitiendo de esta manera cuantificar los resultados, para efectuar un análisis del ciclo de la marcha en cada una de sus fases y detectar posibles anomalías, comparando los datos obtenidos en la prueba con otros obtenidos experimentalmente.

PALABRAS CLAVES

KINECT

MARCHA

CICLO

PLATAFORMA

PLANOS

ABSTRACT**DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A SYSTEM FOR THE ANALYSIS
OF HUMAN BODY MOVEMENT**

Every day we perform different activities, and not only at home, also we do it outside, with the need to move from one point to another; walking, and knowing at the same time, that several people have difficulties or anomalies to make their displacement in that hike. Science and technology have made a progress in this field, to analyze and detect certain abnormalities in the gait cycle, which begins when the foot touches the ground and ends with the next contact of the same foot. This system seeks to facilitate the analysis of the gait cycle, providing an effective solution to the complexity and disadvantages in the time of taking the data of the patient, because it can capture movements continuous and uninterrupted manner, and above all, in real time. This is a test environment consisting of several platforms weight, and a Kinect sensor, which allows collecting information, processing it and order it to be stored in a database. The visualization of results it has done through the graphic interface system that allows selecting and presenting the data of the linear and angular displacement of each of the joints of the body, on the plans and body axes; taking as reference the position in which the Kinect sensor and the patient are located, allowing to quantify the results, to conduct an analysis of the gait cycle in each of its phases and detect anomalies, comparing the data obtained in the test with others results obtained experimentally.

KEY WORDS**KINECT****GAIT****CYCLE****PLATFORM****PLANE**

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

Los inicios del análisis de movimiento se remontan a tiempos pre-históricos con dibujos encontrados en cuevas o grabados en estatuas. Pero, no fue hasta hace unos siglos atrás cuando Santorio aplicó la mecánica a la medicina, para representar cuantitativamente los fluidos que entraban y salían del cuerpo. Luego Descartes, tras mirar volar a una mosca y posarse sobre la esquina del cuarto se dio cuenta de la posibilidad de representar el movimiento con un sistema de coordenadas cartesiano, contribuyendo en gran manera al análisis de movimiento que se dio en el siglo XVII, en el que Giovanni Borelli describía métodos complejos de movimientos como saltar, correr y nadar, así como algunos análisis de la marcha y el movimiento de los músculos.

En el siglo XIX Jules Marey incorporó la cinematografía al análisis del movimiento, con la construcción de una pista circular de 500 metros que incluía varios monitores de TV, en la que captaba el movimiento de personas y animales, desarrollando una técnica para grabar secuencias de movimientos a velocidades relativamente altas, siendo ésta la cámara de cine. A través de este aparato se podían visualizar cuadro a cuadro el movimiento realizado, retratando imágenes que no se podía ver con el ojo, esto a su vez, fue de utilidad para Muybridg que disparó 24 cámaras secuencialmente para grabar los patrones de un hombre caminando y corriendo, sirviendo de base para estudios realizados en la actualidad.

Hoy en día, existen varias universidades e institutos de investigación que se encuentran desarrollando estudios relacionados al análisis de movimiento, (Jáuregui, 2013). En el Ecuador también se han implementado procesos de este tipo, con la creación del “LAM” en 2009 (Laboratorio de Análisis de Movimiento, 2014).

Este es el primer laboratorio de análisis de movilidad en nuestro país y el tercero en Latinoamérica, permitiendo realizar exámenes complementarios usando tecnología avanzada orientada al estudio analítico del movimiento y sus efectos durante la marcha. Este tipo de sistemas han permitido traducir los rangos del movimiento del cuerpo en datos, para el análisis en diferentes ámbitos, como clínicos, biomecánicos y deportivos.

Varios estudios han encontrado que los deportistas frecuentes al ejecutar una técnica de movimiento particular, como puede ser el salto, la marcha, la forma de caminar, el correr, etc.; tienden a adquirir una mejora en su destreza y a afinar su técnica, esto a su vez es relativamente proporcional a una tendencia de deficiencia o desgaste de la zona musculoesquelética implicada, provocada precisamente por su constante entrenamiento. Esto puede marcar un punto importante en el ciclo de su profesión dado que tiende a ser el problema que más adolecen los deportistas en general.

En disciplinas como el atletismo, por ejemplo en los 100 metros planos, la técnica utilizada para el arranque de la carrera es muy importante, unas cuantas milésimas de segundo pueden marcar la diferencia entre el primer y último puesto de llegada. Aquí es cuando los sistemas de análisis de movimiento tienen cabida dentro del deporte, determinando de manera científica cómo mejorar la técnica de arranque; previo análisis del gesto deportivo, que comúnmente está ejecutando la persona, para posteriormente optimizarlo.

Así mismo, se puede afirmar, que uno de los ámbitos de análisis más importantes en el movimiento del cuerpo humano, es sin duda el caminar (o marcha humana), ya que es la base fundamental de una persona para poder desempeñarse en otros campos de movimiento más específicos, que a su vez se pueden complementar con análisis más detallados del cuerpo.

En la actualidad existen laboratorios profesionales de análisis del movimiento humano, equipados con sofisticado instrumental y aparataje, como plataformas dinamométricas, plantillas instrumentadas, cámaras infrarrojas, técnicas de electromiografía y posturografía, que permiten hallar los distintos parámetros de la marcha; específicamente al respecto de éste último, se relaciona al francés Honoré de Balzac quien desarrolló su actividad profesional en la primera mitad del siglo XIX, con un análisis de la marcha humana. La manera de caminar es un aspecto que considera importante, razón por la cual escribió un tratado sobre la manera de caminar titulado “Teoría del andar” (Balzac, 2013, pág. 40), realizando afirmaciones muy acertadas y proponiendo una serie de axiomas, en donde considera los factores que pueden modular la marcha, como diferencias raciales, culturales, sociales y climáticas, además de otros factores como el calzado, el peso, la altura o diversas patologías. (Balzac, 2013, págs. 53-66).

Aunque Balzac realizó su análisis de la marcha mediante la observación analítica y no empleó ningún instrumento de análisis o medición; Balzac fue uno de los primeros precursores en el estudio del análisis del movimiento del cuerpo, específicamente de la marcha; sus principales conceptos han servido como base fundamental para estudios más sofisticados, incluyendo tecnología con sistemas de análisis del movimiento del cuerpo humano más descriptivos y biomecánicamente específicos.

En el área de estudio del análisis del movimiento humano, la técnica más utilizada en los diferentes campos de aplicación: clínico, biomecánico o deportivo, ha sido el rastreo óptico. Las técnicas de rastreo óptico hacen uso de múltiples sensores de imágenes bidimensionales (cámaras) para estimar la posición de una persona, herramienta u objeto. Usualmente para llevar a cabo el rastreo del movimiento de un cuerpo, estos métodos hacen uso de patrones o de marcas reflectivas (también llamados marcadores) ligadas a dicho cuerpo con el fin de facilitar mediante el contraste la identificación de los puntos anatómicos que requiere el sistema, para que posterior a la reconstrucción tridimensional se pueda calcular el modelo biomecánico del movimiento. (Díaz, Toro, Forero, & Torres, 2009)

Gracias al avance tecnológico, en la actualidad se han podido crear cámaras de alta velocidad de captación de video, como también sistemas que permiten capturar el movimiento exacto de la persona al realizar un movimiento determinado, para posteriormente ser analizado mediante curvas gráficas y poder determinar de manera técnica y detallada cuáles son las zonas corporales que tienen alguna afección o inestabilidad, para posteriormente tratar dicha zona y compensar tanto el buen desempeño físico así como el mejoramiento de una técnica determinada, en este caso la marcha.

Dada la gran importancia que tiene el movimiento del cuerpo humano, específicamente en el proceso de la marcha; se propone el desarrollo del proyecto de grado titulado “Diseño e implementación de un sistema para el análisis de movimiento corporal humano”; el mismo que permitirá capturar una secuencia del movimiento del cuerpo en tres dimensiones, para obtener las distintas curvas gráficas, a partir de cada una de las articulaciones del cuerpo; para identificar las características fundamentales del movimiento del cuerpo, con respecto al proceso de la marcha.

1.2 Justificación e Importancia

El estudio del análisis del movimiento es importante para la implementación de una diversidad de aplicaciones en algunos campos como la ortopedia, la traumatología, neurología, fisioterapia y la rehabilitación física (Pineda, 2013). Adicionalmente para el caso de niños y adultos con trastornos de la marcha se puede trabajar en condiciones que causan la marcha defectuosa y disimetría de miembros inferiores.

En la actualidad se han considerado a los sistemas de análisis del movimiento humano como uno de los pilares fundamentales al momento de estudiar y diagnosticar el desempeño móvil de una persona, para determinar sus distintas falencias y debilidades en el proceso de marcha o gesto deportivo.

Esta propuesta innovadora tiene el objetivo de ofrecer un diagnóstico complementario, que apoyará a los especialistas en el campo de las afecciones neuromotoras y musculo esqueléticas, a planificar el tratamiento de sus pacientes. Es así que con este sistema, será posible establecer un plan de tratamiento para mejorar la forma de caminar de las personas que presentan anomalías en el proceso de la marcha.

Como caso particular de estudio, se analizará la marcha de una persona, obteniendo datos de cada uno de los miembros inferiores del cuerpo, para compararlos respecto de un movimiento normal de la marcha.

El desarrollo de esta investigación, es la base fundamental para otras implementaciones, como lo es en el campo deportivo, cuyos resultados permitirían obtener un análisis biomecánico en diferentes disciplinas. Es así que el sistema propuesto comprende la captura de datos de todas las articulaciones del cuerpo humano, permitiendo de esta manera obtener la mayor cantidad de información posible para análisis futuros.

1.3 Alcance

Para complementar un mejor diagnóstico médico en el campo de las afecciones neuromotoras y musculo esqueléticas en personas con problemas al caminar; en el presente proyecto se implementa un sistema de análisis de movilidad basado en tecnología avanzada, que incorpora el uso del dispositivo Kinect y de sensores de peso, que permiten determinar el ciclo de la marcha de una persona, para lo cual se contempla el diseño e implementación de las siguientes etapas:

- Instalar el dispositivo Kinect y seleccionar el software correspondiente para su uso.
- Diseñar e implementar el sistema de adquisición de señales, para el dispositivo Kinect y los sensores de peso.

- Diseñar e implementar la Interfaz-Humano-Máquina (HMI) para visualizar los resultados obtenidos por los sensores.
- Diseñar e implementar el programa para la adquisición de datos.
- Desarrollar pruebas, modificaciones y la calibración del sistema de análisis de movimiento.
- Elaborar un manual de usuario.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema de análisis del movimiento corporal humano mediante el uso de una cámara Kinect y de sensores de peso, que permitan determinar las curvas características del movimiento al caminar.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Investigar sobre los movimientos característicos generados por una persona al caminar.
- Diseñar e implementar el hardware para:
 - i) Recolectar la información de presión de la pisada.
 - ii) Captar la información de los movimientos de la persona mediante la adquisición de las señales corporales usando el dispositivo Kinect.
 - iii) Transmitir la información al sistema de monitoreo.
- Diseñar y desarrollar el software para la captura y manipulación de la información del movimiento y de la presión de pisada de la persona.
- Generar y procesar las curvas características del movimiento al caminar.
- Evaluar el desempeño del prototipo mediante mediciones realizadas en varios individuos, en el caso de personas con problemas al caminar.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA MARCHA Y COMPONENTES DEL SISTEMA DE ANÁLISIS DE MOVILIDAD

2.1 Estado del Arte de los sistemas para el análisis de movimiento

Se pueden citar algunas investigaciones que se han realizado a lo largo de los últimos años, en donde se han utilizado varios sistemas para analizar el movimiento humano, empleando distintos tipos de herramientas, que han hecho posible la visualización de los distintos resultados de interés.

Los autores (Stone & Skubic, 2011), presentaron un análisis de la medición de la variabilidad del andar zancada-a-zancada (paso-a-paso) de forma pasiva en un hogar utilizando dos técnicas de monitoreo basado en visión, con datos de video de un sistema de dos cámaras web, y con imágenes de profundidad de un solo sensor Kinect.

Según estos autores, millones de personas de la tercera edad sufren frecuentemente de caídas, por lo que en sus trabajos analizan la marcha para determinar los patrones de esta causa. Además indican que los estudios han demostrado, que las medidas de la variabilidad del andar zancada-a-zancada son predictivas de caídas en dichas personas. Para este análisis, se pidió a un grupo de participantes llevar a cabo una serie de caminatas cortas mientras eran monitoreados por los dos sistemas basados en visión, junto con un sistema de captura de movimiento basado en marcadores (Vicon, 2014). Las medidas de la variabilidad de andar paso-a-paso se calcularon utilizando cada uno de los sistemas y se compararon con los obtenidos del sistema Vicon.

La representación del sistema basado en dos cámaras se lo puede observar en la Figura 1(a y b), la captura de video realizada con Kinect se presenta en la Figura 1(c); finalmente el sistema resultante se muestra en una imagen en 3D como se representa en la Figura 1 (d).

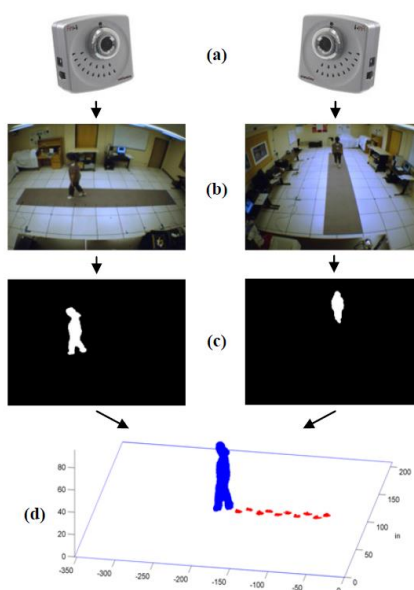


Figura 1. Sistema basado en cámaras web (Stone & Skubic, 2011)

Para las pruebas se utilizaron 2 Kinects (cada uno actuando de manera independiente) y dos cámaras web; instalados en un laboratorio. La Figura 2 muestra la disposición de las cámaras instaladas así como la ubicación aproximada de la pista de caminata. Con la ayuda de tres personas, se realizaron un total de 18 secuencias de caminata; cada participante debía caminar lento, normal y rápido, por dos secuencias. Cada secuencia contenía entre cinco y nueve pasos.

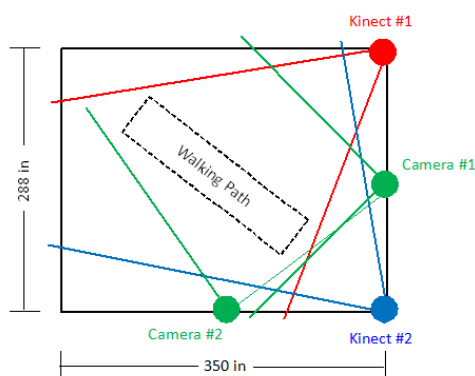


Figura 2. Posición aproximada de los Kinects, cámaras web y la pista de caminata. Las líneas (rojo, azul y verde) muestran el campo de visión de las cámaras

Finalmente realizaron una comparación de la longitud, el tiempo, y los resultados de velocidad de los pasos obtenidos a partir de cada uno de los sistemas en comparación con el Vicon, los detalles se observan en la Tabla 1.

Tabla 1

Resultados de secuencia al caminar (Longitud, tiempo y velocidad)

Desviación Estándar zancada-a-zancada de la Longitud de la zancada comparada con Vicon			
	Kinect #1	Kinect #2	Cámaras Web
Diferencia de Medias (cm)	2.60	1.09	0.53
Desviación Estándar (cm)	2.45	1.14	0.65
Desviación Estándar zancada-a-zancada del Tiempo de la zancada comparada con Vicon			
	Kinect #1	Kinect #2	Cámaras Web
Diferencia de Medias (ms)	64.8	26.41	64.22
Desviación Estándar (ms)	104.36	42.84	33.01
Desviación Estándar zancada-a-zancada de la Velocidad de la zancada comparada con Vicon			
	Kinect #1	Kinect #2	Cámaras Web
Diferencia de Medias (cm/s)	0.45	-0.04	2.77
Desviación Estándar (cm/s)	0.70	0.72	2.13

La Tabla 1, muestra que los datos tanto de longitud, como de velocidad tienen una desviación estándar pequeña, lo que indica una buena aproximación en los resultados; esto no sucede con los datos de tiempo, en donde la desviación estándar es más grande, esto debido a que cada persona emplea tiempos distintos al realizar la zancada, por factores como estatura y velocidad.

Otro trabajo del uso de sistemas de análisis de movimiento fue publicado por (Parra et al., 2012). Estos autores indican que las caídas en las gradas son una causa común de accidentes en las personas de la tercera edad. Estudiando los mecanismos que conducen a este tipo de accidentes, se pueden evitar las caídas y apoyar la vida independiente de los ancianos. Para su implementación se utilizó la información obtenida, en tiempo real, de las articulaciones del cuerpo en 3D, usando un Kinect, para estimar la velocidad al caminar y extraer un conjunto de características que codifican el movimiento humano durante el descenso de la escalera. Con esta información se entrenaron algoritmos de aprendizaje, que alcanzaron una alta tasa de ~92% en la detección en la caída. El sistema se puede observar en la Figura 3, en los casos de descenso normal, sobrepaso y caída.

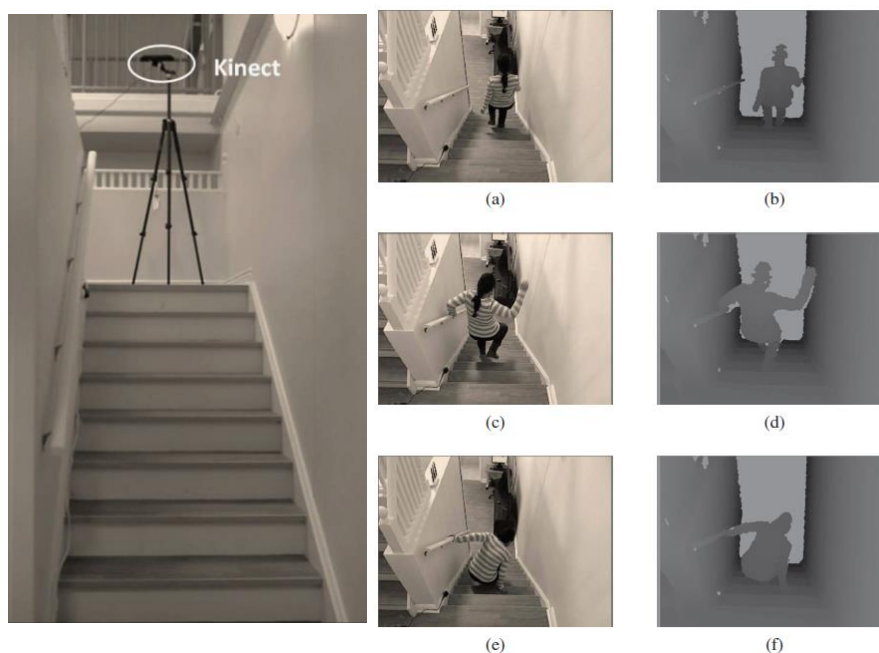


Figura 3. Ejemplo de descenso de escaleras de una persona: (a)-(b) descenso normal, (c)-(d) sobrepaso, y (e)-(f) caída

En contraste con investigaciones, donde se identifica el seguimiento de los pies como el mejor indicador de caídas de escalera, estos autores determinan que los datos del movimiento 3D obtenidos de las caderas, se muestran experimentalmente como el componente más informativo en la detección de dichos eventos anormales.

(Gabel et al., 2012) presentaron un análisis de la marcha del cuerpo humano, mediante un sistema económico, no intrusivo y cuyo funcionamiento se basa en extraer información de la marcha en todas las partes del cuerpo. En este trabajo se obtiene información en cuanto a los intervalos de la zancada estándar, así como de la cinemática del brazo. El sistema no requiere de marcadores o sensores corporales, en su lugar se usa el sensor Kinect.

Se define al tiempo de zancada como el tiempo desde el contacto inicial de un pie con el suelo, al subsecuente contacto del mismo pie con el suelo. Cada paso (ciclo de la marcha) se compone de una fase de apoyo donde el pie está en el suelo, seguida por una fase de balanceo donde el pie se encuentra balanceándose hacia adelante.

Para efectos de pruebas del sistema, se registraron secuencias de 23 personas caminando a un ritmo normal, utilizando sensores de peso dentro del zapato y giroscopios para registrar la velocidad angular de los brazos. El sistema captura la información de 20 puntos de las articulaciones del cuerpo mediante Kinect y ajusta un modelo de regresión mediante un algoritmo MART (Molina López & García Herrero, 2014).

Como resultados se obtuvieron los datos experimentales de la Tabla 2.

Tabla 2

Experimento 1: Precisión en la duración de la zancada

Intervalo	Avg [ms]	Mean-diff [ms]	Std-diff [ms]	Abs-diff [ms]	N
Zancada Izquierda	1169	8	62	45	62
Zancada Derecha	1130	2	46	32	46
Estancia Izquierda	634	-8	110	70	111
Estancia Derecha	595	-20	90	67	96
Balanceo Izquierdo	518	6	115	71	146
Balanceo Derecho	541	27	104	70	124

Avg corresponde al promedio de duración medido por el sensor de presión; Mean-diff es la diferencia de promedio de la duración medida entre el sensor de presión y la duración medida por el modelo de regresión; Std-diff es la desviación estándar entre dos medidas; Abs-diff es la diferencia de promedios entre la duración de las medidas en valores absolutos y N corresponde al número de eventos.

Estos resultados indican que las predicciones generadas por el modelo son muy precisos. El Mean-diff (o desviación) es especialmente pequeño (menos del 1% en la medición de duración de la zancada). La columna Abs-diff muestra que en valor absoluto, la diferencia entre las predicciones y las duraciones de medición es 32-71 ms.

Por otra parte, (Kastaniotis et al., 2013) crean un sistema que analiza el proceso de la marcha para reconocer el género de una persona mediante información de la postura del cuerpo. Destacan que las señales biológicas inherentes en el movimiento del cuerpo humano juegan un papel importante en el contexto de la comunicación social, los sistemas de seguridad, de publicidad, etc. En dicho trabajo se propone un método para el reconocimiento de género, basado en la marcha y, apoyándose en posturas, estimadas a partir de imágenes de profundidad, usando el Kinect, y trabajando en tiempo real.

Finalmente, en la Tabla 3, se puede observar, un compendio de las investigaciones basadas en Kinect, de los sistemas que analizan el movimiento del cuerpo humano, en varias aplicaciones.

Tabla 3

Resumen de investigaciones que usan sistemas de análisis de movimiento

Autor	Sensor	Técnica Usada	Problema a resolver
(Stone & Skubic, 2011)	Cámaras web. Kinect	Monitoreo basado en visión	Caídas en personas de tercera edad, mediante análisis de la zancada
(Parra Dominguez, Taati, & Mihailidis, 2012)	Kinect	Monitoreo basado en visión Algoritmos de aprendizaje	Caídas en el descenso de gradas en personas de tercera edad
(Gabel, Bachrach, Renshaw, & Schuster, 2012)	Kinect. Sensores de peso. Giroscopios	Monitoreo basado en visión	Análisis de zancada mediante predicción, y uso de algoritmo MART
(Kastaniotis, Theodorakopoulos, Economou, & Fotopoulos)	Kinect	Monitoreo basado en visión	Reconocer el género de una persona mediante la marcha y su postura

2.2 El ciclo de la marcha

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante. También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia adelante.

Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor o el impulso se sitúan a nivel del miembro inferior posterior y el frenado en el anterior. Más que el desarrollo de un reflejo innato, la marcha es una actividad aprendida. Durante los primeros años de la infancia el niño experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. Hasta los 7 u 8 años no se alcanza la marcha que caracteriza a una persona adulta. Algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud del paso, continúan evolucionando hasta alcanzar los valores típicos del adulto, alrededor de los 15 años. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con diferentes circunstancias como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas. (Marco Sanz, 2014, pág. 1)

El ciclo de la marcha o también llamada zancada, es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno o cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia, se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo.

Durante el ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por:

- Una **fase de apoyo** (60% del ciclo), durante la cual el pie de referencia se encuentra en contacto con el suelo. Esta fase comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del ante pie.
- Una **fase de oscilación** (40% del ciclo), en el cual el pie se halla en el aire al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. Esta fase transcurre desde el instante de despegue del ante pie hasta el siguiente contacto con el suelo.

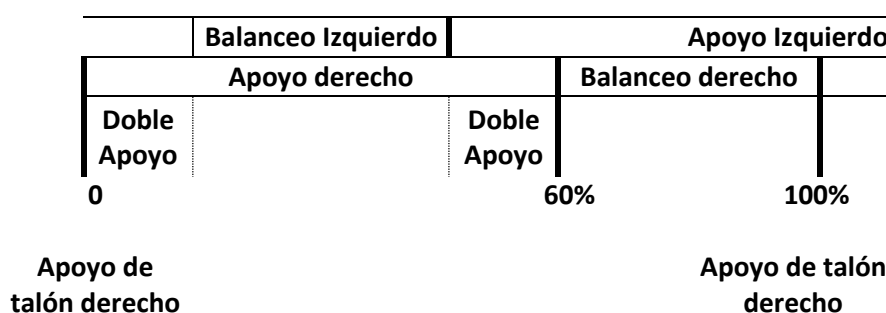


Figura 4. Fases del ciclo completo de la marcha

La fase de apoyo a su vez consta de 5 fases (Gómez et al., 2011):

- **Fase de contacto inicial (CI):** Esta fase consiste en posicionar el pie correctamente al entrar en contacto con el suelo. Para ello se produce un momento de flexión dorsal del tobillo, ligera o nula extensión de rodilla y de flexión en la cadera.
- **Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI):** El propósito principal de esta fase es el mantenimiento de una progresión suave al tiempo que el descenso del cuerpo se amortigua. Es decir, se provoca una desaceleración mediante el control de la flexión de rodilla y de la flexión del tobillo.
- **Fase media del apoyo (AM):** El comienzo de esta fase viene marcado por el despegue de los dedos del miembro contralateral. En la pierna de apoyo se estabiliza la cadera y la rodilla, mientras el cuerpo avanza sobre un pie estacionario. Simultáneamente, el miembro opuesto comienza su fase de oscilación o balanceo y el cuerpo se encuentra en apoyo unipodal.

- **Fase final del apoyo (AF):** Los objetivos fundamentales de la misma son proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada. Es decir, se produce una aceleración. Esta fase comienza cuando el cuerpo pasa la línea vertical.
- **Fase previa de la oscilación (OP):** El propósito de esta fase es preparar el miembro para la oscilación. El CI del miembro opuesto marca su inicio, así como el comienzo de la fase de doble apoyo.

La Figura 5, ilustra cada una de las fases de apoyo y de oscilación, con sus respectivas fases derivadas.

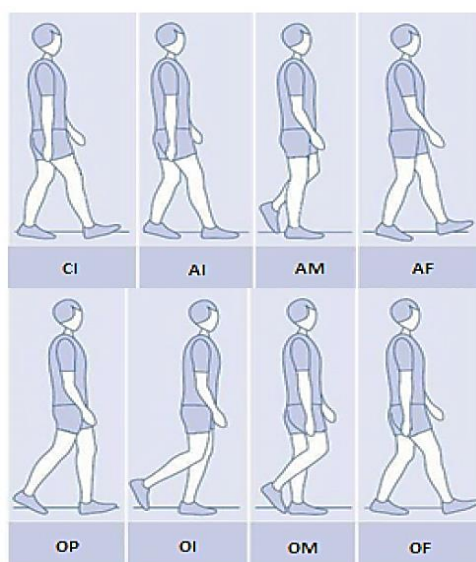


Figura 5. Marcha Humana a través de un ciclo (Gómez et al., 2011, pág. 64)

La fase de oscilación se divide a su vez en tres fases (Gómez, et al., 2011):

- **Fase inicial de la oscilación (OI):** Los objetivos básicos de esta fase son conseguir una separación pie-suelo suficiente, así como, alcanzar la cadencia deseada.
- **Fase media de la oscilación (OM):** La finalidad de esta fase es mantener la separación entre el pie y el suelo.

- **Fase final de la oscilación (OF):** En esta fase los objetivos son decelerar la pierna y pre-posicionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo.

En la Figura 6 se puede observar, una representación del ciclo completo de la marcha humana, de manera generalizada:

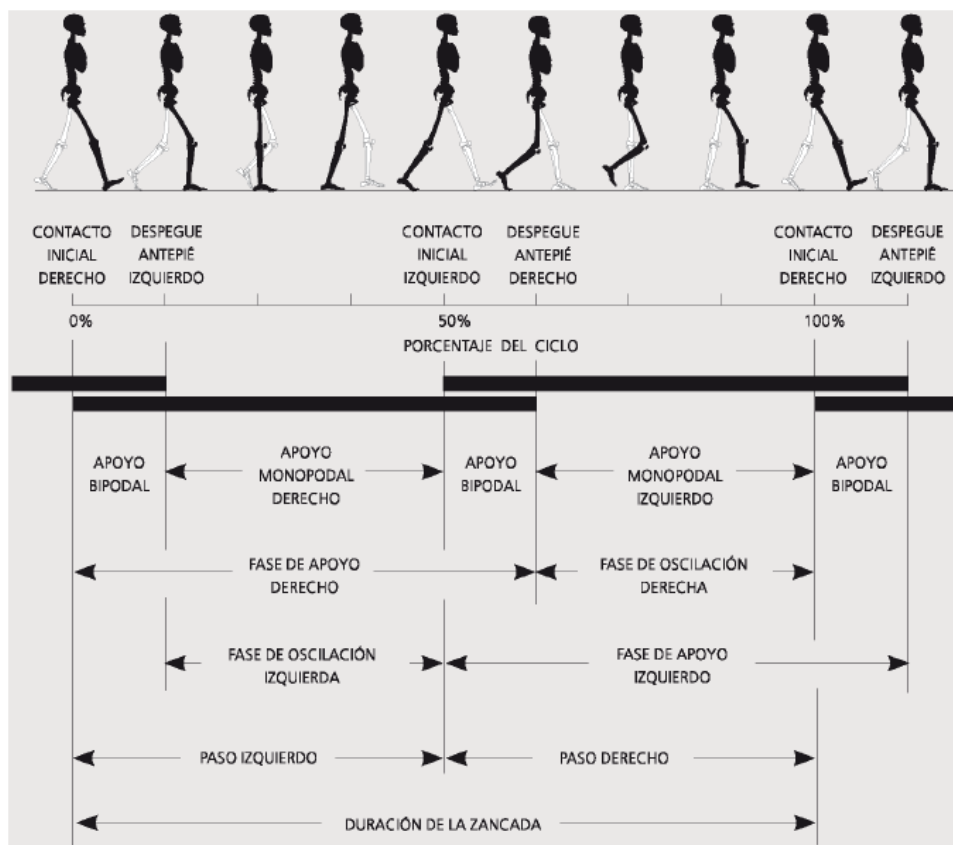


Figura 6. Ciclo completo de la marcha humana. (Encarnación, 2012, pág. 7)

Realizando un análisis de la secuencia del pie derecho, como se observa en la Figura 6, el ciclo de la marcha inicia con el impacto del talón derecho sobre el suelo; al 15% del ciclo, el antepié también contacta con el suelo (fase de apoyo monopodal derecho); al 40% del ciclo, el talón comienza a elevarse del suelo (subfase de despegue de talón o final); al 50% del ciclo inicia el despegue el antepié, que culmina al 60% del ciclo con el despegue de los dedos, lo que indica también el comienzo de la fase de oscilación derecha, hasta que el mismo talón vuelve a tomar contacto con el piso, dando fin al ciclo de la marcha.

Existen dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos pies contactan con el suelo. Uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, se encuentra próximo a la fase de despegue, apoyado por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo.

Estos periodos de apoyo bipodal tienen un porcentaje de duración de alrededor de 10% cada uno; a su vez durante el ciclo de la marcha se observan dos periodos de apoyo monopodal, dentro de los cuales un sólo miembro inferior contacta con el suelo, recayendo sobre éste todo el peso del cuerpo.

2.3 Planos y ejes del cuerpo humano

Para poder describir el cuerpo humano y los movimientos que éste puede realizar, se parte de una posición llamada "posición anatómica". La persona debe estar de pie, con la cabeza y el cuello erectos, los brazos a ambos lados del cuerpo (extendidos hacia el piso y con las palmas de las manos vueltas hacia delante), y la mirada hacia el frente. Las piernas tienen que estar extendidas y ligeramente separadas, con los pies y los tobillos extendidos (Definición.De, 2013). Esta representación se puede observar en la Figura 7.

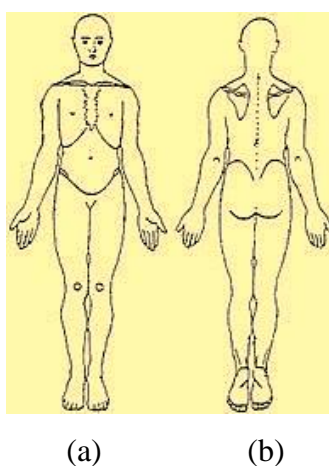


Figura 7. Posición Anatómica (MedTempus, 2006)

A partir de esta postura se realizará la descripción de los planos y ejes del cuerpo humano, así como de sus movimientos.

Las descripciones anatómicas se basan en tres planos tradicionales que corresponden a las tres dimensiones del espacio, cada plano es perpendicular a cada uno de los otros dos restantes.

Desde la posición anatómica, podemos trazar tres cortes o planos anatómicos: el plano sagital (o antero-posterior o medial), el plano coronal (o frontal o lateral) y el plano transversal (u horizontal o axial). Estos planos permiten comprender mejor la situación o la dirección que tienen las estructuras del cuerpo humano, (Saiza & Rodriguez, 2010) ver Figura 8.

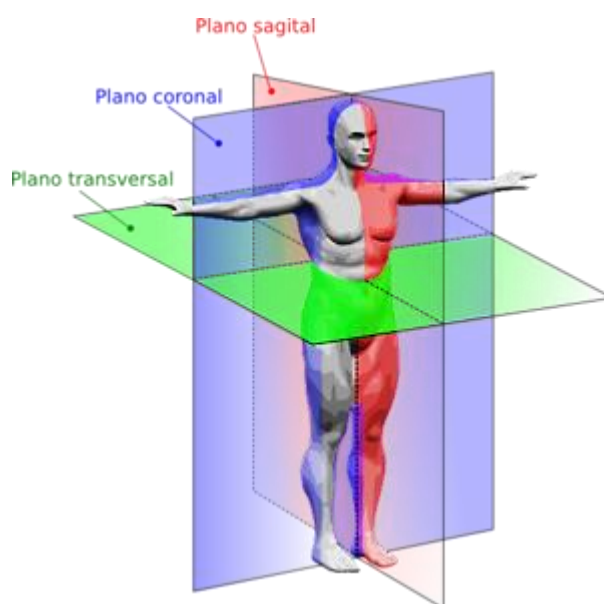


Figura 8. Planos corporales del cuerpo humano

Plano Sagital: pasa desde la parte anterior hasta la posterior del cuerpo, dividiéndolo en dos mitades, izquierda y derecha. Se dice que es un plano mediosagital cuando atraviesa la misma mitad del cuerpo, i.e., es un corte simétrico. En síntesis, es un plano vertical que pasa a través del cuerpo en dirección de frente hacia atrás, dividiéndolo en mitades izquierda y derecha.

Plano Frontal: Pasa desde un extremo lateral del cuerpo hasta el otro, dividiéndolo en dos mitades, anterior y posterior. Este tipo de plano atraviesa el cuerpo de lado a lado dividiéndolo en mitad anterior o ventral y mitad posterior o dorsal. Forma un ángulo recto con el plano sagital.

Plano Transversal: Pasa horizontalmente el cuerpo (o un segmento de éste), dividiéndolo en mitades superior e inferior. Por consiguiente, es un plano horizontal que pasa a través del cuerpo, dividiéndolo en mitades superior e inferior.

Ejes de movimiento: Los ejes de movimiento representan aquellas líneas imaginarias alrededor de las cuales se realizan los movimientos articulares de un segmento corporal. Similar a los planos previamente descritos, existen tres ejes de movimiento: el eje frontal-horizontal (o lateral), el eje sagital-horizontal (anteroposterior) y el eje vertical (o longitudinal). La Figura 9 muestra los tipos de movimiento en los ejes.

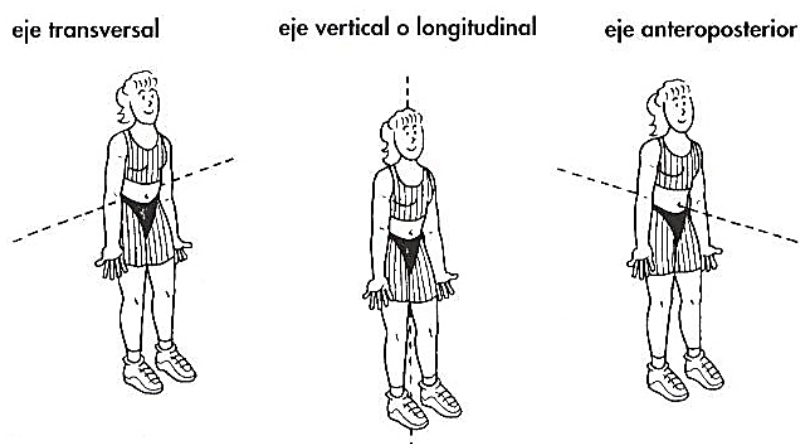


Figura 9. Ejes de movimiento (Sastre Solsona, 2014)

Eje frontal-horizontal (lateral): Pasa horizontalmente de lado a lado, se halla situado paralelamente a la sutura coronal del cráneo y está dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje sagital-horizontal. El movimiento de este eje se realiza en un plano sagital.

El eje sagital-horizontal (anteroposterior): Se dirige horizontalmente desde el frente hasta atrás y se halla situado paralelamente a la sutura sagital del cráneo. Además, se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje frontal-horizontal. El movimiento en este eje se halla en un plano frontal.

El eje vertical (longitudinal): Se ubica perpendicular al suelo y se encuentra situado paralelamente a la línea de gravedad.

2.4 Sensores de Peso

Los sensores de peso son elementos que cambian sus propiedades físicas a causa de la influencia de la masa de un cuerpo.

Los sensores de peso se clasifican en (SCRIBD, 2014):

- Sensores por desplazamiento
- Sensores electromagnéticos
- Sensores de frecuencia de resonancia
- Celdas de carga hidráulicas
- Celdas de carga neumáticas
- Celdas de carga extensiométricas

Para la implementación de este sistema, se ha tomado en consideración el uso de celdas de carga extensiométricas por su adaptabilidad y resistencia a fuertes impactos (Vishay Precision Group, 2014).

Celdas de carga extensiométricas

Las celdas de carga son estructuras que contienen un conjunto de medidores de deformación, en la mayoría de los casos, galgas extensiométricas; mismas que convierten la carga que actúa sobre ellas (compresión, tracción o flexión) en señales eléctricas.

Básicamente es un trozo de metal (aluminio o acero) de muy buena calidad, que tiene una perforación hueca para debilitar un punto determinado de su estructura; en este punto se adhiere el circuito de la galga, que sufrirá la deformación física o geométrica, al aplicar el peso. Esto produce un cambio de resistencia en la galga, que se mide en un circuito puente de Wheatstone. En la mayoría de los casos, se utilizan cuatro medidores de deformación para obtener la máxima sensibilidad y compensación de temperatura. Dos de los medidores están por lo general en tensión, y dos en compresión, y se conectan con ajustes de compensación como se muestra en la parte baja izquierda de la Figura 10. Cuando se aplica un peso, la tensión cambia la resistencia eléctrica de los medidores en proporción a la carga.

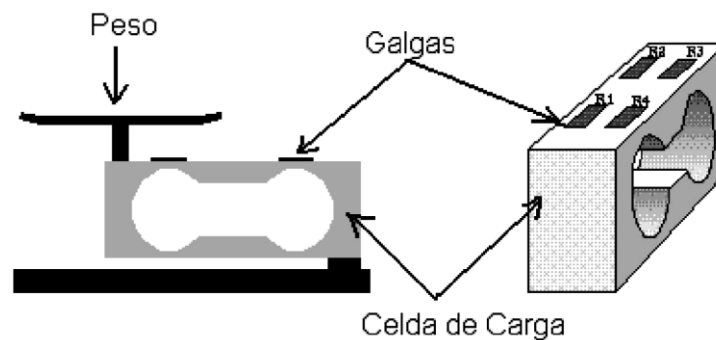


Figura 10. Célula de carga extensiométrica

Este tipo de sensor encuentra su limitación en sistemas de pesaje de alta resolución, una de las razones es la sensibilidad a la humedad del adhesivo entre la galga y el cuerpo de la celda. La baja señal de salida también puede ocasionar problemas debido al ruido. En oposición, una de las ventajas es el diseño compacto del sensor y su fácil adaptabilidad a varias capacidades de carga.

2.5 Acondicionador de señal

El objetivo del acondicionador de señal es generar, a partir de los datos obtenidos por los sensores, una señal que sea aceptable para las tarjetas de adquisición de datos. Las tarjetas de adquisición de datos suelen admitir niveles de tensión que van entre unos márgenes determinados: -10V a 10V, 0 a 10V, 0 a 5V, etc.

Las funciones principales que se tienen que realizar para acondicionar la señal son las siguientes (Universidad de Alicante, 2014):

- Transformación
- Amplificación
- Conversión por medio de optoacopladores
- Filtrado
- Excitación
- Linealización

Transformación: Los sensores pueden proporcionar una diferencia de potencial, o una variable de intensidad. Normalmente las tarjetas de adquisición de datos admiten diferencias de potencial, por lo que, si el sensor proporciona una variación de intensidad, esta debe ser convertida en una diferencia de potencial proporcional.

Amplificación: La señal proporcionada por los sensores suele ser de un valor muy pequeño, por lo que debe ser amplificada, con el fin de que pueda ser detectada correctamente por la tarjeta de adquisición de datos. La amplificación debe ser tal que las variaciones de la señal recorran todo el margen de la tarjeta de adquisición de datos. La amplificación de las señales, en su origen, reduce el ruido que les puede afectar en su transmisión hasta el computador.

Conversión por medio de optoacopladores: Consiste en la conversión de una señal eléctrica en una señal óptica de luz. El principal objetivo de esta conversión consiste en aislar los sistemas eléctricos de los sensores de los sistemas eléctricos de la tarjeta de adquisición para que de esta forma, se evite usar masas comunes, que en algunos casos producen problemas de derivación de corrientes. Conviene que los sensores de calidad realicen esta conversión por medio de optoacopladores.

Filtrado: Con el filtrado se pretende eliminar ruidos de alta frecuencia que puedan generar pérdida de exactitud al sistema de adquisición de datos. Lo ideal es transportar la señal del sensor lo más limpia posible a la tarjeta de adquisición.

Excitación: Hay muchos sensores que necesitan de una excitación, bien en corriente o en tensión, para producir la variación proporcional de la magnitud a medir.

Linealización: Los sensores tienen una variación no lineal con respecto a las variaciones de la magnitud; por lo tanto es necesario realizar transformaciones para convertir la respuesta del sensor en lineal.

2.6 Tarjetas de adquisición

Las tarjetas de adquisición de datos se encargan de la conversión de señales analógicas a digitales (ADC) y a la comunicación con el ordenador.

Como características más relevantes de una tarjeta de adquisición de datos están (Universidad de Alicante, 2014):

- Número de canales analógicos
- Velocidad de muestreo
- Resolución
- Rango de entrada.
- Capacidad de temporización
- Forma de comunicarse con el computador

Número de canales analógicos: Indica la cantidad de magnitudes distintas que podemos adquirir con la misma tarjeta. Generalmente las tarjetas disponen de un único ADC y los diferentes canales se generan por medio de un multiplexor analógico.

Velocidad de muestreo: Cuanto mayor sea la velocidad de muestreo mejor representación se obtendrá de la señal analógica, en cualquier caso, la velocidad de muestreo debe ser siempre mayor que el doble de la frecuencia de la señal que queremos muestrear. (LPI, 2004), (Grado Multimedia, 2014).

La velocidad de muestreo depende de los canales que queramos tener activos. Las especificaciones de las tarjetas suelen indicar la velocidad de muestreo del ADC, a medida que aumenta el número de canales disminuirá el número de muestras por segundo que se pueda obtener en cada canal, mediante la relación (1).

$$\text{Velocidad de muestreo por canal} = \frac{\text{Velocidad de muestro ADC}}{\text{Numero de canales}} \quad (1)$$

Resolución: Viene dada por el número de bits del ADC que se utilizan para representar cada muestra, a mayor número de bits del ADC la tarjeta será capaz de detectar variaciones menores en la señal. El número de distintos niveles en que se divide la señal a convertir viene dada por 2^n , siendo n la longitud de palabra del conversor.

Rango de entrada: Indica los márgenes entre los que debe estar la señal de entrada para que pueda ser convertida. Las tarjetas de adquisición de datos suelen dar varias posibilidades que se pueden seleccionar por hardware o por software.

Capacidad de temporización: La capacidad de temporización interna en la propia tarjeta de adquisición de datos es una característica interesante en estos sistemas, ya que permite unas funcionalidades adicionales:

- Puede controlar los momentos en los que se debe leer una señal
- Identificar cuantas veces se ha producido un evento
- Generar formas de onda de acuerdo al reloj

Esta característica permite aliviar operaciones al computador al poder usar ese tiempo para otras tareas. También proporciona una forma de trabajo en tiempo real en aquellos casos en los que el computador no puede atenderla debido a sobrecargas o a limitaciones en el sistema operativo.

Forma de comunicarse con el computador: Su funcionamiento, como dispositivo periférico se puede realizar de dos formas (Mora, 2011):

- Mediante entrada-salida por interrupción.
- Mediante acceso directo a memoria (DMA). En aquellos casos en los que el flujo de datos puede ser elevado.

El modelo de tarjeta de adquisición de datos, para el sistema de análisis de movilidad se encuentra determinado según características de resolución, cantidad de entradas/salidas digitales y analógicas, interface de comunicación, etc.; de tal manera que para este trabajo se ha utilizado la tarjeta Arduino UNO, que presta todos estos servicios.

Arduino Uno: Es una placa electrónica de la empresa italiana Arduino, basada en el microcontrolador ATmega328, permite un sinnúmero de funciones, entre ellas la adquisición de datos analógicos y digitales. Se basa en un software de código abierto, cuenta con interface USB y es muy versátil para adaptarse a una gran cantidad de proyectos de Ingeniería Electrónica. La Figura 11 muestra la vista superior de esta tarjeta.



Figura 11. Tarjeta Arduino Uno

CAPÍTULO 3

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE PARA LA CAPTURA DE MOVIMIENTO Y PESO

3.1 Diseño de Hardware

3.1.1 Descripción

El sistema a desarrollarse en este proyecto se empleará para monitorizar la marcha de una persona. Será capaz de detectar el movimiento de 20 articulaciones del cuerpo humano mediante tecnología Kinect, capturando los datos del desplazamiento de cada articulación en los ejes sagital, vertical y frontal, a una distancia no mayor a 4 metros. También podrá adquirir 2 señales de peso, provenientes de dos celdas de carga, a través, de 2 conversores de señal y una tarjeta de adquisición. El sistema será fijo y se alimentará con una fuente de 120VAC. Además tendrá una interfaz HMI que permitirá la configuración, visualización, manipulación y almacenamiento de resultados.

3.1.2 Requerimientos del sistema

Dado que el sistema comprende una etapa de monitoreo visual, así como de captura de datos de peso de la persona, a través de un computador; los requisitos para el sistema son:

- 2 Sensores de peso con salida de voltaje
- 2 conversores análogo digital para escala de peso
- Tarjeta de adquisición de datos con conexión USB
- 1 Sensor Kinect
- Una PC con conexión USB
- Alimentación por tensión eléctrica 120 VAC

3.1.3 Esquema de Hardware

El diseño del sistema, está representado mediante el diagrama de bloques que se observa en la Figura 12:



Figura 12. Esquema del sistema de análisis de movimiento

La interacción de los bloques presentados en la Figura 12, conforman el sistema de hardware, que permite la adquisición de cada uno de los datos necesarios para el análisis del movimiento del cuerpo. Así mismo, cada bloque independiente, se encuentra a su vez, compuesto de distintos módulos, mismos que serán descritos a continuación.

3.2 Bloque sensor de peso

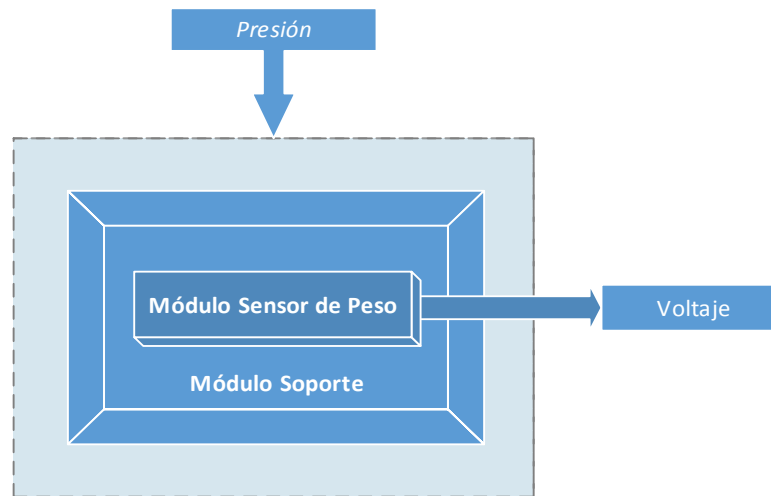
A. Descripción

Este bloque será encargado de sensar el peso ejercido por la persona al momento de dar un paso o ejecutar un salto y, entregarla mediante una señal de voltaje hacia el Bloque Acondicionador de Señales; a su vez, contará con un área de apoyo adecuada para que la pisada de la persona se realice de forma concreta.

B. Composición del bloque sensor de peso

- 2 sensores de peso unipunto con salida de voltaje.
- Capacidad máxima de 300 kg (por cada sensor).
- Alimentación 10-15 VDC.
- 2 Estructuras metálicas para soporte de 300kg cada una.

C. Esquema de bloque sensor de peso



En el esquema se pueden visualizar dos módulos: un “módulo sensor” que contendrá el sensor de peso y un “módulo soporte” que conforma la estructura sobre la cual estará ubicado el sensor así como la plataforma donde se podrá ejercer la presión.

3.2.1 Diseño del módulo sensor de peso

A. Descripción

El módulo sensor de peso contendrá físicamente 2 celdas de carga independientes, mismas que serán encargadas de sensar la fuerza ejercida por cada pie del paciente (izquierdo y derecho), al momento de dar un paso o salto.

B. Requerimientos del módulo sensor de peso

En vista que en la actualidad la tecnología de semiconductores no está avanzada en nuestro país se ha buscado un sensor de peso existente en el mercado el cual deberá tener una alimentación con corriente continua, debe soportar una carga máxima de 300kg y una respuesta de voltaje ante la carga ejercida sobre el sensor, para lo cual se han establecido las siguientes características técnicas básicas:

Tabla 4

Requerimientos para el módulo sensor de peso

Descripción	Parámetro Técnico
Sensor	Celda de carga
Tipo	Unipunto
Capacidad	0-300 kg
Alimentación	10-15V
Salida	Voltaje

C. Selección del sensor de peso

Para el sistema se va a emplear un sensor comercial que se ajuste a los requerimientos del sistema, para lo cual se han buscado diferentes modelos de sensores dentro del mercado nacional, desarrollando la siguiente tabla comparativa:

Tabla 5

Comparación de sensores de peso

Descripción	Parámetro Técnico	Modelos		
		Tedea 1263	Revere RLC	Tedea 1002
Sensor	Celda de carga	Cumple	Cumple	Cumple
Tipo	Unipunto	Cumple	No Cumple	Cumple
Capacidad	0-300 kg	Cumple	No Cumple	No Cumple
Alimentación	10-15V	Cumple	Cumple	Cumple
Salida	Voltaje	Cumple	Cumple	Cumple

El sensor seleccionado corresponde al modelo Tedea 1263 debido a que cumple con todos los parámetros técnicos requeridos.

D. Descripción del sensor de peso seleccionado (TEDEA 1263)

La celda de carga unipunto TedeA 1263 posee un alto rendimiento y alta capacidad, así como su fácil montaje en aplicaciones con plataformas de peso.

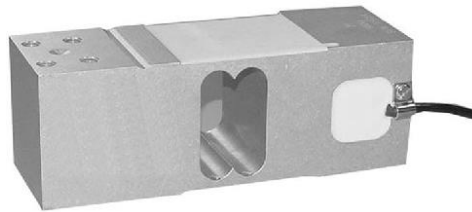


Figura 13. Celda de carga TEDEA 1263

Su diseño resistente presenta alta inmunidad a fuerzas laterales, adecuado para un gran número de aplicaciones de peso, incluyendo balanzas, comprobación de pesos en empaquetados, y procesos de pesaje, ofreciendo una gran resistencia a la humedad y variaciones de temperatura. TedeA 1263 es un sensor de alta precisión a bajo costo capaz de satisfacer las necesidades del proyecto.

Dimensiones

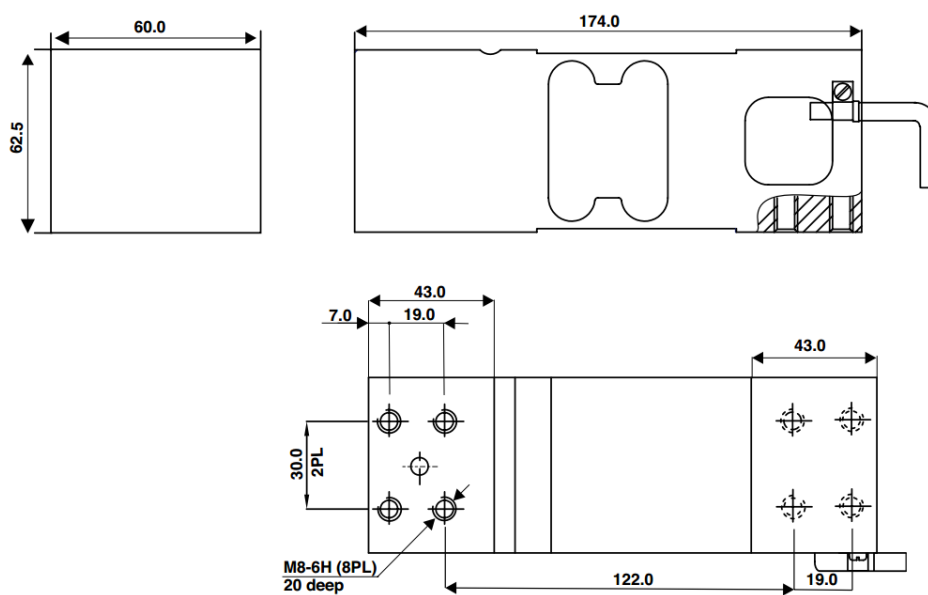
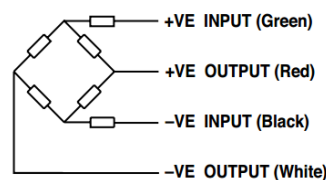


Figura 14. Dimensiones del sensor de peso TedeA 1263

Tabla 6

Especificaciones técnicas de la celda de carga TEDEA 1263

Descripción	Valor
Rango	0-300 kg
Longitud del cable	1.5m
Voltaje de alimentación recomendado	10V
Voltaje de alimentación máximo	15 V
Rango de Temperatura	(-20) – (+70) °C
Material	Aluminio
Tamaño de la plataforma	600x600 mm

Esquema eléctrico de la celda de carga TEDEA 1263**Figura 15.** Esquema de conexión eléctrico**3.2.2 Diseño del módulo de soporte****A. Descripción**

El módulo de soporte es la estructura metálica en la cual se montará el sensor de peso y que a su vez contendrá la plataforma en donde el paciente podrá ejercer la presión que permitirá la deformación característica del sensor de peso.

B. Requerimientos

En base a las necesidades del proyecto y al sensor de peso seleccionado, se requiere una estructura de un material de alta resistencia que soporte una carga máxima de 300 kg cuyas características se presentan a continuación contar con las siguientes características mecánicas:

Tabla 7

Requerimientos para la estructura metálica

Descripción	Parámetro Técnico
Peso Máximo	300 kg
Material	Acero al carbono
Aplicación	Celda de carga de aluminio

C. Selección de la estructura de soporte

En el mercado de nuestro país se encontraron dos modelos de estructuras en las cuales se podía instalar adecuadamente la celda de carga elegida anteriormente, cuyas especificaciones se detallan en la siguiente tabla:

Tabla 8

Comparación de soportes

Descripción	Parámetro Técnico	Modelos	
		F-kg-4050	F-kg-4252
Peso Máximo	300Kg	No Cumple	Cumple
Material	Acero al carbono	Cumple	Cumple
Aplicación	Celda de carga de aluminio	Cumple	Cumple

El soporte metálico para la celda de carga que mejor se adapta a nuestro sistema es el F-kg-4252 ya que cumple con las características de peso que se necesitan.

D. Descripción del soporte seleccionado (F-kg-4252)

Es la única estructura en “X” diseñada y optimizada por un análisis de elementos finitos (FEA), tiene 2 mm de grosor y un tubo rectangular de hierro de 20x40mm, dispone de lados reforzados por una moldura obteniendo máxima fuerza y mínima deformación, por tanto nos ofrece una estructura rígida de menor peso.



Figura 16. Estructura F-kg-4252

Además ofrece una protección para el cable de la celda en su parte inferior, para prevenir posibles cortocircuitos, posee soportes ajustables de acero inoxidable y un fácil montaje.



Figura 17. Plataforma de la estructura metálica

Tabla 9

Especificaciones técnicas del soporte

Descripción	Parámetro Técnico
Peso Máximo	300 kg
Material	Acero al carbono
Aplicación	Celda de carga de aluminio
Tamaño	420x520 mm

3.3 Bloque acondicionador de señales

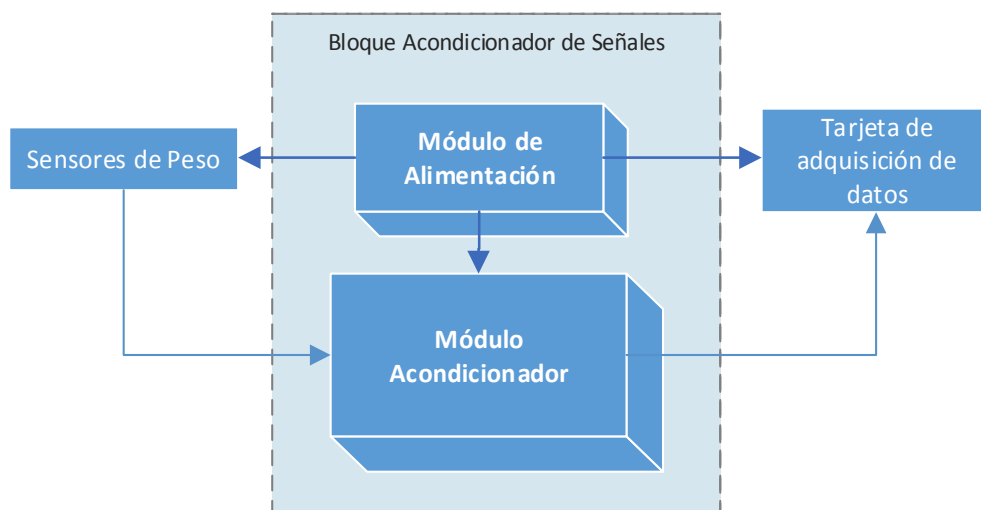
A. Descripción

Este bloque es el encargado de alimentar tanto a los sensores de peso como a la tarjeta que se usará para adquisición de datos. A su vez, recibirá y convertirá las señales de voltaje de los sensores de peso para transmitir las hacia la tarjeta de adquisición de datos.

B. Requerimientos del bloque acondicionador de señales

- 2 salidas de 12VDC (una para cada sensor)
- 1 salidas de 12VDC (para la tarjeta de adquisición de datos)
- 2 Conversores análogo digital para escala de peso (uno para cada sensor)
- Alimentación 120 VAC

C. Esquema



En el esquema se puede visualizar dos módulos: un módulo de alimentación que es el que provee de la energía necesaria a los sensores de peso así como a la tarjeta de adquisición; mientras que el módulo acondicionador es el encargado de recibir las señales de voltaje de las celdas de carga, para amplificarlas y finalmente transmitir las hacia la tarjeta de adquisición de datos.

3.3.1 Diseño del módulo de alimentación

A. Descripción

El módulo de alimentación es el encargado de dar la energía necesaria a la celda de carga y tarjeta de adquisición para su correcto funcionamiento, además de obtener un mayor rango en los valores de salida de la celda.

B. Requerimientos

En base a los parámetros de la celda de carga seleccionada se ha decidido alimentar con una tensión de 12VDC a cada uno de los sensores de peso así como a la tarjeta de adquisición de datos, éste último a su vez proveerá de 5VDC necesarios para alimentar a cada uno de los conversores de señal. Se ha considerado que el modulo tenga una alimentación de voltaje alterno proveniente de la red eléctrica y una salida de voltaje continuo y varias salidas, los parámetros técnicos se encuentran especificados en la siguiente tabla.

Tabla 10

Requerimientos del módulo de alimentación

Descripción	Parámetro Técnico
Voltaje de alimentación	120 VAC
Voltaje de salida	12 VDC
Corriente	2 A
Número de salidas	2

C. Esquema

Dentro del módulo de alimentación se ha tomado en cuenta las siguientes 3 etapas:



Diseño de la etapa de reducción

Para la etapa de reducción se ha considerado usar un transformador eléctrico de tensión comercial que reduzca la tensión de entrada de 120 VAC provenientes de la línea de tensión eléctrica, a una salida de 24 VDC que ingresará a la etapa de rectificación.



Figura 18. Transformador eléctrico 120VAC - 24VDC

Diseño de la etapa de rectificación

En esta etapa se va a rectificar el voltaje entregado por el transformador en la etapa de rectificación, para ello se ha considerado usar un puente de diodos comercial de 2 A, mismo que se encargara de realizar la rectificación de voltaje.



Figura 19. Puente de diodos

Diseño de la etapa de regulación

Esta etapa va a regular el voltaje entregado por el puente de diodos a un valor fijo y estable, con el que se alimentará a cada una de las celdas de carga, esto se conseguirá usando un regulador de voltaje 7812

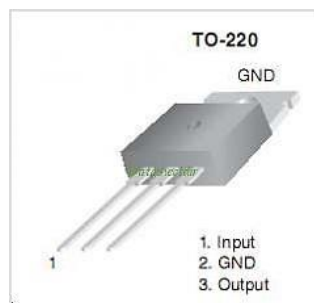
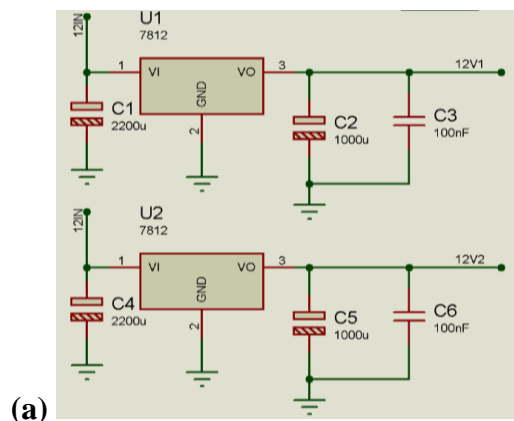


Figura 20. Distribución de voltaje del Regulador de voltaje LM7812

Finalmente, para la elaboración de la fuente se ha empleado el siguiente circuito eléctrico, diseñado en una placa PCB, la misma que dispondrá de las borneras para conexión de las celdas de carga, así como para el montaje de los acondicionadores de señal, como se observa en la Figura 21.



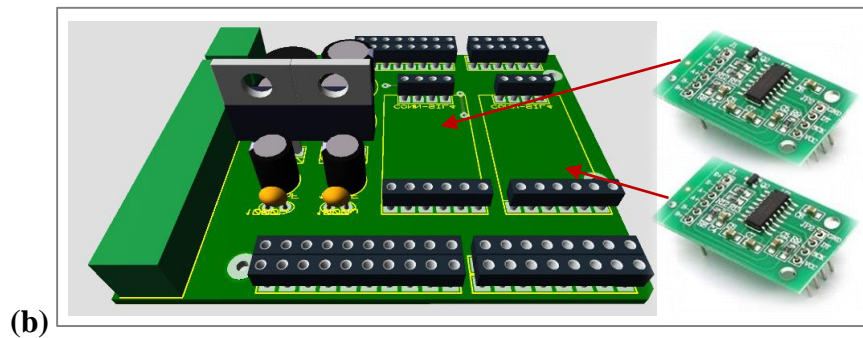


Figura 21. (a) Esquema eléctrico para la fuente de alimentación,
(b) Placa PCB diseñada.

3.3.2 Diseño del módulo acondicionador

A. Descripción

El módulo acondicionador adquirirá la señal de voltaje proveniente de las células de carga, y las amplificará para poder ingresarlas a la tarjeta de adquisición de datos.

B. Requerimientos

En base a los parámetros de la celda de carga seleccionada se ha decidido usar un acondicionador que posea una entrada análoga de voltaje, salida digital además de alimentación de voltaje continuo, las características técnicas son especificadas en la siguiente tabla:

Tabla 11

Requerimientos del conversor

Descripción	Parámetro Técnico
Tipo de acondicionador	ADC
Voltaje de alimentación	5VDC
Voltaje de entrada	+20mV
Ganancia	128
Resolución	24 bits

C. Selección del acondicionador

En el mercado de nuestro país se encontraron tres acondicionadores para celda de carga cuyas especificaciones se detallan en la siguiente tabla:

Tabla 12

Comparación de acondicionadores

Descripción	Parámetro Técnico	Modelos		
		HX711	IAMA 3535	Arduino UNO
Tipo de acondicionador	ADC	Cumple	No Cumple	Cumple
Voltaje de alimentación	5VDC	Cumple	No Cumple	Cumple
Voltaje de entrada	+20mV	Cumple	Cumple	Cumple
Ganancia	128	Cumple	No Cumple	No Cumple
Resolución	24 bits	Cumple	No Cumple	No Cumple

El acondicionador que será utilizado es el HX711 ya que cumple con todas las características que se necesitan para leer la celda de carga y comunicarse con la tarjeta de adquisición de datos.

D. Descripción del acondicionador seleccionado (HX711)

HX711 Es un conversor análogo digital de precisión de 24 bits diseñado como interfaz para escalas de peso y aplicaciones industriales de control con celdas de carga.

La entrada multiplexada selecciona entre una entrada diferencial de ganancia programable en el canal A y canal B. El canal A puede ser programado con una ganancia de 128 o 64, correspondiente a una entrada de voltaje diferencial a gran escala para un voltaje de $\pm 20\text{mV}$ y $\pm 40\text{mV}$ respectivamente cuando una fuente de 5V es conectado al pin análogo de alimentación AVDD. El canal B tiene una ganancia fija de 32bits. La alimentación del regulador de potencia elimina la necesidad de una fuente externa para alimentar al ADC y el sensor.

La entrada de reloj es flexible y se la puede implementar desde una señal de reloj externa, un cristal o un oscilador de potencia que no requiera ningún componente extra. No se necesita de programación de los registros internos. El control del HX711 se lo realiza a través de sus pines.



Figura 22. Imagen de la tarjeta HX711

Tabla 13

Especificaciones técnicas HX711

Descripción	Parámetro Técnico
Número de Canales	2
Ganancias	32, 64, 128
Número de muestras	(10 – 80) muestras/segundo
Alimentación	(2.6 – 5.5) V
Resolución	24 bits
Numero de pines	16

Esquema Eléctrico del Acondicionador HX711

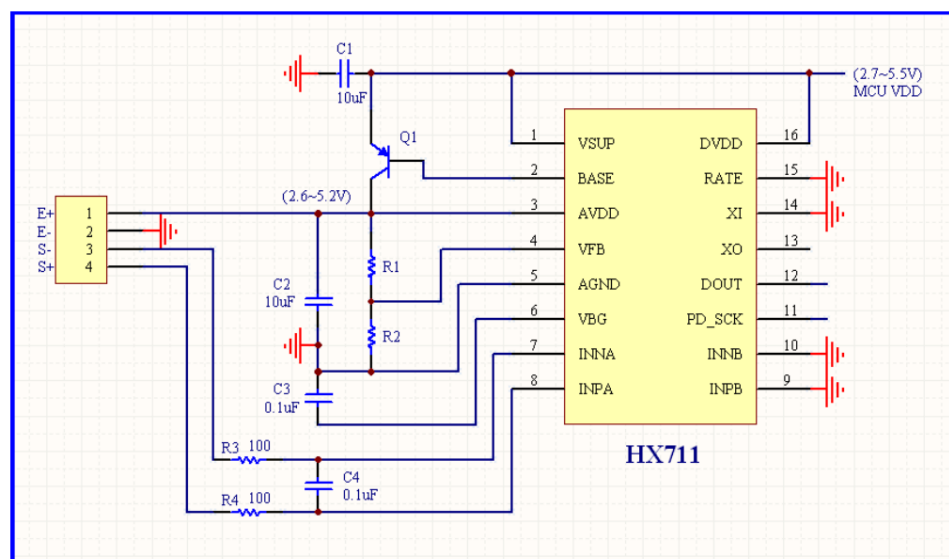


Figura 23. Esquema de conexión eléctrica del acondicionador HX711

3.4 Bloque de adquisición de datos

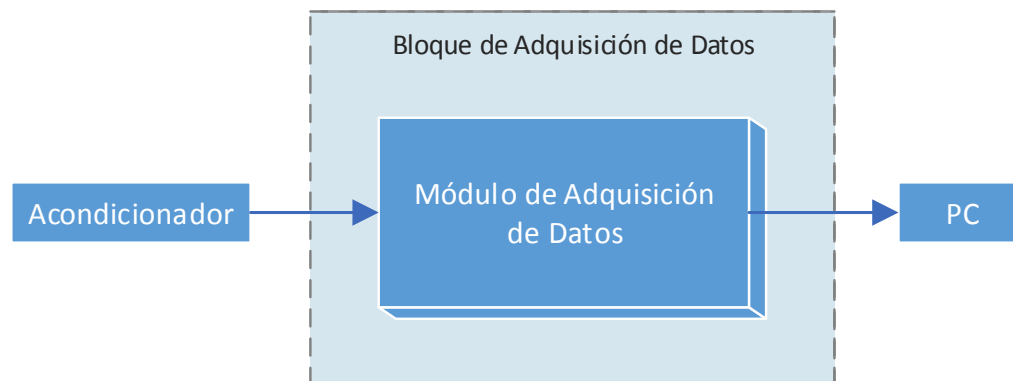
A. Descripción

Este bloque será encargado de recibir los datos del “bloque acondicionador de señales”, específicamente del convertidor análogo digital HX711; mediante una tarjeta de adquisición de datos, misma que será responsable de transmitir los datos digitales de peso serialmente hacia PC dentro del Bloque de Procesamiento.

B. Requerimientos del bloque adquisición de datos

- 1 tarjeta de adquisición de datos.
- Transmisión serial (USB)
- Alimentación 12 VDC.

C. Esquema



En el esquema se puede visualizar un solo módulo: el “módulo de adquisición de datos”, el cual consiste en una tarjeta de adquisición de datos que se encargará de recibir los datos convertidos del “bloque acondicionador de señales”, para transmitirlos serialmente hacia la PC en unidades de peso (Kg).

3.4.1 Diseño del módulo de adquisición de datos

E. Descripción

El módulo de adquisición de datos contendrá físicamente 1 tarjeta de adquisición de datos, dispondrá de una interface USB por la cual se transmitirán los datos de los dos sensores de peso de manera serial hacia la PC; así mismo, se programará la tarjeta mediante software para transformar los datos provenientes del “bloque acondicionador” a unidades de peso en kilogramos.

F. Requerimientos

Se ha buscado una tarjeta de adquisición de datos con varias entradas digitales configurables, además de un voltaje de operación y alimentación con corriente continua y comunicación con el PC. En base a las tarjetas existentes en el mercado, se han establecido las siguientes características técnicas:

Tabla 14

Requerimientos para la tarjeta de adquisición de datos

Descripción	Parámetro Técnico
Voltaje de operación	5VDC
Voltaje de alimentación	12VDC
Entradas/Salidas Digitales	8
Interface de comunicación serial	USB

G. Selección de la tarjeta de adquisición de datos

Se empleará una tarjeta de adquisición de datos comercial que se ajuste a los requerimientos del sistema, para lo cual se han buscado diferentes modelos de tarjetas dentro del mercado nacional, desarrollando la siguiente tabla comparativa:

Tabla 15

Comparación de tarjetas de adquisición de datos

Descripción	Parámetro Técnico	Modelos		
		Arduino UNO R3	MyDAQ	MC2404
Voltaje de operación	5VDC	Cumple	Cumple	Cumple
Voltaje de alimentación	12VDC	Cumple	Cumple	No Cumple
Entradas/Salidas Digitales	8	Cumple	Cumple	Cumple
Interface de comunicación serial	USB	Cumple	Cumple	Cumple

Dado que 2 modelos sí cumplen con los requerimientos del sistema (Ardiuno UNO y MyDAQ); se ha tomado en cuenta la optimización tanto en precio como en versatilidad de las tarjetas; así se ha elegido el modelo de tarjeta Arduino UNO para realizar la adquisición de datos.

H. Descripción de la tarjeta de adquisición de datos seleccionada (Arduino UNO R3)

La tarjeta Arduino UNO es una placa electrónica basada en el microcontrolador ATmega328, permite un sinnúmero de funciones, entre ellas la adquisición de datos analógicos y digitales. Se basa en un software de código abierto, cuenta con interface USB y es muy versátil para adaptarse a una gran cantidad de proyectos de ingeniería y electrónica.



Figura 24. Lados frontal y posterior de la tarjeta Arduino Uno

Cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 pueden utilizarse para salidas PWM), 6 entradas analógicas, un resonador cerámico 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un header ICSP, y un botón de reinicio.

Alimentación

La tarjeta Arduino UNO puede ser alimentada a través de:

- Conexión USB: proporcionado por el computador.
- Externa (no USB) puede provenir de un adaptador de AC-DC ó de batería.
La tarjeta puede funcionar con un suministro externo de 6 a 20 voltios.

Especificaciones técnicas

Tabla 16

Especificaciones técnicas de la tarjeta Arduino Uno R3

Descripción	Valor
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de alimentación recomendado	7-12V
Entradas/Salidas Digitales	14
Pines de entradas analógicas	6
Corriente DC por pin E/S	40 mA
Corriente DC por el pin de 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (ATmega328)
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Velocidad de reloj	16 MHz

Diagrama de Conexión

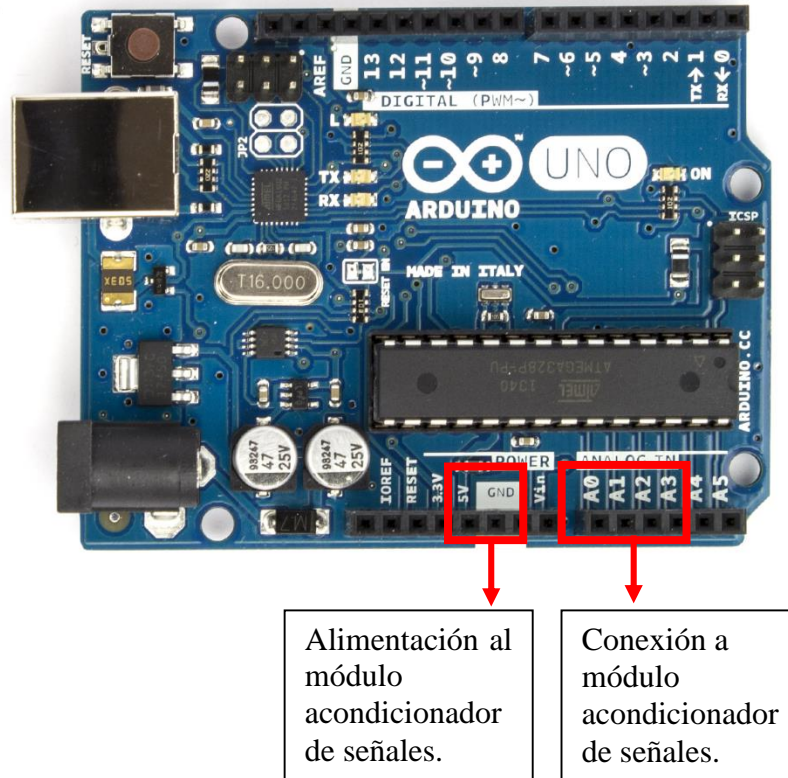


Figura 25. Esquema de conexión de la tarjeta arduino

3.5 Bloque de adquisición de imágenes (Kinect)

Descripción - Dispositivo Kinect

El sensor Kinect fue originalmente conocido por el nombre "Proyecto Natal", es un dispositivo de detección de movimiento que fue desarrollado originalmente para la consola de videojuegos Xbox 360. Uno de los factores distintivos de este dispositivo es que detecta la posición del cuerpo humano, sus movimientos y la voz de manera automática. La Figura 26 muestra la vista frontal de este aparato.



Figura 26. Dispositivo Kinect para Windows

El Sensor Kinect contiene dos cámaras que permiten medir la profundidad (una cámara RGB y una cámara infrarroja “IR”), un emisor de luz infrarroja y cuatro micrófonos. También contiene hardware de procesamiento de señales, capaz de sensorar todos los datos que las cámaras, la luz infrarroja, y los micrófonos pueden generar. Mediante la combinación de la salida de estos sensores, un programa puede rastrear y reconocer objetos que se encuentran al frente de ella, determinar la dirección de las señales de sonido, y aislarlos del ruido de fondo. (Miles, 2012, pág. 3). Más detalles del dispositivo Kinect, se encuentran en el *Anexo 1*.

Tabla 17

Especificaciones técnicas de Kinect

Sensores/ Cámaras	Descripción			
Cámara RGB.	Cámara VGA con resolución de 640x480px a 30FPS.	Doble cámara de profundidad 3D con resolución de 640x480px a 30FPS.	Sensor de profundidad.	Micrófono multi-arreglo.
Campo de Visión	Campo de visión horizontal= 57°	Campo de visión vertical= 43°	Rango de inclinación física= ±27°	Rango de profundidad= 1,2-3,5 metros
Flujo de Datos	320x240 a 16 bits de profundidad a 30FPS.	640x480 a 32 bit de color a 30FPS.	Audio de 16 bit a 16kHz.	
Sistema de Seguimiento	Rastrea hasta 6 personas, incluyendo 2 jugadores activos.	Rastrea 20 articulaciones por jugador activo.	Es capaz de modelar los avatares a imagen y semejanza tuya.	
Sistema de Audio	Permite chat en vivo y voz dentro del juego como si de una Xbox Live Party se tratara (requiere Sbox Live Gold).	Sistema que cancela el eco.	Reconocimiento de voz múltiple.	

3.6 Estructura de Hardware diseñada.

Se construyó una estructura de acrílico con medidas de 14.5 x 10.5 x 10.5, misma que contiene en su interior, el bloque acondicionador de señales, que consiste en el módulo de alimentación y módulo acondicionador en el que se diseñó la placa con las tarjetas HX711; y el módulo de adquisición de datos, que consiste en la tarjeta Arduino UNO. La estructura se puede observar en la Figura 27 y Figura 28.



Figura 27. Vista Superior de la estructura de hardware diseñada

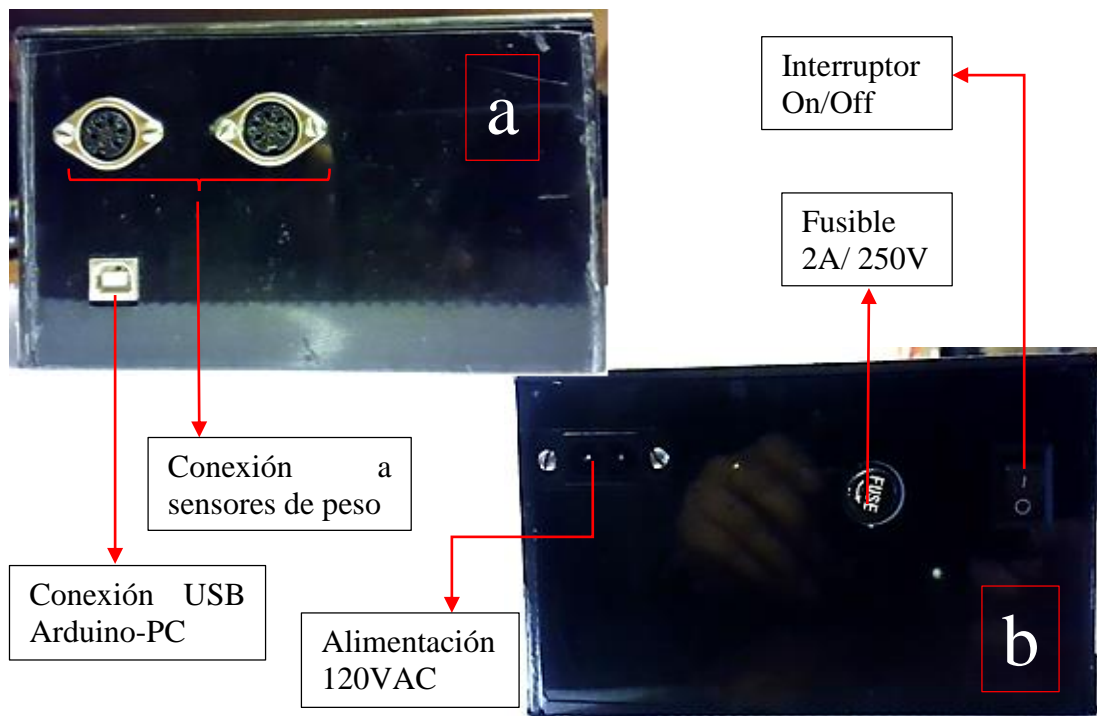


Figura 28. Vista frontal (a) y posterior (b), de la estructura de hardware diseñada

CAPÍTULO 4

DESARROLLO DEL SOFTWARE PARA LA CAPTURA DE MOVIMIENTO Y PESO

4.1 Diseño de Software

4.1.1 Descripción

El sistema a desarrollarse en este proyecto se empleará para monitorizar la marcha de una persona. Será capaz de detectar capturar y almacenar los datos de movimiento humano mediante tecnología Kinect, capturando los datos del desplazamiento de cada articulación en los ejes sagital, vertical y frontal de 20 articulaciones. También podrá adquirir 2 señales de peso, provenientes de dos celdas de carga, a través, de 2 conversores de señal y una tarjeta de adquisición. Además tendrá una interfaz HMI que permitirá la configuración, visualización, manipulación y almacenamiento de resultados.

4.1.2 Requerimientos del sistema

Dado que el sistema comprende una etapa de monitoreo visual, así como de captura de datos de peso de la persona, a través de un computador; los requisitos para el diseño del software del sistema son:

- Captura de datos provenientes de los sensores de peso
- Captura de datos provenientes del sensor Kinect
- Control del sensor Kinect
- Almacenamiento de datos
- Grafica de curvas por desplazamiento lineal y angular

Flujograma general

En la Figura 29 se muestra el flujograma general del sistema de análisis de movimiento, en el cual se empieza con la inicialización de variables para poner en cero todo el sistema y, la configuración de todos los parámetros de la cámara para la captura de movimiento. Una vez que se despliega la pantalla principal, se realiza la selección y ajuste de parámetros, determinada por los requerimientos de la persona que maneja el sistema; comenzando con la captura y almacenaje en la base de datos, para posteriormente proceder con el siguiente paso, que consiste en la visualización de resultados, el mismo que se lo realiza en una nueva pantalla.

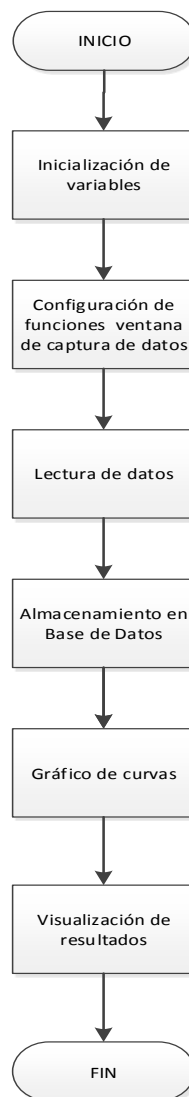


Figura 29. Flujograma general del sistema

4.2 Inicialización de las variables

Una vez que empieza a funcionar el programa se inicializan las variables. En la Tabla 18 se pueden ver las variables que se relacionan con el Kinect; en cuya configuración se define: el tamaño del área en la cual se va a mostrar el dibujo, la configuración de las dimensiones, colores y textura con las que se va a realizar el dibujo; además se crean tres variables para identificar: al sensor Kinect, al conjunto de articulaciones y la imagen de la cámara RGB, respectivamente. En la Tabla 19, se observa la inicialización de las variables de tiempo, que se usan para el almacenamiento y sincronización en la base de datos; las variables que sirven para visualizar las imágenes de la cámara RGB, las variables que se usan para la conexión con la base de datos y las variables de comunicación con el puerto serial correspondiente al puerto en el que se encuentra conectada la tarjeta de adquisición de datos, las banderas del dato recibido y las variables que recibirán la información de las celdas de carga.

Tabla 18

Descripción de variables relacionadas con Kinect

Tipo	Nombre	Función
Float	renderAncho	Ancho de la salida del dibujo
Float	renderAlto	Alto de la salida del dibujo
Double	GrosorArticulacion	Grosor de las líneas de las articulaciones
Double	GrosorBodyCenter	Grosor del elipse centro del cuerpo
Double	GrosorBordesCorte	Grosor de los rectángulos del recorte de bordes
Brush	pincelPuntoCentral	Pincel de elipse punto central del skeleton
Brush	pincelArticulacion Traked	Pincel de elipse de articulación detectadas
Brush	pincelArticulacionInferida	Pincel de elipse de articulación inferida
Pen	penHuesoTraked	Pluma para dibujar hueso detectado
Pen	PenHuesoInferido	Pluma para detectar hueso inferido
KinectSensor	miSensor	Nombre del Kinect conectado
DrawingGroup	dibujandoGrupo	Nombre grupo de arreglo de imágenes
DrawingImage	dibujandoImagen	Nombre imagen capturada

Tabla 19

Descripción de variables para tiempo, pantalla RGB, base de datos y comunicación serial

Tipo	Nombre	Función
Variables para tiempo		
DateTime	d1	Tiempo inicial
TimeSpan	ts	Diferencia de tiempos
String	t1	Tiempo seleccionado
Int	t2	Tiempo final
Int	i	Bandera inicio cuenta
Static Bool	timeOk	Bandera fin de cuenta
Variables segunda Pantalla RGB		
WriteableBitmap	colorBitmap	Contiene información de color
Byte []	colorPixels	Almacena los datos recibidos de la cámara
Variables conexión base de datos		
String	sdwConnectionString	Configuración base de datos
SqlConnection	sdwDBConnection	Conexión base de datos
Variables comunicación serial		
SerialPort	serial	Número del puerto serial
String	recieved_data	Dato recibido
String	peso1	Dato celda 1
String	peso2	Dato celda 2
Bool	recibirOK	Estado de la recepción de datos

4.3 Configuración de funciones en ventana de captura de datos

Una vez que se han inicializado todas las variables, se configuran los eventos que controlan el Kinect. El procedimiento para la inicialización y conexión del Kinect se puede observar en la Figura 30; primero el sistema verifica si existe algún dispositivo Kinect conectado al computador y se asigna el sensor a la variable correspondiente; luego se habilitan los datos que se van capturar y, se crean los eventos que contienen el procedimiento a realizar una vez que ingresa un dato; finalmente se enciende el dispositivo Kinect para que empiece a recibir la información.



Figura 30. Inicialización del Kinect

4.4 Lectura de Datos

Para la lectura de datos se configuran tres funciones; dos para detección y lectura de datos del esqueleto e imagen provenientes del Kinect, y una para la lectura de datos provenientes de las celdas de peso, las mismas que se detallan a continuación:

4.4.1 Detección del esqueleto

Una vez que se han inicializado todas las variables del programa y la cámara Kinect se encuentre en funcionamiento, se pueden detectar los esqueletos que se encuentran frente al Kinect, por medio del evento `SkeletonFrameReady`, el procedimiento se puede visualizar en la Figura 31; una vez que se detecta un esqueleto, se crea un arreglo de tipo `skeleton`, en el que se copian todos los datos del frame, que

contiene los datos del esqueleto, y se procede a dibujar en pantalla, si los datos obtenidos del esqueleto, se encuentran fuera del área designada para el grafico, se dibuja uno o varios rectángulos de color rojo para indicar la dirección en la que alguna de las articulaciones sale de los limites, caso contrario se dibuja un círculo por cada articulación y se unen las articulaciones con líneas, representando las articulaciones y huesos respectivamente.

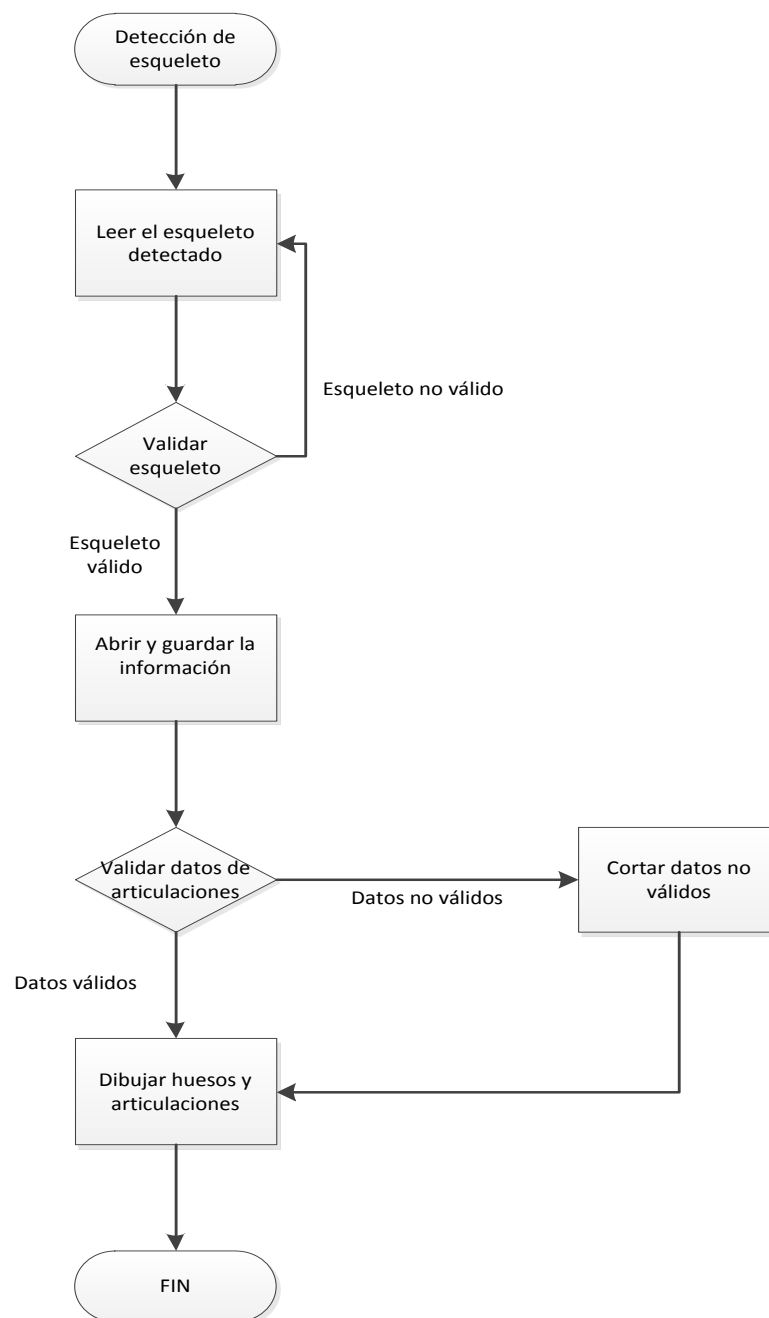


Figura 31. Procedimiento de detección de esqueleto

4.4.2 Detección de la imagen

Ya inicializadas todas las variables del Kinect y una vez que la cámara se encuentre en funcionamiento, se muestra la información en pantalla; el procedimiento se muestra en la Figura 32, al detectar una imagen, copia la misma en una variable para ser presentada en el cuadro de imagen de la pantalla principal.

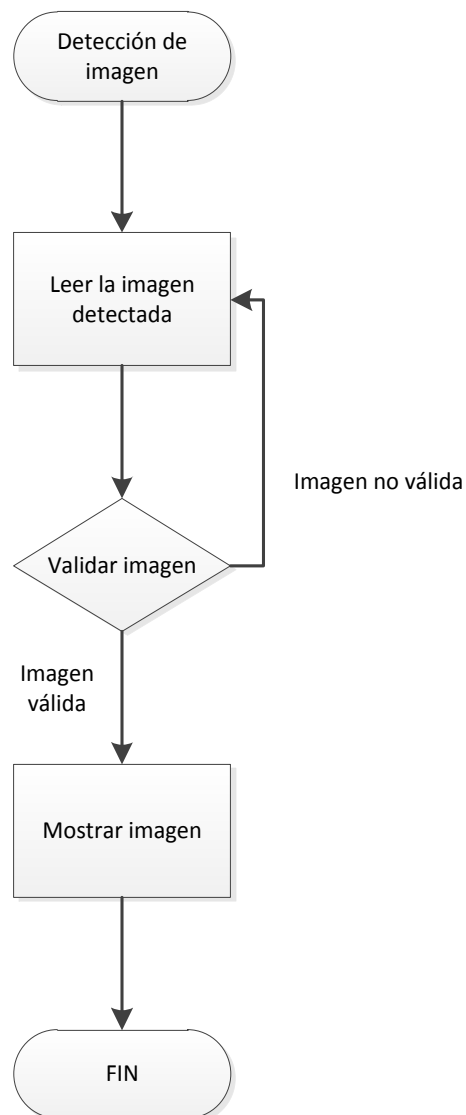


Figura 32. Procedimiento de detección de imagen

4.4.3 Comunicación serial

Para la comunicación serial se ha empleado una función que permite la transmisión y recepción de datos entre el PC y la tarjeta de adquisición de datos, se ha desarrollado la función comunicación serial, que configura el puerto serial del computador. Al acceder a la función se establece la dirección del puerto serial, que es reconocida automáticamente al conectar la tarjeta al computador, y se determinan: paridad, baudios, bit de parada, longitud de la palabra, tiempo de lectura y escritura, finalizando con la apertura del puerto.

Tabla 20

Configuración de parámetros comunicación serial

Parámetro	Valor
Numero de puerto	Seleccionado desde interfaz
Baudios	19200
Paridad	ninguna
Longitud de la palabra	8 bits
Bits de parada	1
Tiempo de lectura	500
Tiempo de escritura	500

4.5 Almacenamiento en la base de datos

Para el almacenamiento de datos se desarrollaron 2 funciones que servirán para la comunicación entre la base de datos y el PC: `ejecutarQuery` y `ejecutarNoQuery`, que permiten la escritura y lectura de datos, ver Figura 33; para la lectura o escritura de información se abre la conexión entre la base de datos y el programa, indicando el nombre de la base de datos y la tabla en donde se va a guardar la información adquirida. En el caso de la lectura, se realiza la búsqueda cargando los datos en una tabla y retornando los mismos, con todos los resultados, hasta cerrar la conexión; en el caso de la escritura, se emplea una función que no retorna ningún valor, solamente se escriben los datos en la dirección requerida, es decir en una tabla de la base de datos.

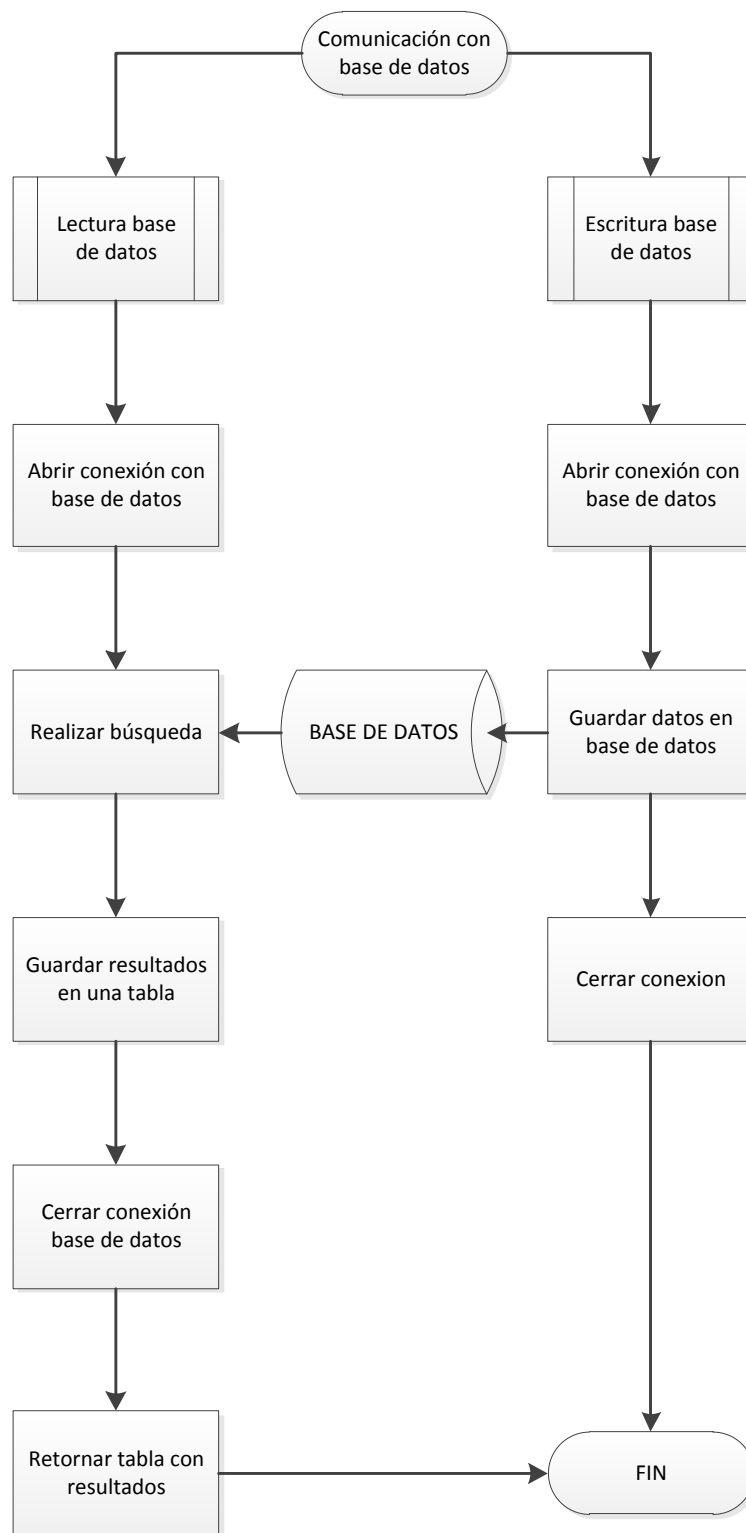


Figura 33. Procedimientos de lectura y de escritura en la base de datos

4.6 Gráfico de curvas

Para el gráfico de curvas se han creado una serie de datos, que contienen: la información de las articulaciones, la información de las coordenadas que se van añadiendo por pares una a una dependiendo de la cantidad de las mismas, finalizando con la impresión y unión de los puntos para generar las curvas en cada uno de los gráficos en pantalla.

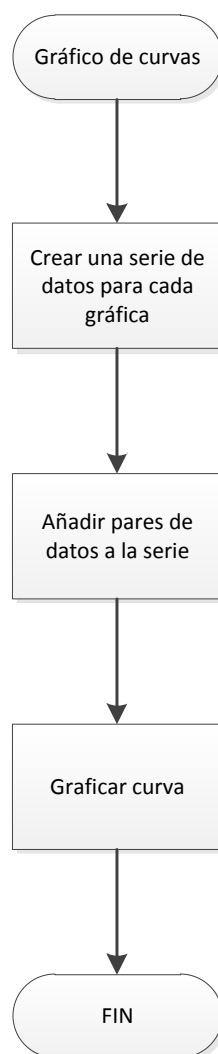


Figura 34. Procedimiento de gráficos de curvas

4.7 Visualización de resultados

Para la visualización de resultados se ha desarrollado la siguiente interfaz gráfica que consta de 3 ventanas: ventana de presentación, ventana de captura de datos, y ventana de análisis de datos.

La primera ventana en desplegarse es la carátula, esta pantalla posee el logo de la institución, título del proyecto y un botón de inicialización que dirige automáticamente a la ventana principal, ver Figura 35.



Figura 35. Ventana de presentación

La ventana de captura de datos se despliega después de la carátula, y contiene varias opciones, que permiten la configuración para el funcionamiento del sistema, esta ventana consta de dos cajas de gráficos, ver Figura 36, una con fondo oscuro para la visualización del esqueleto capturado por el Kinect en color verde, y la otra para visualizar y ubicar a la persona antes de comenzar el proceso de análisis; además sirve para realizar la calibración del motor de inclinación del sensor Kinect. Esta ventana permite la selección de cada uno de los segmentos del cuerpo que se van a capturar, mediante varias cajas de selección; se dispone de la opción “Ciclo de la marcha”, en la cual se seleccionan automáticamente los segmentos del cuerpo útiles para el análisis de la marcha.

Además la ventana posee dos cajas de opciones; una para la selección del tiempo de funcionamiento correspondientes a 5, 10 y 15 segundos automáticos o, tiempo indefinido, donde el usuario establece el tiempo de inicio y parada manualmente. La segunda caja de opciones tiene como objetivo, seleccionar el puerto serial correspondiente a la ubicación donde se encuentra conectada la tarjeta de adquisición. En conjunto a los elementos ya descritos, la ventana posee 4 botones adicionales: “Iniciar”, “Parar”, “salir” y “Grabar curvas”. El botón “Iniciar” sirve para empezar la cuenta del tiempo de funcionamiento seleccionado previamente en la caja de opciones respectiva, el botón “Parar” se lo emplea para detener la captura de datos; el botón “Salir” se lo usa para cerrar toda la interface y salir del sistema, el botón “Graficar curvas” despliega la ventana de análisis de datos, permitiendo visualizar los resultados.

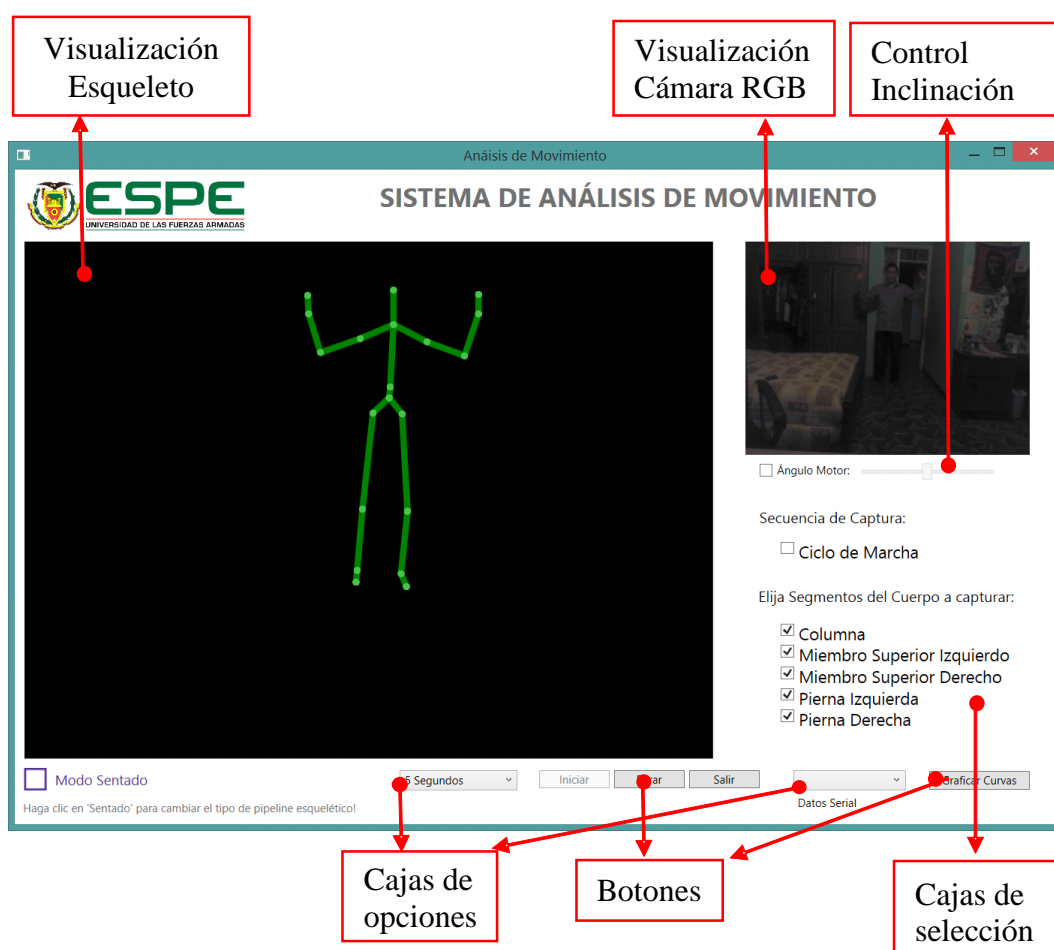


Figura 36. Ventana de captura de datos

Finalmente, la ventana análisis de datos, ver Figura 37, posee una caja de opciones que contiene el listado de las articulaciones que conforman los segmentos del cuerpo seleccionados en la ventana anterior, además posee 4 cuatro botones de opción, con los cuales se pueden escoger los resultados a visualizar en los paneles gráficos: tres paneles para la visualización de resultados de manera gráfica, y un panel para elegir la curva ideal de la marcha; conjuntamente a cada panel, se encuentran 3 cuadros en los cuales se muestran los valores de tiempo y longitud determinados entre dos pares de puntos, seleccionados con el mouse; y finalmente dos botones, uno para guardar las curvas en un archivo en formato PDF y otro para regresar a la pantalla principal.

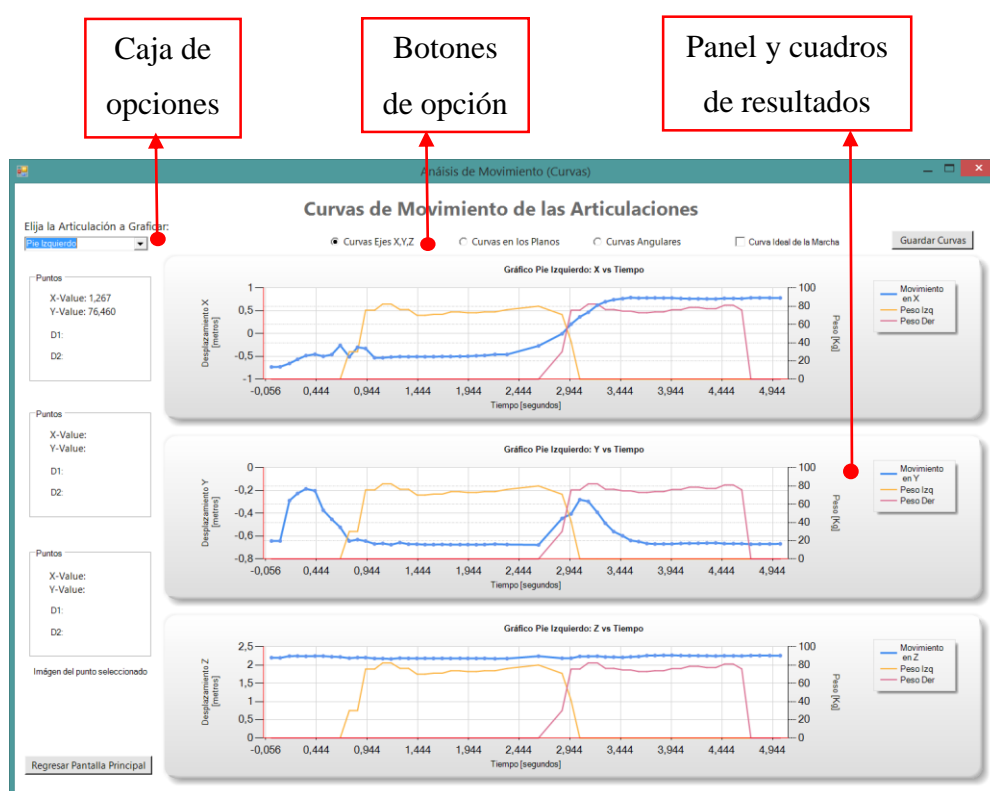


Figura 37. Ventana de análisis de datos

Además, se ha implementado un panel gráfico, en el cual se puede observar la imagen de la persona, según el punto que el usuario elija en la ventana de curvas. Esto permite visualizar con mejor apreciación, la relación existente entre las curvas gráficas obtenidas y, la imagen real de la posición en la que se encuentra el paciente, en ese instante de tiempo; como se observa en la Figura 38:



Figura 38. Visualización de imagen de la persona, según el punto elegido

Otra opción implementada en esta ventana, es la posibilidad de exportar las curvas gráficas obtenidas del paciente, a un archivo de formato PDF. Se guardarán cada una de las gráficas, en sus diferentes planos, incluyendo los puntos que el usuario hubiere elegido. Esto se lo realiza a través del botón “Graficar Curvas”. De esta manera, se pueden tener los registros de las secuencias de un paciente, que posteriormente pueden servir para realizar el seguimiento y tratamiento de mejora del mismo.

CAPÍTULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 Entorno de pruebas del sistema de análisis del movimiento

Para la ejecución de la etapa de pruebas y resultados, se han elaborado mediciones del movimiento de la marcha humana, mediante el sistema de análisis de movimiento y la intervención de varias personas. Esto, en un entorno de pruebas que contempla los siguientes elementos principales:

- 1 Sensor Kinect
- 2 Plataformas de peso
- 3 Plataformas de reposo

La disposición del entorno de pruebas se detalla en la Figura 39:

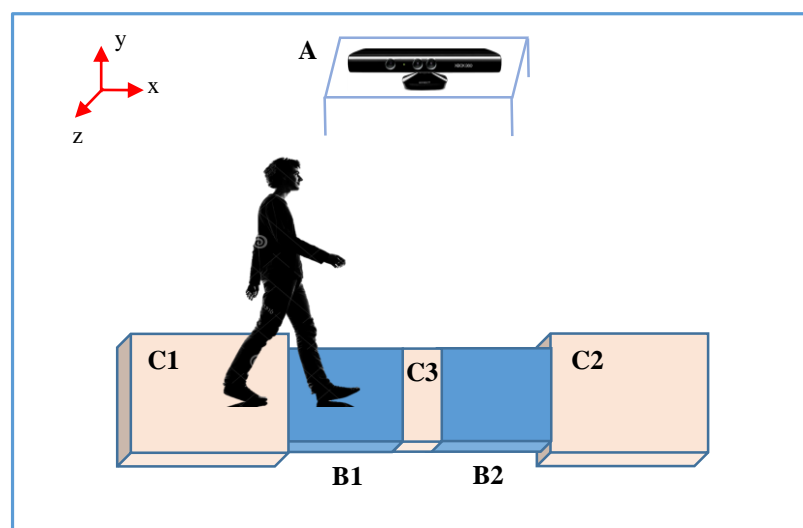


Figura 39. Entorno de pruebas. (A) sensor Kinect, (B) plataformas de peso, (C) plataformas de reposo

El entorno de pruebas se encuentra distribuido considerando medidas apropiadas de distancias, entre cada uno de los elementos que lo conforman, a fin de poder capturar adecuadamente cada uno de los datos a sensar. Estas medidas han sido generadas experimentalmente. Las medidas de los elementos y sus distancias dentro del entorno de pruebas se detallan en la Figura 40.

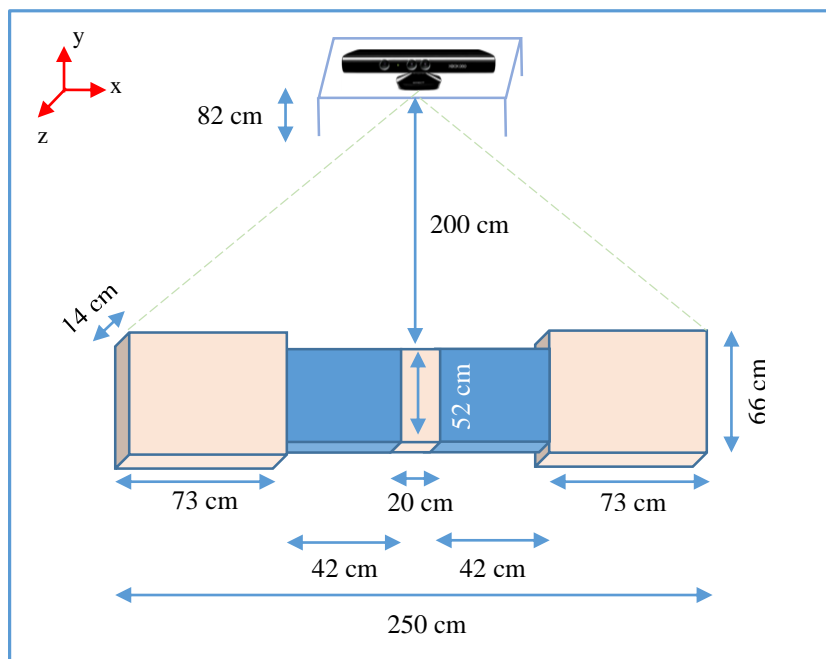


Figura 40. Distancias y medidas dentro del entorno de pruebas

En función de los 14 cm de altura que poseen las plataformas de peso, se han elaborado 3 estructuras de plataformas de reposo. Dos de ellas C1 y C2 (73x66x14 cm) permitirán que la persona se coloque tanto en estado inicial como final respectivamente, y una plataforma adicional C3 (20x52x14 cm), permite ampliar la distancia entre las plataformas de peso, para poder obtener una adecuada extensión de los miembros inferiores al momento de realizar la marcha. Estas tres estructuras, con la misma medida de altura; se implementan con la finalidad de nivelar el área en la cual se desarrollará el proceso del ciclo de la marcha humana, con el propósito de que ésta resulte lo más natural posible.

El área en la cual se desarrolla el ciclo de la marcha, sobre las plataformas tanto de reposo como de peso, contiene una distancia total de 2.5 metros de largo; misma que previo análisis experimental, se ha considerado como suficiente para que se pueda realizar la secuencia de la marcha de manera apropiada. A la vez, la distancia entre el área de marcha y el sensor Kinect, es de 2 metros a una altura de 82 cm, con la cual se tiene un campo de visión completo de todo el escenario de pruebas, ver Figura 40.

En la Figura 41 se presenta el entorno de pruebas real, en la cual, se realizaron los distintos experimentos, que se detallaran más adelante, en este capítulo.

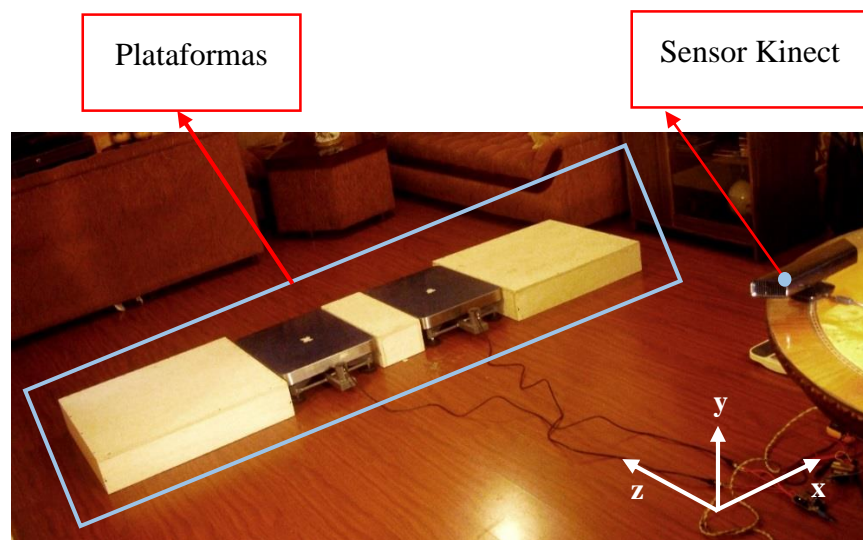


Figura 41. Sistema de análisis de movimiento en entorno real de pruebas

5.2 Pruebas de funcionamiento del sistema y resultados experimentales

Con el fin de verificar el buen desempeño del sistema se elaboraron varias pruebas de funcionamiento, con personas que realizaron el ciclo de la marcha en tres escenarios: marcha normal, marcha pronunciada y marcha limitada.

Es importante destacar, que las pruebas realizadas en la marcha limitada, resultaron en datos que no permiten desarrollar un análisis en las curvas, debido a condiciones propias del dispositivo Kinect; por lo que este escenario no será tomado en cuenta para los análisis correspondientes. Posteriormente se describirá con mayor detalle este inconveniente.

Previo a desarrollar los experimentos de la marcha, se desarrollaron varias pruebas para determinar una curva de la secuencia del ciclo de la marcha ideal, la misma que permite crear un patrón de referencia, para compararla respecto de la secuencia de la persona a ser evaluada. Por tanto, en el proceso de pruebas se consideran las siguientes etapas:

- Construcción de la curva ideal de la marcha humana: En escenario de marcha pronunciada y normal.
- Generación de pruebas en tres escenarios de marcha: pronunciada, normal y limitada.
- Pruebas experimentales con 2 pacientes.

5.2.1 Construcción de la curva ideal de la marcha

Dentro de la primera etapa de pruebas, correspondiente a la generación de la curva ideal de la marcha pronunciada y normal; se ha considerado un escenario en el que se realizan mediciones de secuencias de la marcha “pronunciada”, con personas que poseen alguna alteración física o trastorno en la marcha; así como mediciones de secuencias de la marcha “normal”, es decir, de personas que no poseen ninguna alteración física ni padecen de algún tipo de trastorno en la marcha. En este proceso intervinieron 5 personas diferentes, cada una efectuando 5 veces el ciclo de la marcha correspondiente, con un estilo de caminata pronunciado y normal respectivamente, a lo largo de las plataformas del entorno de pruebas, como se representa en la Figura 42.

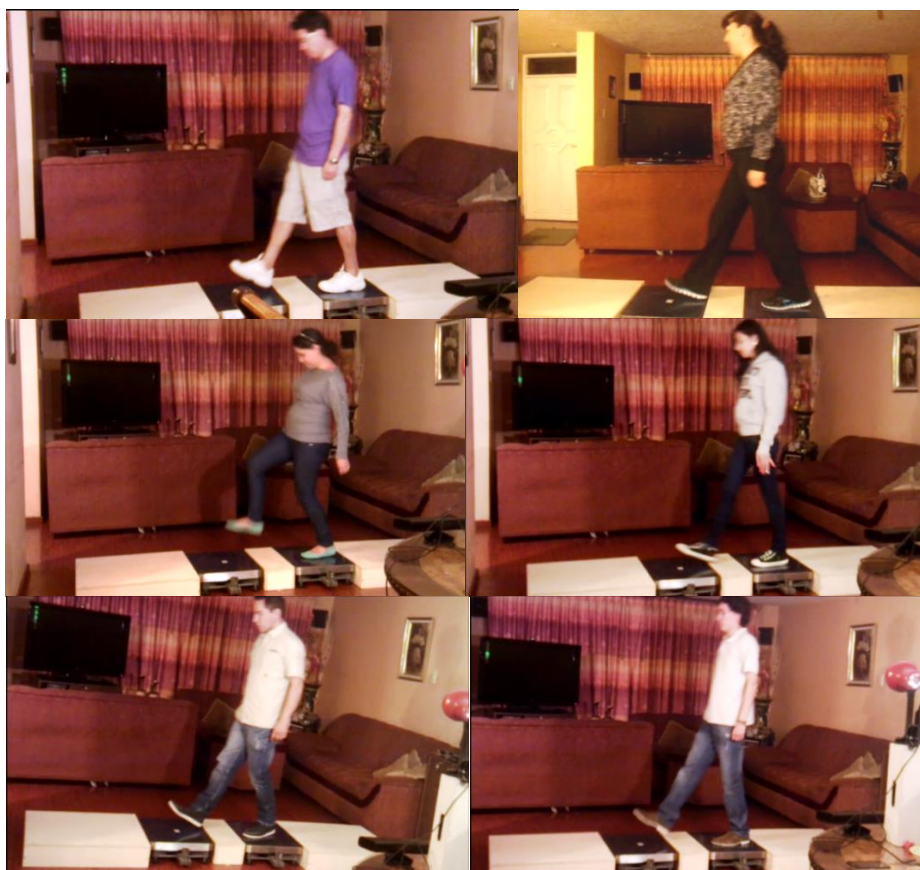


Figura 42. Generación de la curva ideal de la marcha, medidas en varias personas

La Tabla 21, muestra los datos de cada una de las personas que participaron en el proceso de pruebas, para la obtención de la curva patrón o ideal de la marcha pronunciada y normal.

Tabla 21

Datos generales de participantes en la obtención de curva ideal de la marcha

	Edad (Años)	Estatura (cm)	Peso (kg)
Persona 1	25	171	72
Persona 2	26	171	55
Persona 3	45	162	74
Persona 4	51	171	64
Persona 5	22	159	66

En el proceso de obtención de dichas curvas, se capturaron los puntos del cuerpo correspondientes a la cadera, rodillas, tobillos y pies; datos que son indispensables para el análisis de la marcha; esto durante un tiempo aproximado de 5 segundos, que es la duración estimada de un ciclo de la marcha, que se ha obtenido experimentalmente.

Para el caso de la marcha pronunciada, se realizó el promedio de cada una de las 5 secuencias realizadas por las 5 personas, a fin de determinar la curva característica del movimiento de los pies izquierdo y derecho, al realizar la marcha. Las curvas obtenidas se muestran en la Figura 43.

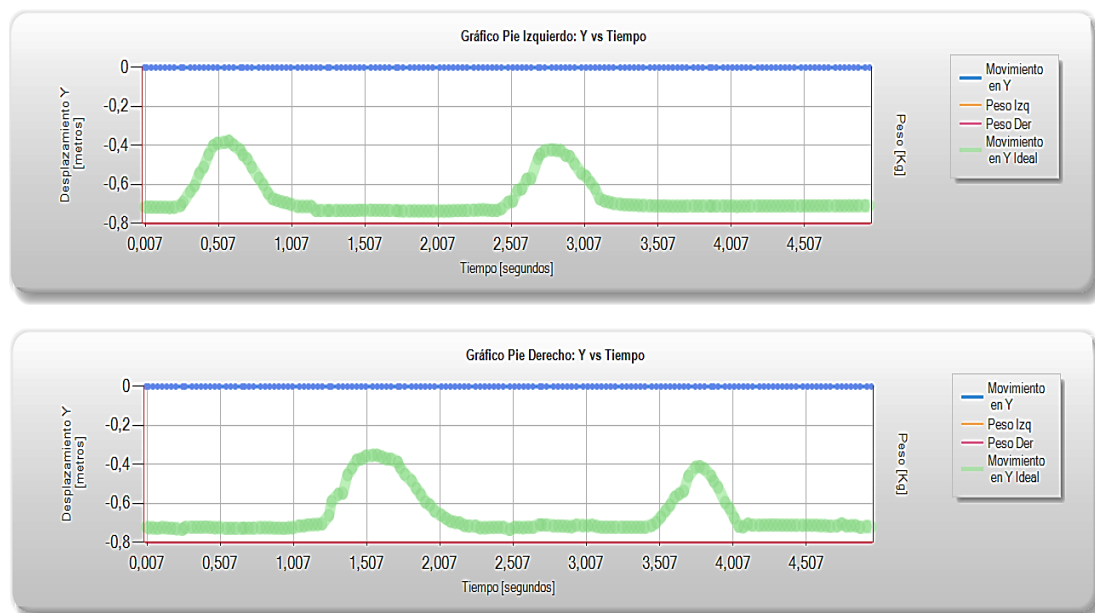


Figura 43. Curvas gráficas de la marcha ideal. Pie izquierdo y derecho, en el plano Y vs T, para el caso de la marcha pronunciada

Para el caso de la marcha normal, cada uno de los datos almacenados, en las 5 secuencias de la marcha realizadas por un individuo, fueron promediadas para tener un patrón de marcha ideal, correspondiente a dicho individuo. Una vez hecho esto con los datos obtenidos de las demás personas, se volvió a promediar cada uno de los patrones independientes, para obtener finalmente un patrón general de la marcha ideal. La curva gráfica de dicho patrón se presenta en la Figura 44.

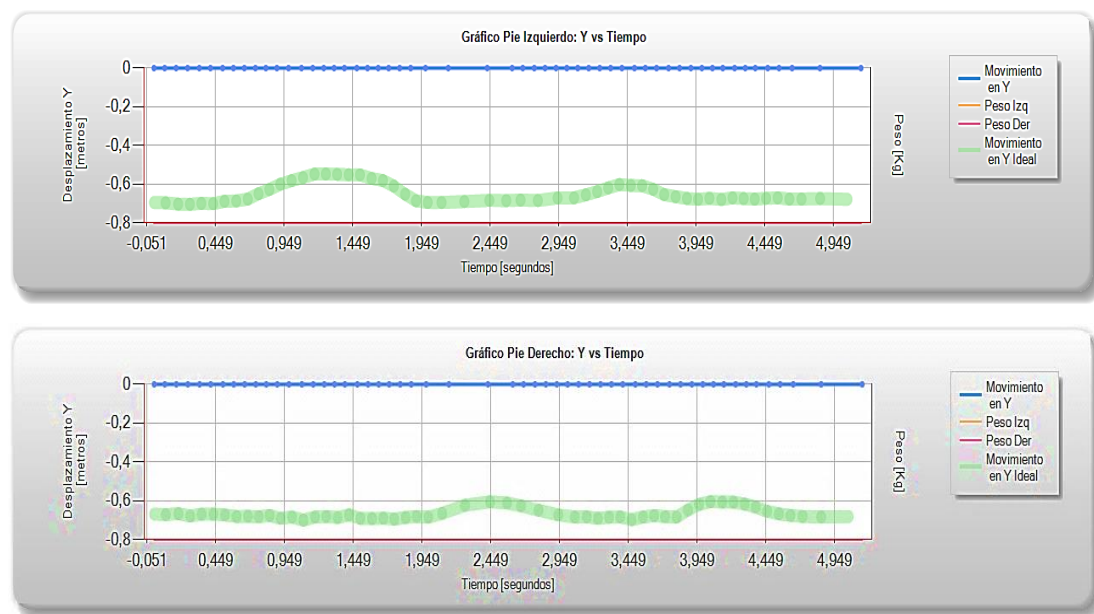


Figura 44. Curvas gráficas de la marcha ideal. Pie izquierdo y derecho, en el plano Y vs T, para el caso de la marcha normal.

La determinación de los parámetros del ciclo de la marcha que se obtienen de la curva ideal de la Figura 43 y Figura 44, serán explicados posteriormente, al realizar la obtención de los parámetros de la marcha en los escenarios de pruebas descritos anteriormente.

Es importante tomar en cuenta que cada persona tiene una cadencia particular de caminar, por lo que hallar un patrón de la marcha genérico para todas las personas, resulta difícil, destacando que existen características independientes de cada individuo, como factores fisiológicos, estatura, edad, etc.; que hacen que el ciclo de la marcha difiera entre una y otra persona.

Así mismo, se debe tomar en cuenta, que cada persona efectúa el ciclo de la marcha en tiempos distintos, por lo que al momento de realizar la comparación de curvas, es muy probable que existan desfases de tiempo entre la curva ideal y la curva experimental de la marcha. Es así, que esta curva nos servirá como una referencia, en contraste con la curva experimental, más no como una curva de análisis.

5.2.2 Pruebas de la marcha en distintos escenarios

Para el proceso del desarrollo de pruebas y generación de resultados en los tres escenarios de marcha (pronunciada, normal y limitada); se han medido distintos parámetros; considerando datos de tiempo, ángulos, y cada una de las fases más importantes que conforman este ciclo, ver CAPÍTULO 2, pág. 19. A su vez, se ha considerado como referencia de partida el “pie izquierdo”, es decir, se tomará como referencia de análisis todo el lado izquierdo del miembro inferior del cuerpo.

Para el proceso de análisis de curvas se tienen las siguientes fases del ciclo de la marcha humana:

- Duración del ciclo de la marcha (contacto inicial del pie izquierdo, contacto final del pie izquierdo)
- Fase de apoyo izquierdo/derecho
 - Fase de primer apoyo bipodal
 - Fase de apoyo monopodal del pie izquierdo/derecho
 - Fase de segundo apoyo bipodal
- Fase de oscilación izquierda/derecha

Primero se analizará el escenario de la marcha pronunciada, ya que esta permite visualizar de una manera más comprensible cada una de las curvas gráficas a tratar. A su vez, para cada uno de los tres escenarios, se considerarán los siguientes parámetros:

Escenario 1 – Marcha pronunciada:

- Fases del ciclo de la marcha
- Ángulos de rodillas izquierda/derecha

Escenario 2 – Marcha normal:

- Fases del ciclo de la marcha
- Ángulos de rodillas izquierda/derecha

Escenario 3 – Marcha limitada:

- Datos no analizados por limitaciones del dispositivo Kinect

A continuación, en la Figura 45 se resume gráficamente cada una de las fases del ciclo de la marcha.

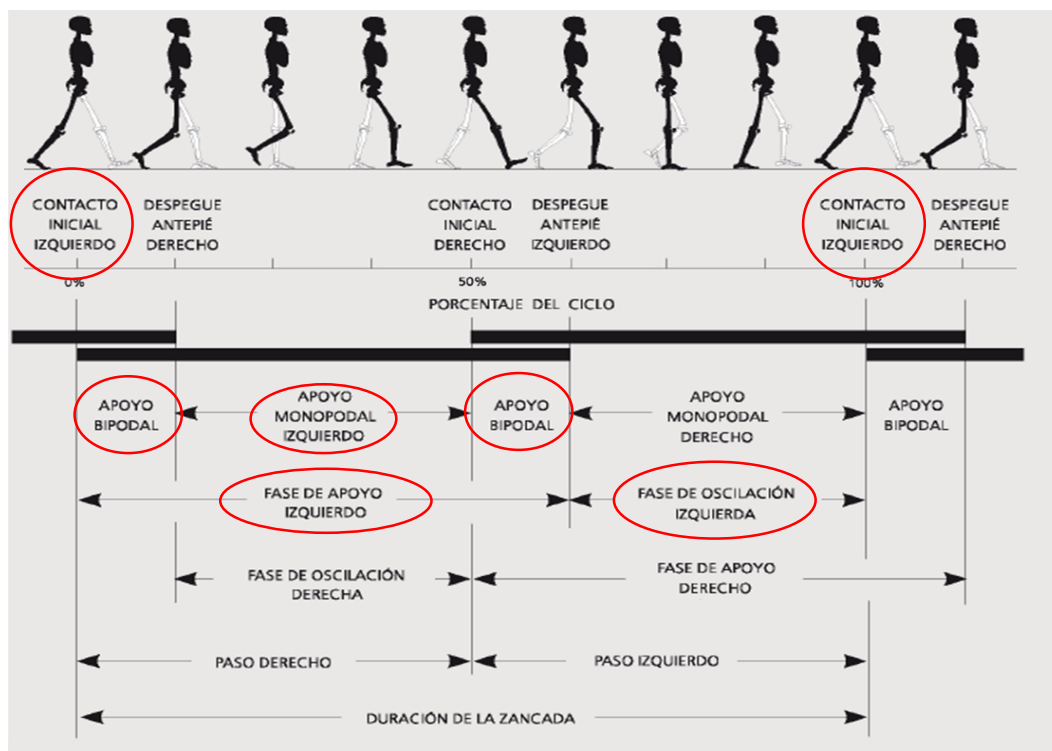


Figura 45. Ciclo completo de la marcha humana, referencia pie izquierdo. (Encarnación, 2012, pág. 7)

Como se observa en la Figura 45, tomando como referencia el perfil izquierdo del cuerpo, el ciclo de la marcha inicia con el impacto del talón izquierdo sobre el suelo; al 15% del ciclo, el antepié también contacta con el suelo (fase de apoyo monopodal izquierdo); al 40% del ciclo, el talón comienza a elevarse del suelo (subfase de despegue de talón o final); al 50% del ciclo inicia el despegue del antepié, que culmina al 60% del ciclo con el despegue de los dedos, lo que indica también el comienzo de la fase de oscilación izquierda, hasta que el mismo talón vuelve a tomar contacto con el piso, dando fin al ciclo de la marcha.

Es así, que existen dos periodos de apoyo bipodal o doble apoyo, que se caracterizan porque los dos pies contactan con el suelo. Uno está iniciando el contacto de talón mientras que el otro, se encuentra próximo a la fase de despegue. Estos periodos de apoyo bipodal tienen un porcentaje de duración de alrededor de 10% cada uno de los pies.

De esta manera, se procede a realizar el análisis de la marcha, considerando cada uno de los tres escenarios propuestos (marcha pronunciada, normal y limitada).

Escenario 1: Marcha pronunciada

Para el escenario de la marcha pronunciada, se obtendrán los datos de 5 personas, a fin de determinar un promedio general de los ciclos de la marcha pronunciada; para posteriormente compararlos con los de una secuencia experimental, de una persona denominada paciente.

Es así que, se realizó una secuencia de la marcha pronunciada con respecto a los miembros inferiores del cuerpo de 5 personas distintas. Una vez concluido el ciclo, mediante las curvas gráficas presentadas en el HMI, se determina el tiempo exacto en el que la persona realiza la mayor cantidad de flexión de su rodilla, para posteriormente obtener las muestras correspondientes a dicho tiempo. Los datos obtenidos de estas muestras, por cada una de las personas, se muestran en las curvas gráficas de la Figura 46.

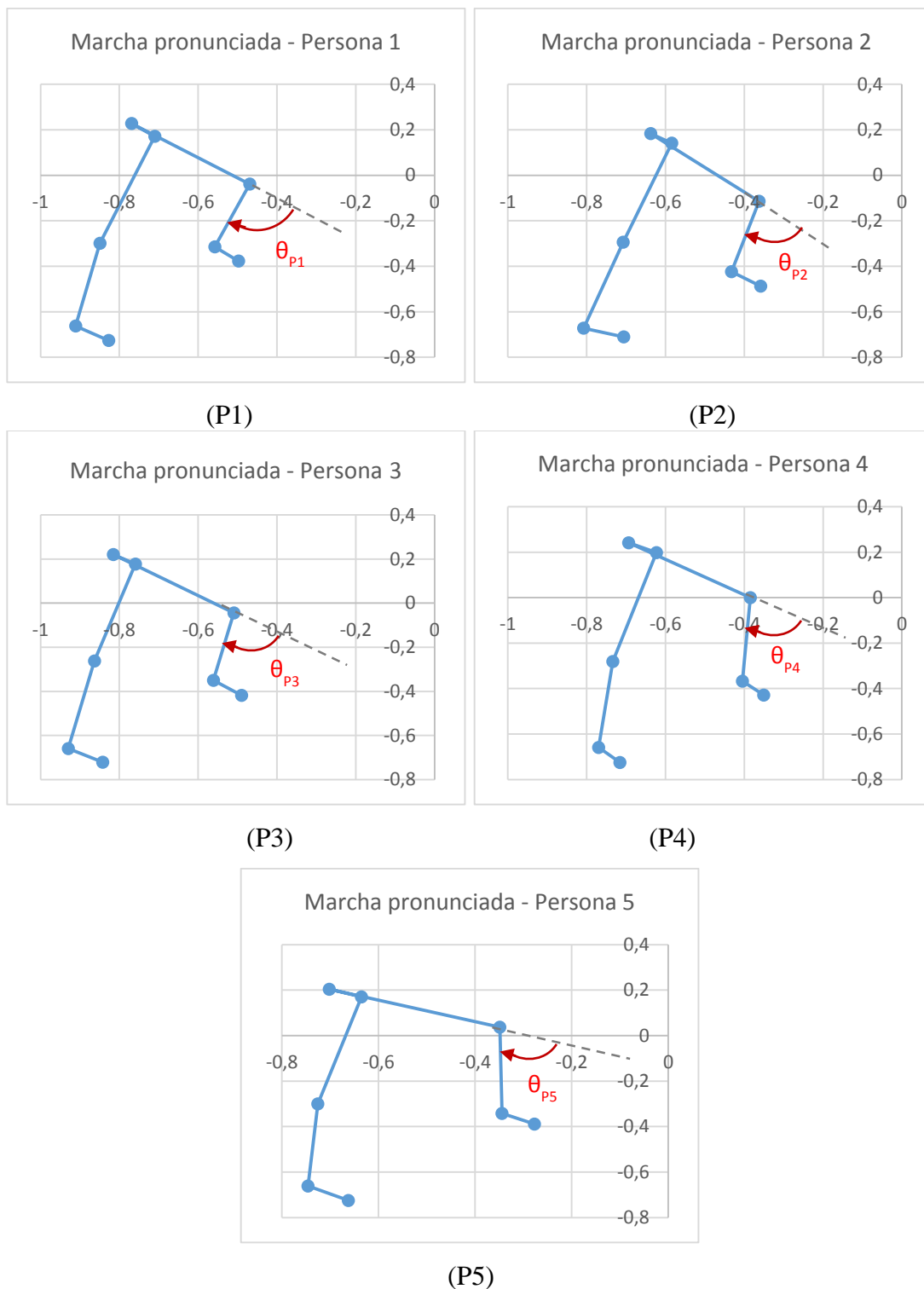


Figura 46. Puntos de flexión de rodilla de 5 personas (P1-P5), en marcha pronunciada, con sus respectivos ángulos

Una vez capturados dichos datos, se los presenta mediante una gráfica de dispersión, en donde se muestran cada una de estas 5 imágenes así como su respectivo promedio, como se observa en la Figura 47.

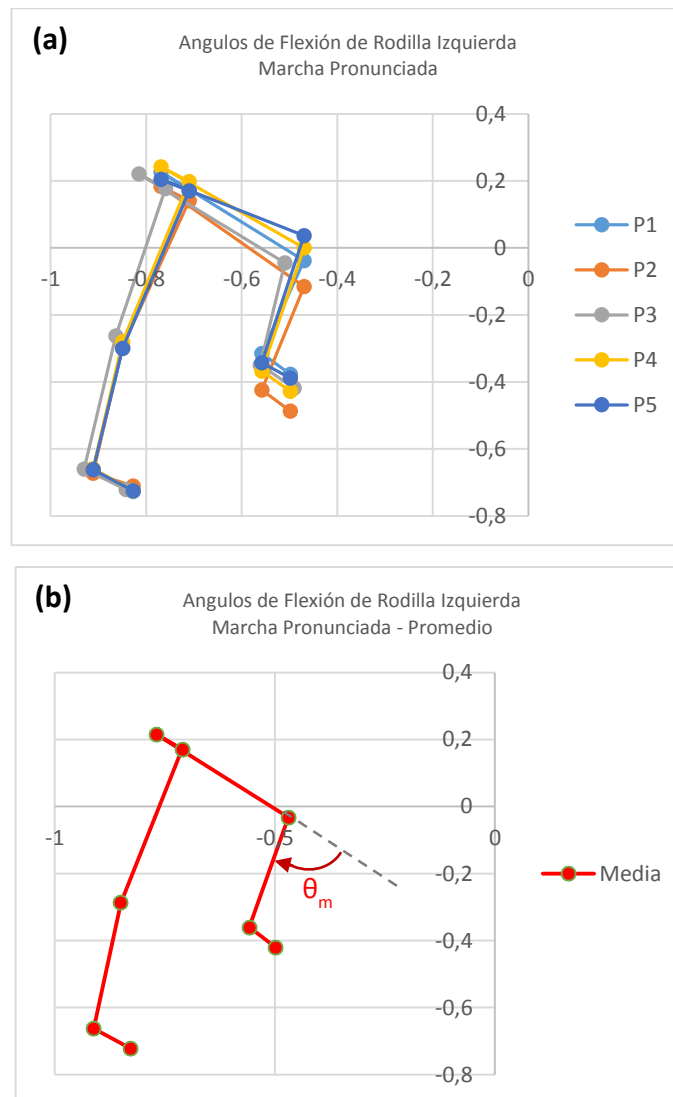


Figura 47. Gráfica de dispersión de los movimientos de flexión de la rodilla en marcha pronunciada (a) y su promedio (b)

En la Tabla 22, se presentan los datos de tiempo obtenidos por cada una de las 5 personas, con respecto al ciclo de la marcha, tomando como referencia la pierna izquierda. La explicación con respecto a la obtención de estos datos, será detallado mediante el análisis de la prueba experimental con 1 persona.

Tabla 22

Datos obtenidos por 5 personas en la fase del ciclo de la marcha pronunciada, según pierna izquierda.

TIEMPOS DE LA FASE DEL CICLO DE LA MARCHA PRONUNCIADA (PIE IZQUIERDO)							
	Persona 1	Persona 2	Persona 3	Persona 4	Persona 5	Promedio [μ]	Desv. Estándar [σ]
Tiempo [segundos]							
Ciclo de la marcha	2.08	2.03	2.06	2.06	1.97	2,04	0,04
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	1.11	1.47	1.16	1.13	1.09	1,19	0,16
1er apoyo bipodal	0.08	0.06	0.06	0.03	0.06	0,06	0,02
2do apoyo bipodal	0.08	0.16	0.13	0.06	0.06	0,10	0,04
Apoyo monopodal izquierdo	0.95	0.88	0.97	1.03	0.97	0,96	0,05
Apoyo monopodal derecho	0.97	0.94	0.91	0.97	0.88	0,93	0,04
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	0.97	0.94	0.91	0.97	0.88	0,93	0,04
Ángulo [grados]							
Ángulo rodilla izquierda	90.90	76.99	81.57	70.65	72.84	78,59	8,05

Finalmente, si se asume que los valores siguen una distribución normal, se pueden obtener los siguientes estimados; tomando en cuenta que cada valor puede estar comprendido entre $[\mu-\sigma, \mu+\sigma]$, al 95% de confianza.

Como se observa en la Figura 48, el rango de datos para la fase del ciclo de la marcha, en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [2, 2.08] segundos.

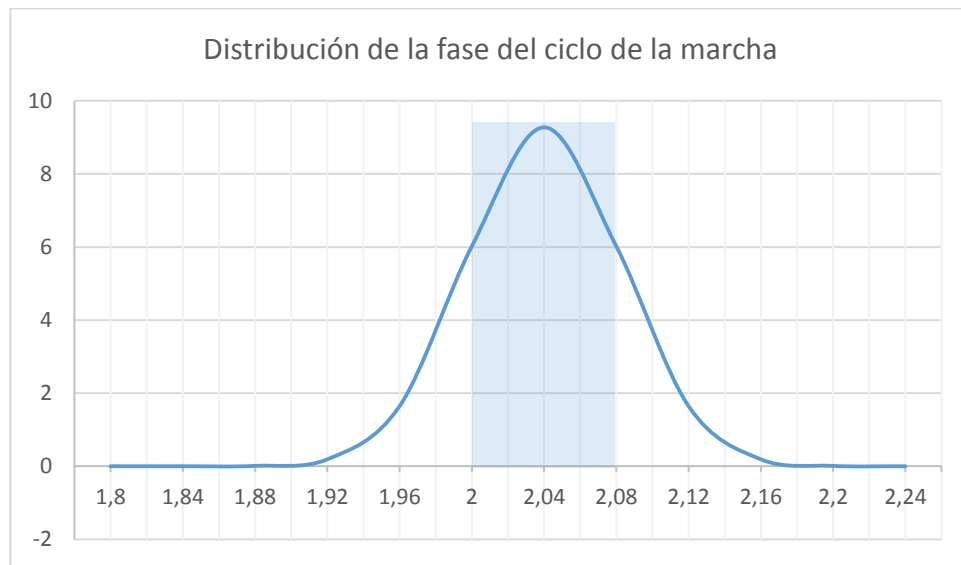


Figura 48. Distribución normal de la fase del ciclo de la marcha, en el caso de marcha pronunciada

En la Figura 49, observamos que el rango de datos para la fase de apoyo izquierdo en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [1.03, 1.35] segundos.

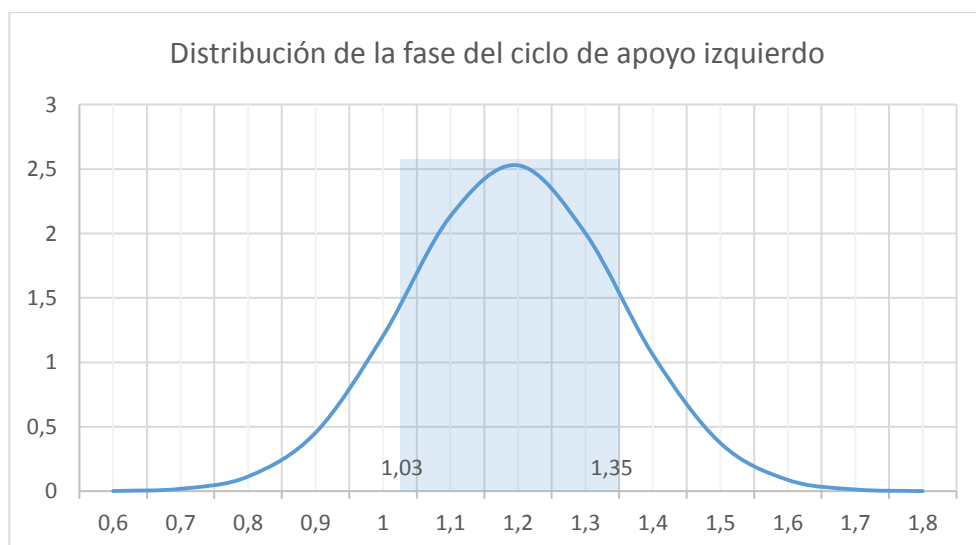


Figura 49. Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en marcha pronunciada

En la Figura 50, observamos que el rango de datos para la fase del primer apoyo bipodal en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [0.04, 0.08] segundos.

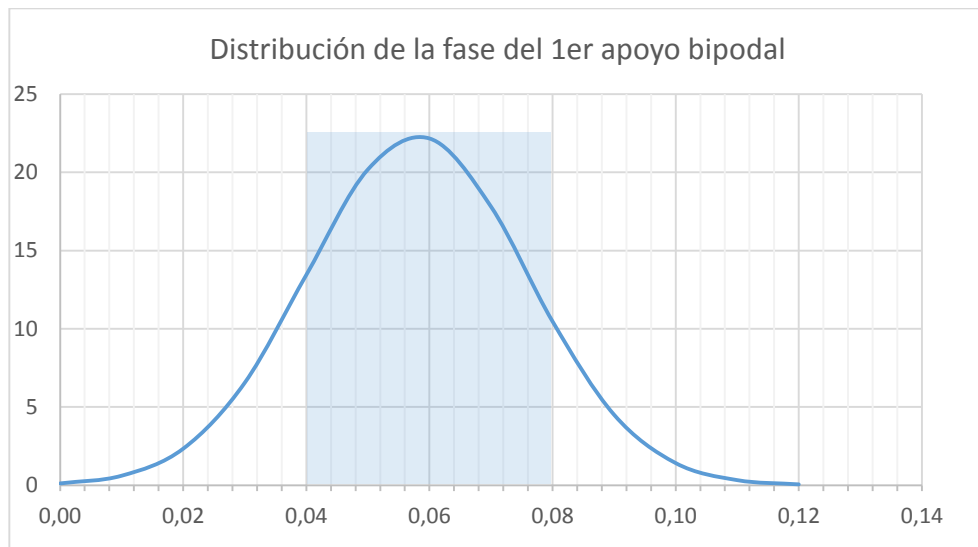


Figura 50. Distribución normal de la fase del primer apoyo bipodal, en marcha pronunciada

En la Figura 51, observamos que el rango de valores para la fase del segundo apoyo bipodal en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [0.06, 0.14] segundos.

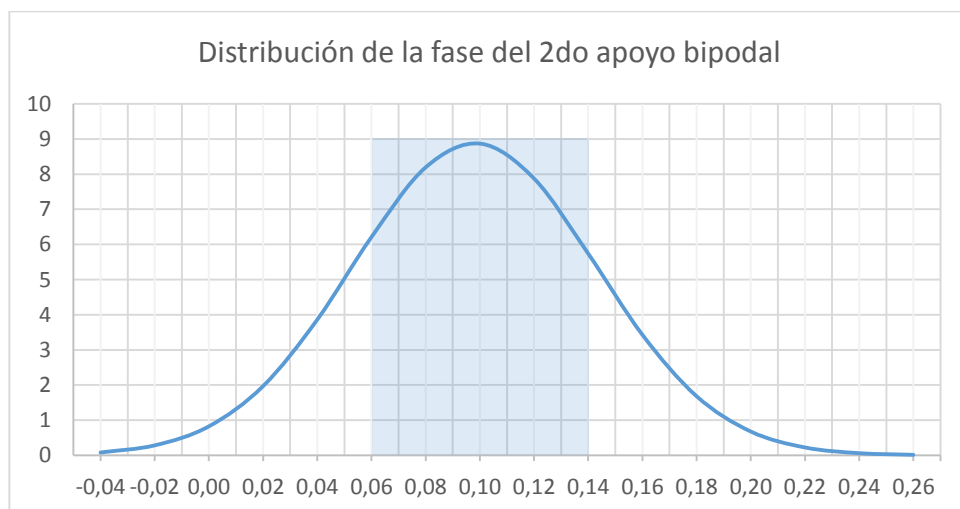


Figura 51. Distribución normal de la fase del segundo apoyo bipodal, en marcha pronunciada.

En la Figura 52, observamos que el rango de valores para la fase de apoyo monopodal izquierdo en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [0.91, 1.01] segundos.

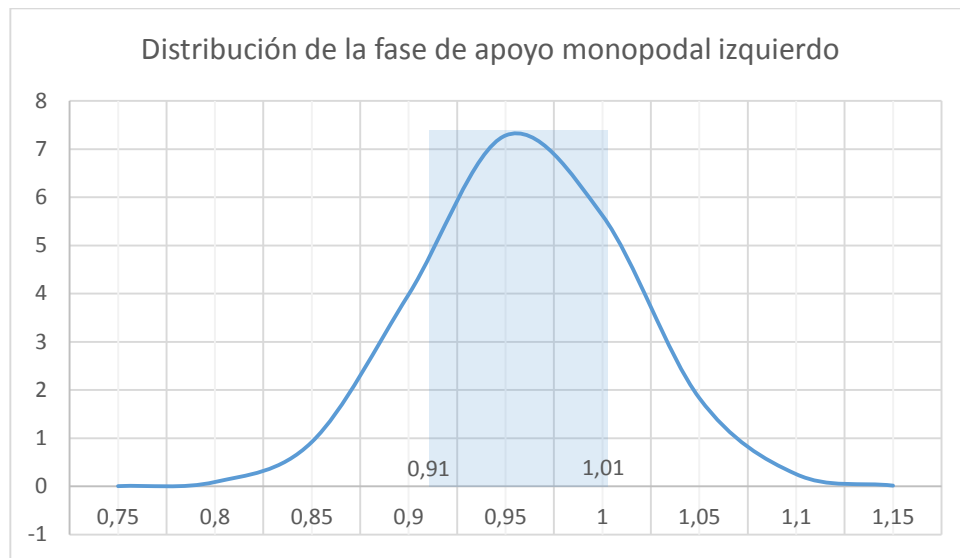


Figura 52. Distribución normal de la fase de apoyo monopodal izquierdo, en marcha pronunciada

En la Figura 53, observamos que el rango de valores para la fase de apoyo monopodal izquierdo en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [0.89, 0.97] segundos.

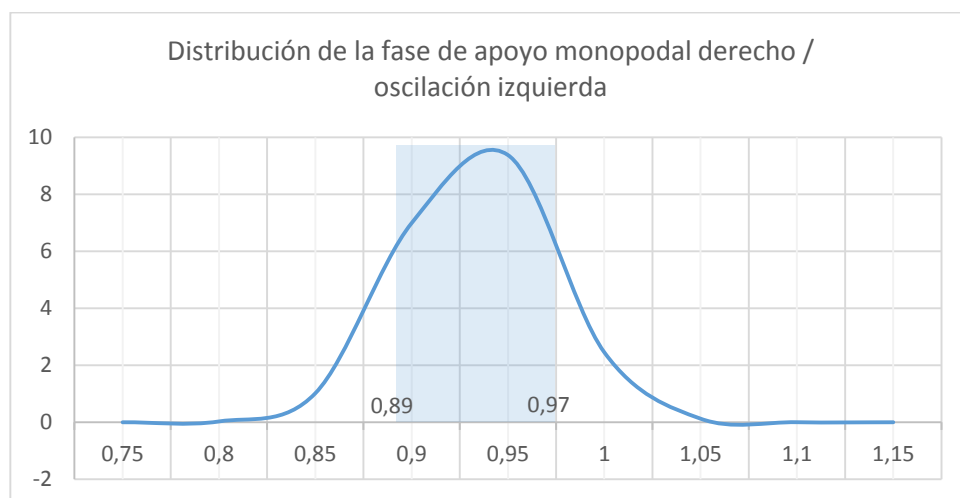


Figura 53. Distribución normal de la fase de apoyo monopodal derecho y oscilación izquierda, en marcha pronunciada

En la Figura 54, observamos que el rango de valores para el ángulo de flexión de la rodilla izquierda en la marcha pronunciada está comprendida entre valores de [70.54, 86.64] grados.

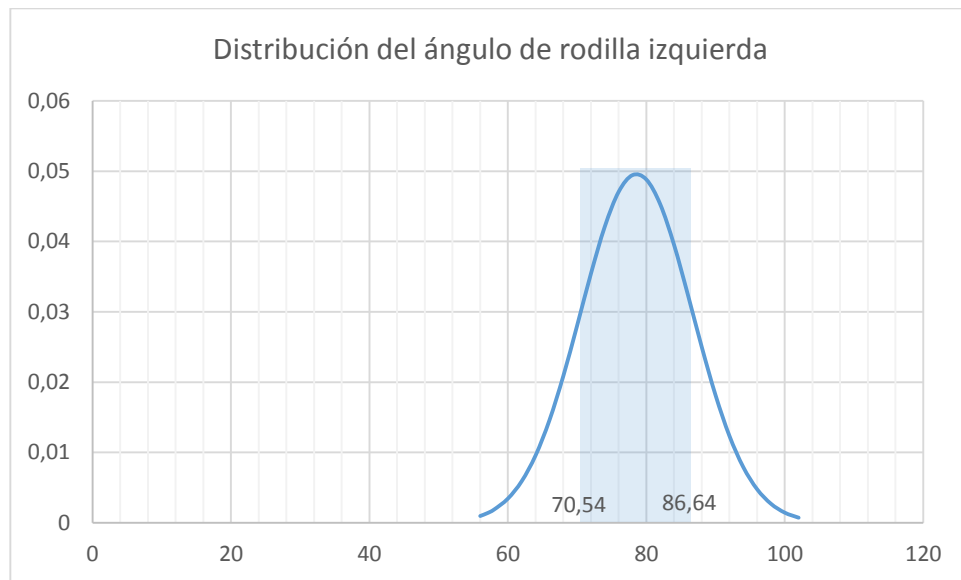


Figura 54. Distribución normal del ángulo de flexión de la rodilla izquierda, en grados

Escenario 2: Marcha normal

Para el escenario de la marcha normal, se obtendrán los datos de 5 personas, a fin de determinar un promedio general de los ciclos de la marcha normal; para posteriormente compararlos con los de una secuencia experimental de una persona denominada paciente.

Se realizó una secuencia de la marcha normal con respecto a los miembros inferiores del cuerpo de 5 personas distintas. Una vez concluido el ciclo, mediante las curvas gráficas presentadas en el HMI, se determina el tiempo exacto en el que la persona realiza la mayor cantidad de flexión de su rodilla, para posteriormente obtener las muestras correspondientes a dicho tiempo. Los datos obtenidos de estas muestras, por cada una de las personas, se muestran en las curvas gráficas de la Figura 55.

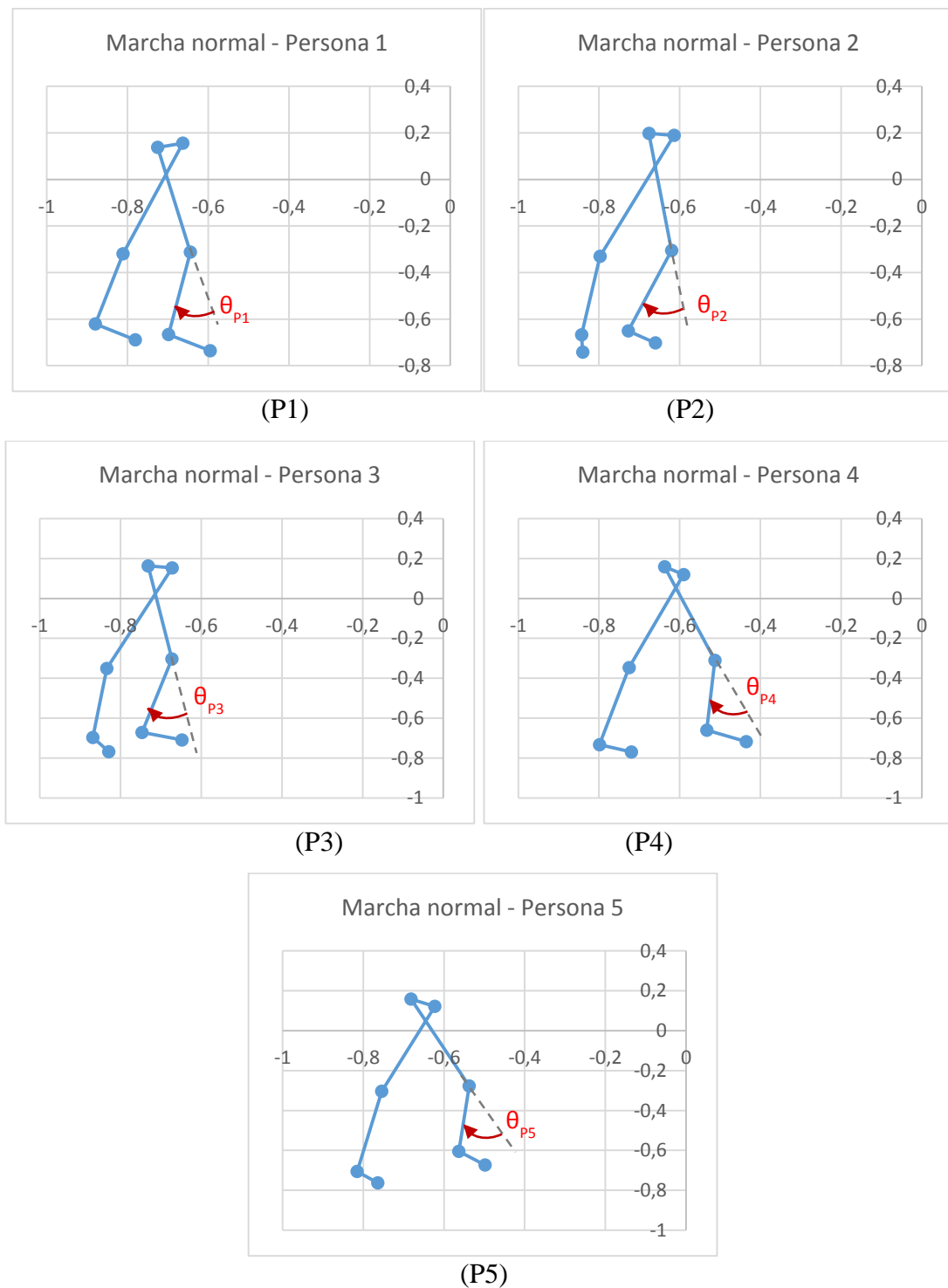


Figura 55. Puntos de flexión de rodilla de 5 personas (P1-P5), en marcha normal, con sus respectivos ángulos

Una vez capturados dichos datos, se los presenta mediante una gráfica de dispersión, en donde se muestran cada una de estas 5 curvas así como su respectivo promedio, en el caso del escenario de marcha normal; como se ve en la Figura 56.

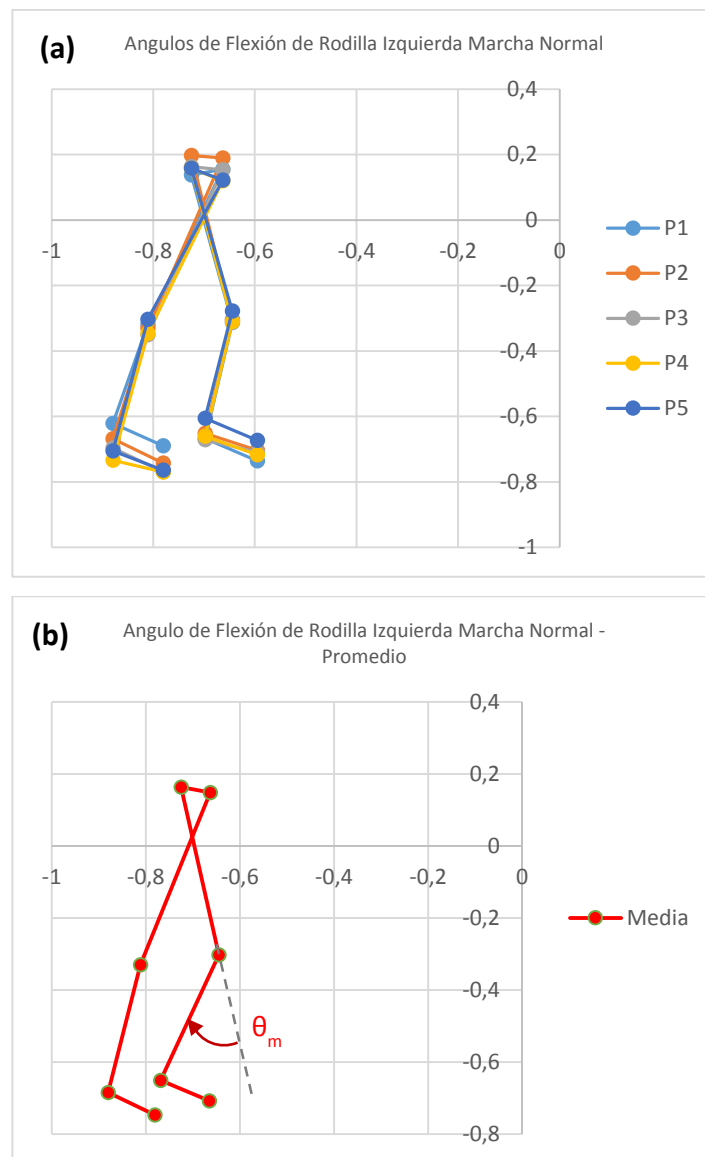


Figura 56. Gráfica de dispersión de los movimientos de flexión de la rodilla en marcha normal (a), y su promedio (b)

En la Tabla 23, se presentan los datos de tiempo obtenidos por cada una de las 5 personas, con respecto al ciclo de la marcha normal, tomando como referencia la pierna izquierda. La explicación con respecto a la obtención de estos datos, será detallado mediante el análisis de la prueba experimental con 1 persona.

Tabla 23

Datos obtenidos por 5 personas en la fase del ciclo de la marcha normal, según pierna izquierda.

TIEMPOS DE LA FASE DEL CICLO								
DE LA MARCHA NORMAL								
(PIE IZQUIERDO)								
	Persona 1	Persona 2	Persona 3	Persona 4	Persona 5	Promedio [μ]	Desv. Estándar [σ]	
	T i e m p o [s e g u n d o s]							
Ciclo de la marcha	2.13	2.41	2.34	2.30	2.27	2,29	0,10	
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	1.13	1.38	1.17	1.09	1.13	1,18	0,12	
1er apoyo bipodal	0.24	0.24	0.08	0.17	0.20	0,19	0,07	
2do apoyo bipodal	0.09	0.13	0.14	0.11	0.17	0,13	0,03	
Apoyo monopodal izquierdo	0.80	1.02	0.95	0.86	0.83	0,89	0,09	
Apoyo monopodal derecho	1.00	1.03	1.03	1.05	0.97	1,02	0,03	
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	1.00	1.03	1.03	1.05	0.97	1,02	0,03	
	Ángulo [grados]							
Ángulo rodilla izquierda	33.45	39.86	36.08	35.02	40.88	37,06	3,19	

Finalmente se calcularon los valores de la distribución, bajo el supuesto de normalidad, para cada uno de los ciclos de la marcha, con la finalidad de determinar el intervalo de concurrencia que tiene el movimiento de un ciclo del cuerpo, en la marcha pronunciada; tomando en cuenta que cada valor puede estar comprendido entre $[\mu-\sigma, \mu+\sigma]$, al 95% de confianza.

Como se observa en la Figura 57, el rango de datos para la fase del ciclo de la marcha, en marcha normal, está comprendido entre valores de [2.19, 2.39] segundos.



Figura 57. Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en el caso de la marcha normal

En la Figura 58, observamos que el rango de datos para la fase de apoyo izquierdo en la marcha normal está comprendida entre valores de [1.06, 1.3] segundos.

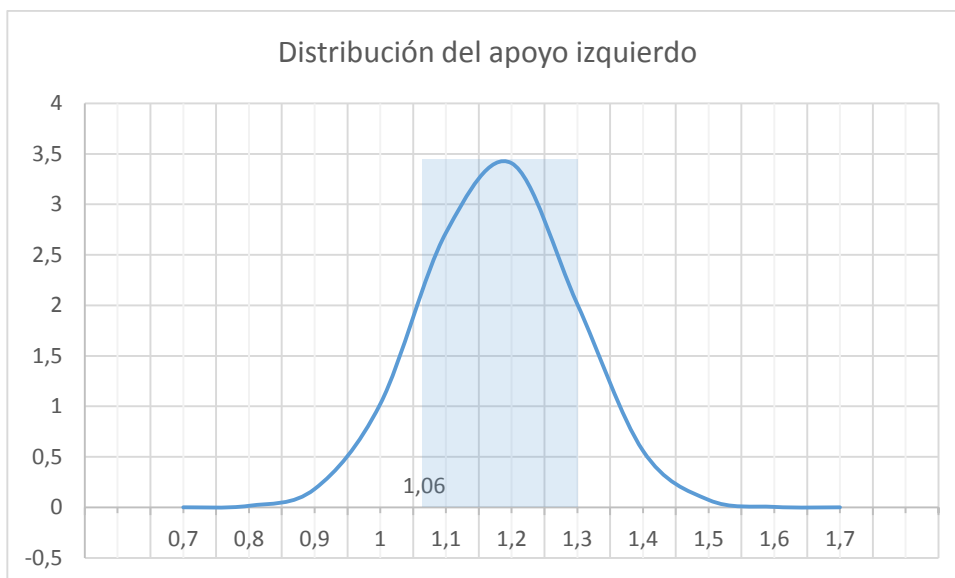


Figura 58. Distribución normal de la fase de apoyo izquierdo, en el caso de la marcha normal

En la Figura 59, observamos que el rango de datos para la fase del primer apoyo bipodal en la marcha normal está comprendida entre valores de $[0.12, 0.26]$ segundos.

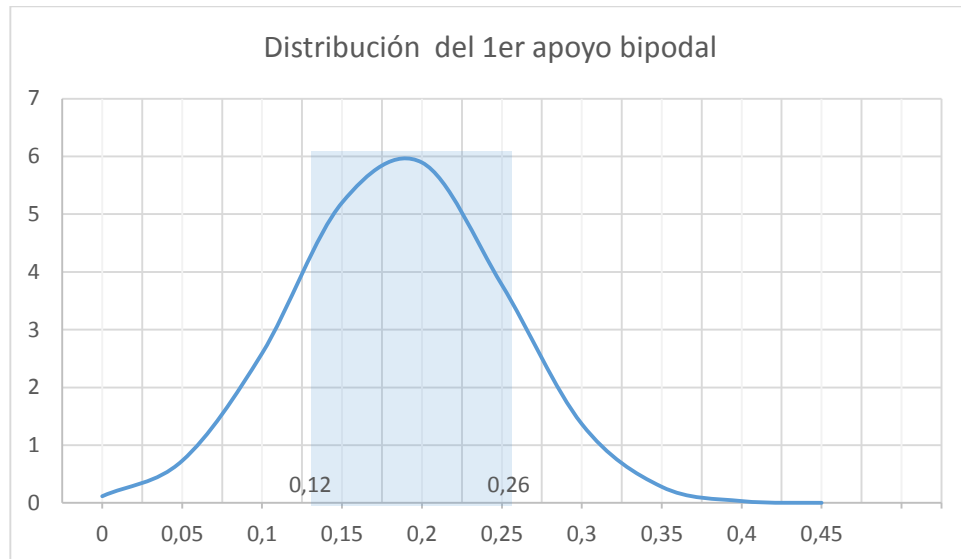


Figura 59. Distribución normal de la fase del primer apoyo bipodal, en el caso de la marcha normal

En la Figura 60, observamos que el rango de valores para la fase del segundo apoyo bipodal en la marcha normal está comprendida entre valores de $[0.1, 0.16]$ segundos.

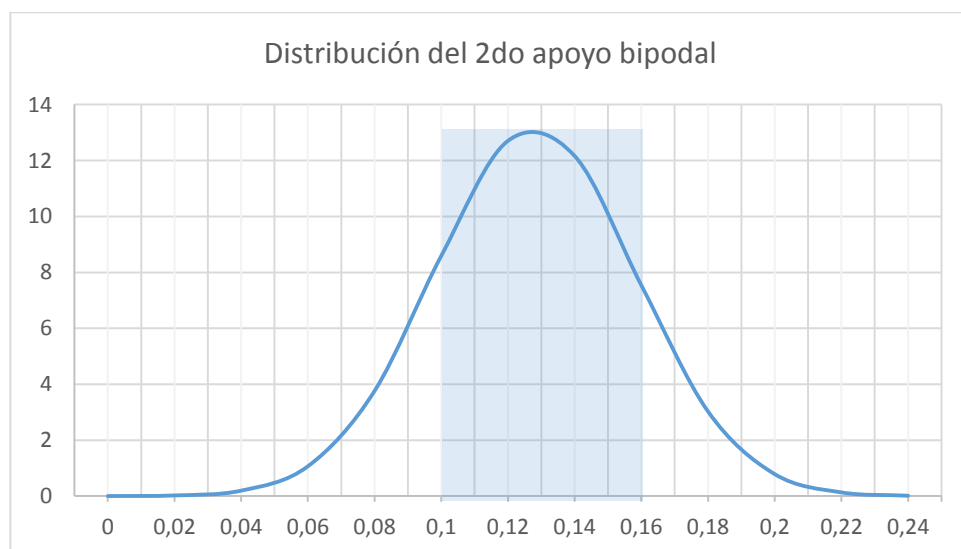


Figura 60. Distribución normal de la fase del segundo apoyo bipodal, en el caso de la marcha normal

En la Figura 61, observamos que el rango de valores para la fase de apoyo monopodal izquierdo en la marcha normal está comprendida entre valores de [0.8, 0.98] segundos.

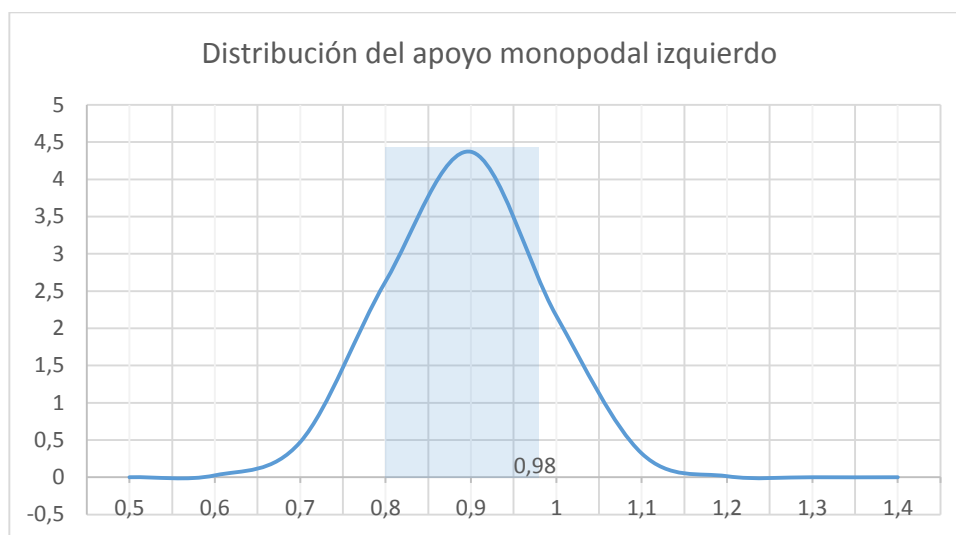


Figura 61. Distribución normal de la fase de apoyo monopodal izquierdo, en el caso de la marcha normal

En la Figura 62, observamos que el rango de valores para la fase de apoyo monopodal izquierdo en la marcha normal está comprendida entre valores de [0.99, 1.05] segundos.

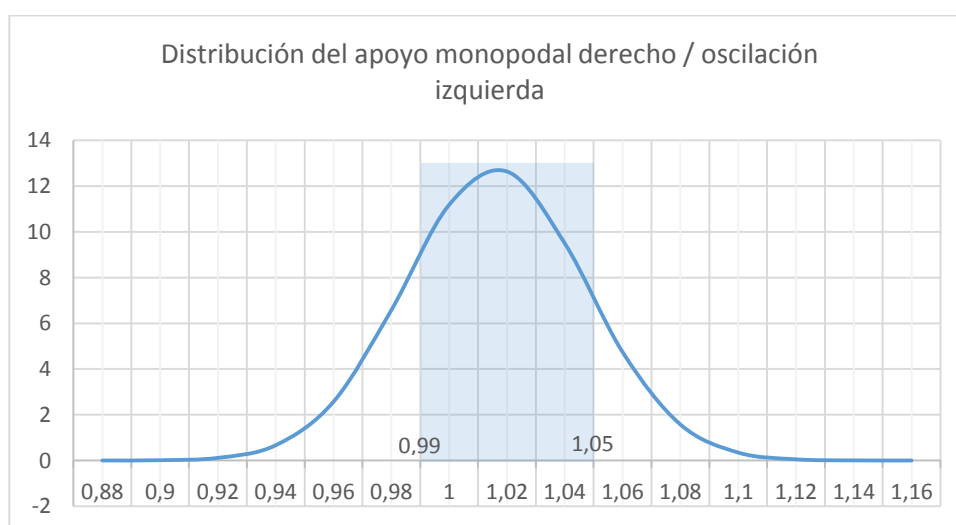


Figura 62. Distribución normal de la fase de apoyo monopodal derecho y oscilación izquierda, en el caso de la marcha normal

En la Figura 63, observamos que el rango de valores para el ángulo de flexión de la rodilla izquierda en la marcha normal está comprendida entre valores de [33.87, 40.25] segundos.

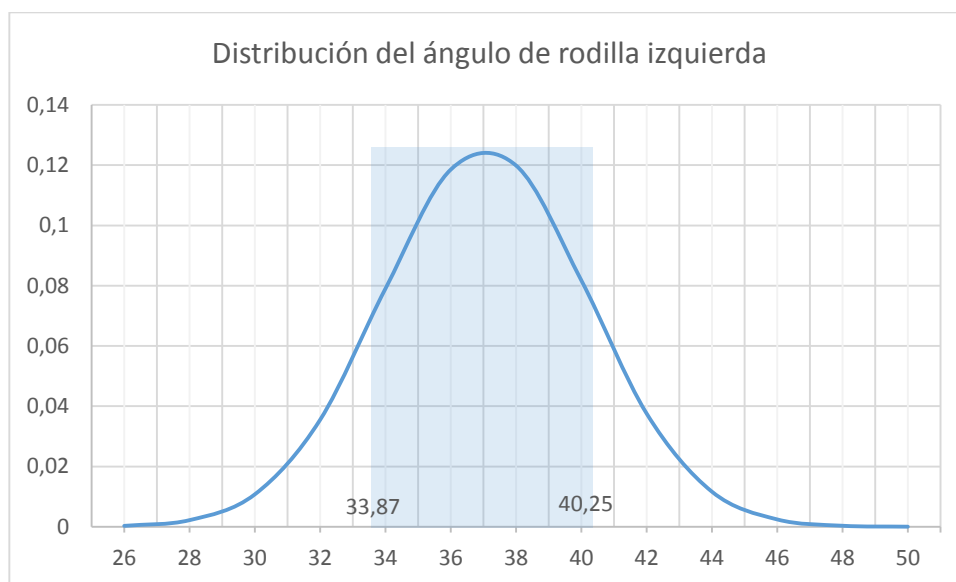


Figura 63. Distribución normal del ángulo de flexión de la rodilla izquierda, en grados, para el caso de la marcha normal

Escenario 3: Marcha Limitada

Como se ha descrito inicialmente, en este escenario no se obtuvieron datos precisos en cuanto a este tipo de marcha. En el escenario de marcha limitada, se consideró la intervención de una persona con problemas al caminar, específicamente, con dificultades para flexionar sus rodillas. Para explicar este caso, se toma en cuenta únicamente los datos que corresponden a los ángulos de flexión de la rodilla izquierda y derecha, ver Figura 64 y Figura 65.

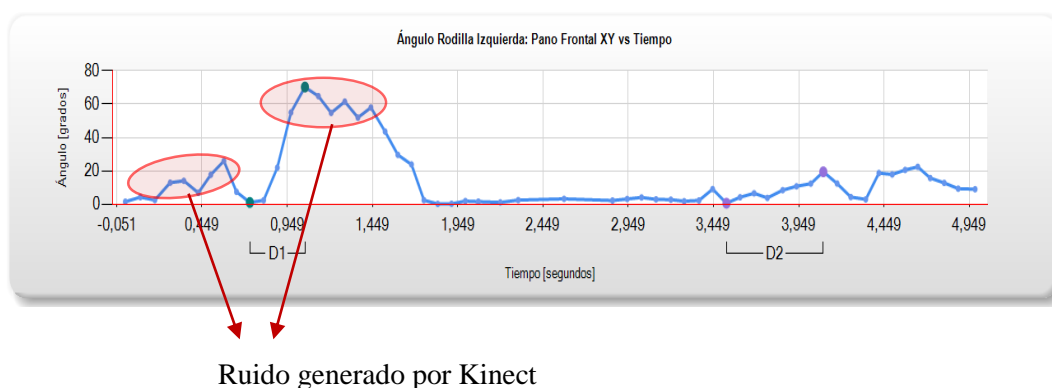


Figura 64. Curva angular rodilla izquierda, en el caso de marcha limitada

A continuación se presenta la curva angular correspondiente a la rodilla derecha:

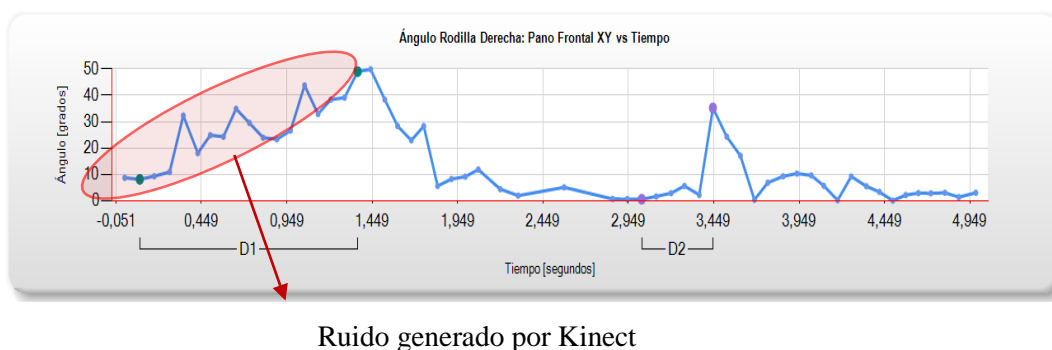


Figura 65. Curva angular rodilla derecha, en el caso de marcha limitada

Como se observa en las Figura 64 y Figura 65, la curva gráfica presenta ruido en sus datos, lo que indica cierta imprecisión en dichos valores. La Tabla 24 resume los ángulos obtenidos al flexionar las rodillas en el ciclo de la marcha limitada:

Tabla 24

Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha; marcha normal.

	Flexión angular 1 [grados]	Tiempo Flexión 1 [s]	Flexión angular 2 [grados]	Tiempo Flexión 2 [s]
Rodilla Izquierda	69.11	0.32	18.82	0.57
Rodilla Derecha	40.88	1.28	34.66	0.42

Como se puede observar en la Tabla 24, los valores correspondientes a los ángulos de flexión de la rodilla derecha y la rodilla izquierda presentan valores angulares altos, pese a que no existió una flexión en ninguna de las dos rodillas o que la flexión existente fue mínima, al simular una marcha limitada.

Estos resultados se deben principalmente a dos factores, el primero debido al funcionamiento de los algoritmos que posee el SDK de Kinect, ya que el reconocimiento lo hace por medio de patrones del cuerpo y los datos capturados los ajusta a dichos patrones; y segundo, dado que el proceso de la marcha limitada por obvias razones presenta una secuencia más lenta, misma que el sensor Kinect, no alcanza a interpretar de manera adecuada al momento de interponerse las dos piernas en el proceso natural de la marcha; es decir, en el proceso de la marcha, existe un punto en el tiempo en el que las 2 piernas se interponen, ver Figura 66(a), lo que conlleva a que el sistema de reconocimiento de Kinect interprete la captura como si estuviera sensando una sola pierna, haciendo a la vez que su algoritmo reconstruya la pierna faltante, dando interpretación a ruido y datos erróneos. Como se observa en la Figura 66(b,c).

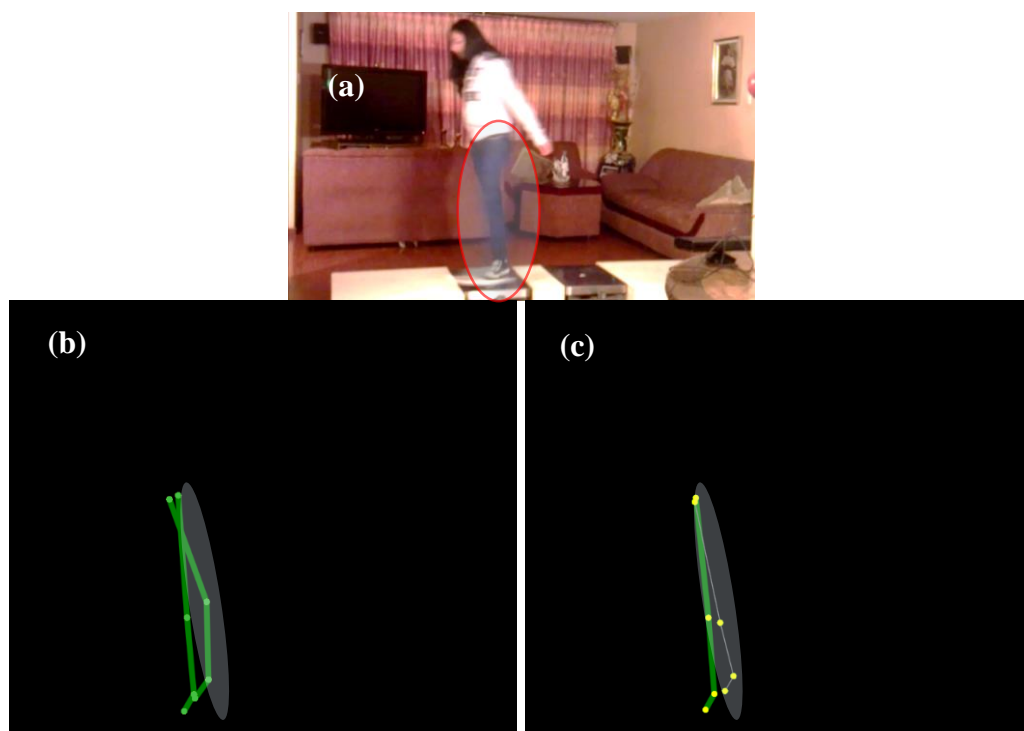


Figura 66. Error de captura de Kinect, en el escenario de marcha limitada.

Es por ésta razón que al presentar un desplazamiento hacia adelante (a lo largo de las plataformas, de perfil al sensor Kinect) como se lo hizo en todos los análisis anteriores, el programa nos presenta una aproximación a la posición en la cual se debería encontrar la rodilla en base a los datos de desplazamiento, obteniendo como resultado varios datos incongruentes con la realidad de la prueba.

Como se ha descrito, el método de captura del Kinect, posee la capacidad de asumir datos de articulaciones inexistentes, tomando como referencia los datos de las distancias de los segmentos del cuerpo capturado y asumiendo la posición de sus articulaciones.

Esto permite en ciertos casos que dichas interpretaciones o reconstrucciones sean favorables, como en el caso de la marcha pronunciada y normal, en donde al ser un movimiento secuencial y ligero, el ruido de esta reconstrucción es imperceptible; pero en otros casos, como en la marcha limitada, en donde el movimiento de la persona es más lento por su misma limitación fisiológica que posee, la reconstrucción resulta en ruido y datos erróneos que no permiten un correcto análisis de las curvas.

5.2.3 Experimentos con pacientes en marcha pronunciada y normal

A. Análisis de prueba experimental con paciente 1 en el ciclo de la marcha pronunciada

Empezamos analizando la marcha pronunciada, ya que ésta permite visualizar de una manera más comprensible cada una de las curvas gráficas a tratar, dado que en este escenario, las curvas se presentan con mayor detalle y visibilidad.

Para el escenario de la marcha pronunciada, se ha desarrollado la prueba del ciclo de la marcha, con la intervención de una persona con características de marcha exagerada en los movimientos de flexión de las rodillas. Este patrón es común encontrar en **personas que poseen pie equino**, en el cual la persona posee una

deformidad en su pie, presentando una inclinación curva en dirección hacia la punta del pie; lo que genera que el individuo, para evitar el arrastre del pie al caminar, tenga que levantar más su rodilla, para compensar esta deformidad (Sanz, 2003).

Una vez realizada la secuencia de la marcha pronunciada, se han elegido las curvas correspondientes al pie izquierdo y pie derecho, como se observa en la Figura 67.

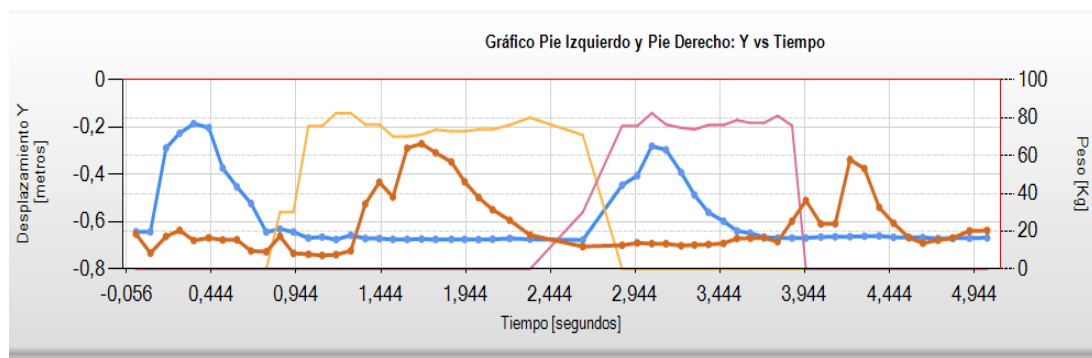


Figura 67. Curvas gráficas del pie izquierdo (color azul), pie derecho (color marrón) en marcha pronunciada, apoyo celda pie izquierdo (color amarillo), apoyo celda pie derecho (color lila)

En la Figura 67 se puede observar que las curvas de movimiento se analizan dentro del plano de desplazamiento en Y vs T, es decir de los movimientos en trayectoria perpendicular al piso, donde la curva de color azul corresponde al movimiento del pie izquierdo, la curva de color marrón, al pie derecho; las curvas amarillo y lila a los datos obtenidos por los sensores de peso correspondientes al pie izquierdo y derecho, respectivamente.

En la Figura 67; podemos analizar el movimiento de la marcha, en este caso definida tanto por el pie izquierdo como por el derecho; logrando observar en el plano descrito (Y vs T), el desplazamiento que se realiza al ejecutar el levantamiento del pie.



Figura 68. Detalle de curva del pie izquierdo y del pie derecho en el caso de marcha pronunciada

Como se observa en la Figura 68, el primer pico de la curva azul, muestra que en ese instante de tiempo, inicia el levantamiento del pie izquierdo; a su vez, al término de dicho pico, se puede ver que el pie izquierdo está nuevamente haciendo contacto con el suelo, en este caso, con el sensor de peso; dando inicio al ciclo de la marcha.

En este instante, es donde se puede observar que la curva de color amarillo proyecta los datos correspondientes al sensor de peso 1. Estos datos se mantienen hasta que el pie nuevamente se levanta o retira del sensor de peso, como se evidencia en el segundo pico de color azul; donde el sensor de peso deja de capturar datos, ver Figura 69. El caso similar sucede cuando se realiza la secuencia en el pie derecho (curva color marrón).

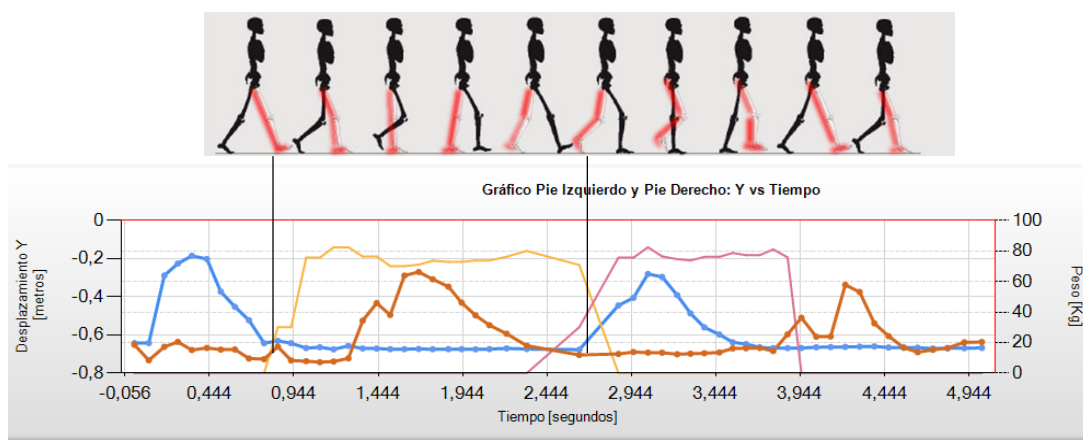


Figura 69. Gráfica de la secuencia de del pie izquierdo y derecho en ciclo de la marcha

Situamos con el mouse los puntos que corresponden a las fases de apoyo izquierdo (D1) y derecho (D2); como se observa en la Figura 72.

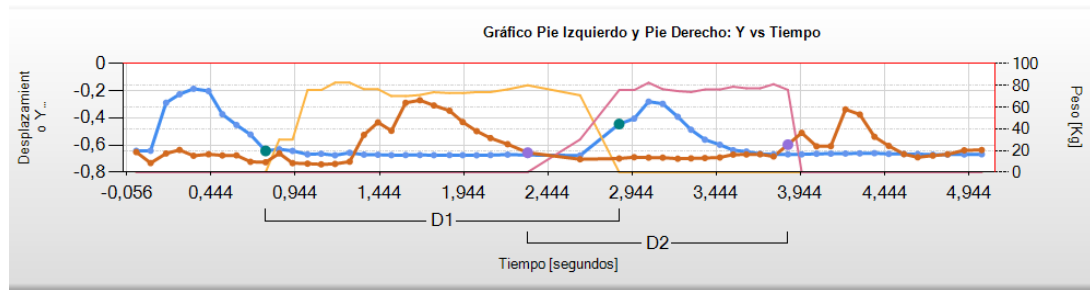


Figura 72. Tiempos en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada

La fase de apoyo inicia desde el momento en el que el pie realiza el primer contacto con el suelo (contacto con sensor de peso 1), hasta que el mismo pie deja de tener contacto con el suelo (fase de despegue del pie).

Observamos en la Figura 72 que la fase de apoyo del pie izquierdo (curva color azul), está definida dentro del rango “D1”, que inicia cuando el sensor de peso 1 (curva amarilla) detecta que el pie izquierdo empieza a hacer contacto con dicho sensor; de igual manera para el caso del pie derecho (curva color lila), que se encuentra delimitada dentro del rango “D2”.

Para obtener los datos de las distancias recorridas por cada uno de los pies en la fase de apoyo izquierda/derecha, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 72. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 73.

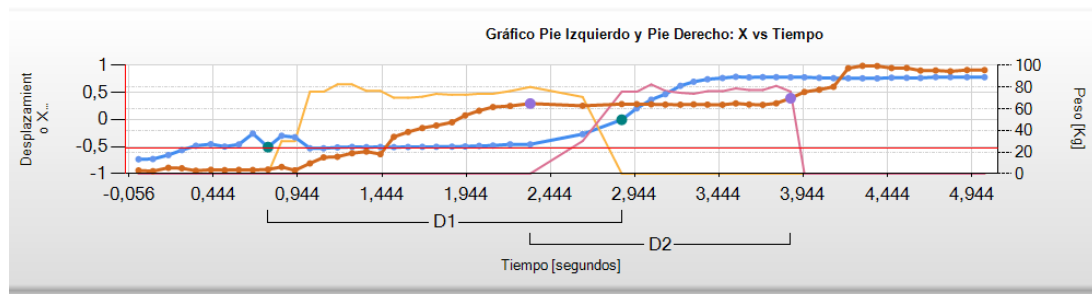


Figura 73. Distancia en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 26, donde se resumen los datos obtenidos en la fase de apoyo izquierdo y derecho.

Tabla 26

Datos de la fase de apoyo pie izquierdo y derecho; marcha pronunciada.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Apoyo Izquierdo	0.51	2.10
Apoyo Derecho	0.10	1.55

Primera y segunda fase de apoyo bipodal

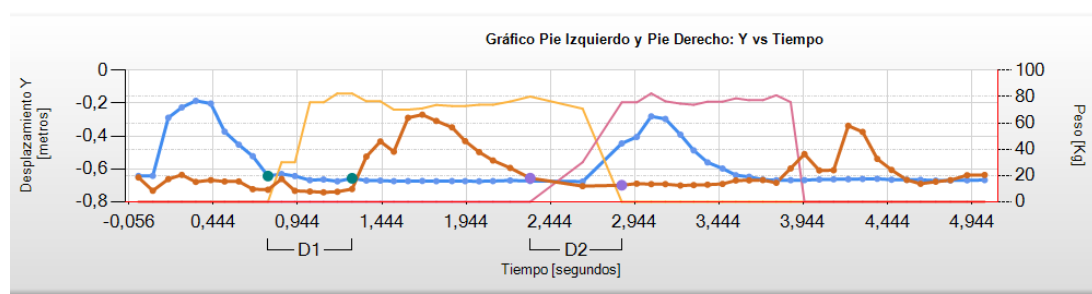


Figura 74. Fases de apoyo bipodal o doble apoyo en el caso de la marcha pronunciada

En la Figura 74, se observan las dos fases de apoyo bipodal que existen en un ciclo de la marcha. La primera (D1), cuando los dos pies se encuentran en contacto con el

suelo al iniciar el ciclo; y la segunda (D2) cuando los dos pies se encuentran en el piso, entre el contacto inicial del pie derecho y antes del despegue del antepié izquierdo; a esta segunda se la puede identificar fácilmente en referencia con las curvas de los sensores de peso (amarilla, lila), donde claramente se observa como estas dos curvas se interponen, indicando que ambos sensores están siendo presionados por cada uno de los pies al mismo tiempo.

Podemos observar los tiempos de fases de doble apoyo, en donde la primera fase de apoyo bipodal (D1) se desarrolla en un tiempo de 0.50 segundos, la segunda fase de apoyo bipodal (D2), se realiza en un tiempo de 0.54 segundos.

En la fase de apoyo bipodal, los pies se encuentran sobre el piso, por lo que se asume que no existe ningún desplazamiento; no obstante, para obtener los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de apoyo bipodal, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 74. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 75.

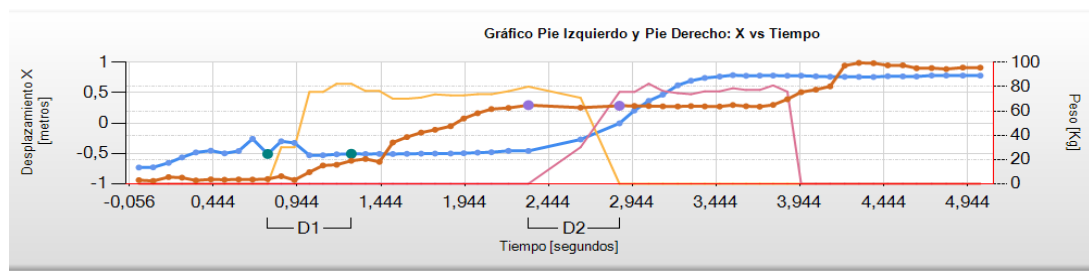


Figura 75. Distancia en fase de doble apoyo, en el caso de marcha pronunciada

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 27, que resume los datos obtenidos en la fase de apoyo bipodal.

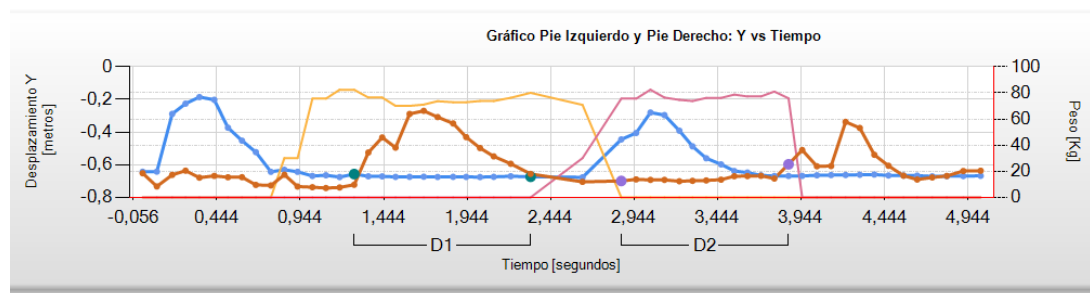
Tabla 27

Datos de la fase de apoyo bipodal; marcha pronunciada.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Primer Apoyo Bipodal	0.0	0.50
Segundo Apoyo Bipodal	0.01	0.54

Fase de Apoyo monopodal

Seguidamente, como se observa en la Figura 76, tenemos las fases de apoyo monopodal izquierdo y derecho.

**Figura 76.** Fases de apoyo monopodal en marcha pronunciada

En esta etapa, se sitúan los puntos cuando, solo un pie, izquierdo o derecho, se encuentra en el piso, soportando todo el peso del cuerpo. D1 para el caso del pie izquierdo, y D2 para el pie derecho, siendo los tiempos de apoyo bipodal, para el pie izquierdo es de 1.06 segundos, y para el pie derecho de 1.08 segundos.

En la fase de apoyo monopodal, el pie apoyado se encuentra sobre el piso, por lo que se asume que no existe ningún desplazamiento; no obstante, para verificar los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de apoyo bipodal, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 76. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 77.

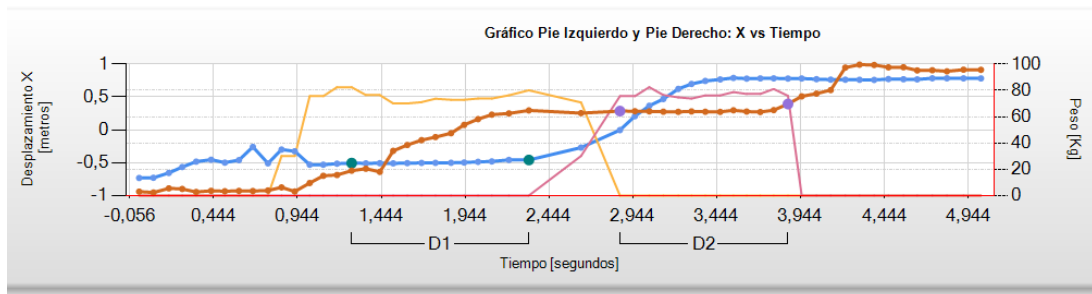


Figura 77. Distancia en fase de apoyo monopodal, en el caso de marcha pronunciada

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir, a lo largo de las plataformas, la Tabla 28, resume los datos obtenidos en la fase de apoyo monopodal.

Tabla 28

Fase de apoyo monopodal del pie izquierdo y derecho en el caso de la marcha pronunciada.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Pie Izquierdo	0.05	1.06
Pie Derecho	0.11	1.00

Fase de oscilación de los pies izquierdo y derecho

En la Figura 78, observamos las fases de oscilación izquierda y derecha, en la marcha pronunciada.

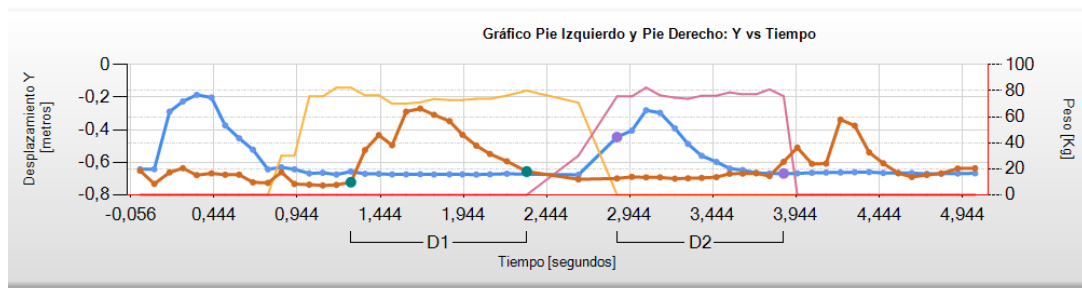


Figura 78. Fases de oscilación en el caso de marcha pronunciada

En esta etapa, se sitúan los puntos cuando, solo un pie, izquierdo o derecho, se encuentra en el piso, soportando todo el peso del cuerpo. D1 para el caso del pie derecho, y D2 para el pie izquierdo, siendo los tiempos de oscilación, para el pie izquierdo son de 1.06 segundos, y para el pie derecho de 1.08 segundos.

En la fases de oscilación, el pie oscilante se encuentra elevado el piso, por lo que se asume que no existe algún desplazamiento; no obstante, para verificar los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de oscilación, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs tiempo, delimitando los puntos según los situados en la Figura 78. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs tiempo, esta vez en el plano X vs tiempo, como se muestra en el Figura 79.

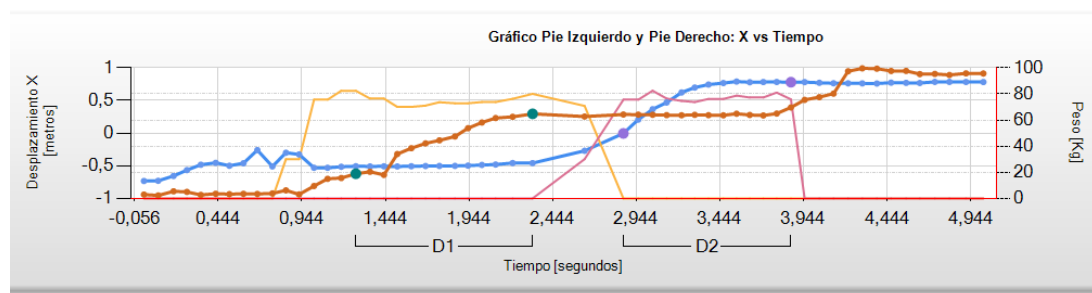


Figura 79. Distancia en fases de oscilación, en el caso de la marcha pronunciada

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 29, que resume los datos obtenidos en la fase de oscilación

Tabla 29

Fase de oscilación del pie izquierdo y derecho en el caso de marcha pronunciada.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Pie Izquierdo	0.78	1.00
Pie Derecho	0.92	1.06

Ángulos de flexión de la rodilla

Una de las necesidades más importantes de los médicos especialistas en el campo de la fisioterapia, consiste en medir el ángulo de flexión de la rodilla al momento de monitorear la rehabilitación de un paciente, los médicos encuentran dificultades para realizar mediciones en tiempo real, dado que tienen que interrumpir el movimiento del paciente para medir dicho ángulo manualmente. Es así que se ha desarrollado este sistema para poder medir dichos ángulos, en cada una de las rodillas; a fin de facilitar el proceso de medición de este parámetro a los especialistas.

La Figura 80 y Figura 81 muestran las curvas gráficas que corresponden a los movimientos angulares que se han ejecutado al flexionar la rodilla en el proceso de la marcha. La Tabla 30, resume los ángulos obtenidos al flexionar las rodillas en el ciclo de la marcha pronunciada.

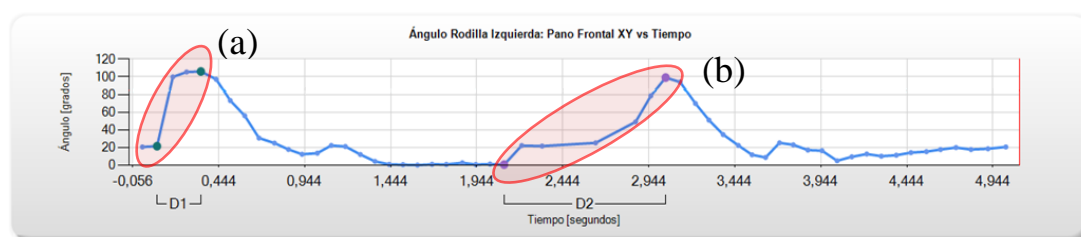


Figura 80. Ángulos de la rodilla izquierda en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de marcha pronunciada

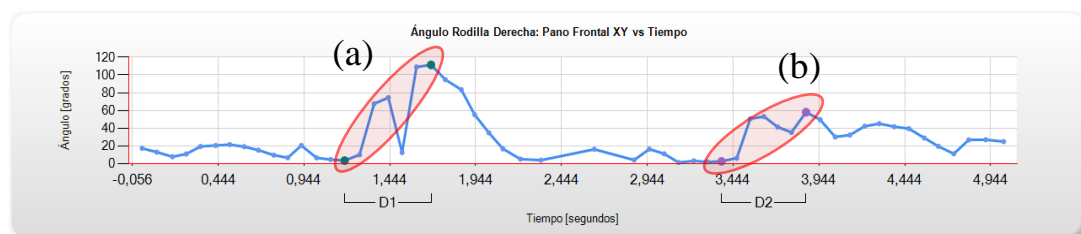


Figura 81. Ángulos de la rodilla derecha en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de marcha pronunciada

Tabla 30

Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha, en el caso de marcha pronunciada.

	Flexión angular 1 [grados]	Tiempo flexión 1 [s]	Flexión angular 2 [grados]	Tiempo flexión 2 [s]
Rodilla Izquierda	84.67	0.49	98.68	0.49
Rodilla Derecha	107.99	0.50	55.45	0.50

Finalmente en la Tabla 31 se presenta un compilado de los datos obtenidos en el ciclo de la marcha pronunciada:

Tabla 31

Datos generales obtenidos en el ciclo de la marcha pronunciada.

FASES DEL CICLO DE LA MARCHA (PIE IZQUIERDO/DERECHO)		
	Tiempo [s]	Longitud [m]
Ciclo de la marcha	3.10	1.29
Apoyo izquierdo	2.10	0.51
Apoyo derecho	1.55	0.10
1er apoyo bipodal	0.50	0.00
2do apoyo bipodal	0.54	0.01
Apoyo monopodal izquierdo	1.06	0.05
Apoyo monopodal derecho	1.00	0.11
Oscilación izquierda	1.00	0.78
Oscilación derecha	1.06	0.92
DATOS DEL MOVIMIENTO DE RODILLA IZQUIERDA/DERECHA		
	Tiempo [s]	Ángulo [grados]
Flexión Angular izquierda 1	0.26	84.67°
Flexión Angular izquierda 2	0.94	98.68°
Flexión Angular derecha 1	0.50	107.99
Flexión Angular derecha 2	0.49	55.45°

Finalmente se compara los datos obtenidos por el paciente 1, con los datos obtenidos con las cinco personas de los escenarios de marcha pronunciada y normal, esto, una vez calculado sus equivalentes en valor de porcentajes; ver Tabla 32. Para esto, tomando como referencia el ciclo de la pierna izquierda, y según la Figura 45; sabemos que en un ciclo de la marcha normal se deben cumplir los siguientes porcentajes aproximados:

- Fase de apoyo $60\pm 5\%$
 - Apoyos bipodales $10\pm 5\%$ c/u
 - Apoyo monopodal $40\pm 5\%$
- Fase de oscilación $40\pm 5\%$

Así, según los datos del paciente 1, descritos en la Tabla 31, observamos los siguientes porcentajes correspondientes a la pierna izquierda (Tabla 32 y Tabla 33):

Tabla 32

Datos porcentuales del paciente 1 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha pronunciada, según pierna izquierda.

PORCENTAJES DE LA FASE DEL CICLO DE LA MARCHA DEL PACIENTE 1 / M. PRONUNCIADA (PIE IZQUIERDO)					
	Paciente 1	Promedio 5 personas	Paciente 1	Promedio 5 personas	Pctje Ideal (M. Normal)
	[s]	[s]	[%]	[%]	[%]
Ciclo de la marcha	3.10	2.04	100	100	100
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	2.10	1.19	67.64	58.33	60±5
1er apoyo bipodal	0.50	0.06	16.13	2.94	10±5
2do apoyo bipodal	0.54	0.1	17.42	4.9	10±5
Apoyo monopodal izquierdo	1.06	0.96	34.19	47.06	40±5
Apoyo monopodal derecho	1.00	0.93	32.26	45.59	40±5
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	1.00	0.93	32.26	45.59	40±5
Ángulos [grados]					
Ángulo de flexión de rodilla izquierda	84.67	78.59			78.59±8.05

Como se observa en la Tabla 32, la columna 1 corresponde a los datos experimentales obtenidos por el paciente 1, y la columna 2 a los resultados obtenidos por el escenario de pruebas en la marcha pronunciada; estos datos se presentan en unidades de tiempo y grados respectivamente.

La columna 3 y 4, representan el equivalente de las columnas 1 y 2, pero esta vez en relación de porcentaje. Para ejemplificar esta equivalencia, tomamos como referencia la fila 1 “Ciclo de la marcha”, en donde cada tiempo en el que se realiza dicho ciclo en la columna 1 y 2 (3.10 y 204 respectivamente), corresponde al 100% del ciclo efectuado (columna 3 y 4); a partir de aquí se calculan los valores porcentuales de las filas posteriores, determinando su equivalente mediante regla de 3.

Por ejemplo, para la fila 2 “Apoyo izquierdo”, el ciclo del paciente 1 es de 2.10 segundos, su equivalente en valor porcentual sería:

$$\begin{array}{l} 3.10 \text{ seg} \rightarrow 100\% \\ 2.10 \text{ seg} \rightarrow X\% \end{array} = \frac{2.10 * 100}{3.10} = 67.64\%$$

Este procedimiento se realiza para calcular cada uno de los datos porcentuales, de los ciclos de la marcha. A la vez, a estos datos se los compara mediante la quinta columna, misma que muestra los valores de porcentaje que se encuentran dentro del rango teórico ideal. Se puede afirmar también que el dato más significativo, para determinar si una persona se encuentra dentro del rango de marcha pronunciada o normal, es el ángulo de flexión de la rodilla, en este caso se tiene que dicho ángulo, ejercido por el paciente 1, se encuentra dentro del rango de marcha pronunciada: $84.67^\circ \in [78.59^\circ - 8.05^\circ, 78.59^\circ + 8.05^\circ]$.

Tabla 33

Datos porcentuales del paciente 1 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha normal, según pierna izquierda.

PORCENTAJES DE LA FASE DEL CICLO DE LA MARCHA DEL PACIENTE 1 / M. NORMAL (PIE IZQUIERDO)					
	Paciente 1	Promedio 5 personas	Paciente 1	Promedio 5 personas	Pctje Ideal (M. Normal)
	[s]	[s]	[%]	[%]	[%]
Ciclo de la marcha	3.10	2.29	100	100	100
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	2.10	1.18	67.64	51.53	60±5
1er apoyo bipodal	0.50	0.19	16.13	8.30	10±5
2do apoyo bipodal	0.54	0.13	17.42	5.68	10±5
Apoyo monopodal izquierdo	1.06	0.89	34.19	38.86	40±5
Apoyo monopodal derecho	1.00	1.02	32.26	44.54	40±5
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	1.00	1.02	32.26	45.54	40±5
Ángulos [grados]					
Ángulo de flexión de rodilla izquierda	84.67	37.06			37.06±3.19

Como observamos en la Tabla 33; el ángulo de flexión de la rodilla ejercido por el paciente 1, en comparación con el escenario de marcha normal, no se encuentra dentro del rango de marcha normal: $84.67 \notin [37.06-3.19, 37.06+3.19]$

En la Tabla 32, observamos que la fase de apoyo presenta un porcentaje más alto con respecto del ideal, esto debido a que mientras el pie de referencia, es decir el izquierdo, se encuentra apoyado sobre el suelo; la pierna derecha se encuentra realizando la fase de oscilación, que al ser un movimiento pronunciado en el levantamiento de las rodillas, va a tener una duración más extendida de lo normal, haciendo que el pie izquierdo permanezca por más tiempo en la fase de apoyo. Se observa también que existe un menor porcentaje de apoyo monopodal, que se compensa a la vez con cada uno de los apoyos bipodales.

Una vez determinado que el paciente 1, ejecutó una marcha dentro de los parámetros de marcha pronunciada, visualizamos en la Figura 82, la gráfica promedio del escenario de pruebas de marcha pronunciada (color rojo), sobrepuesta con la obtenida del paciente 1, al flexionar la rodilla izquierda (color naranja).

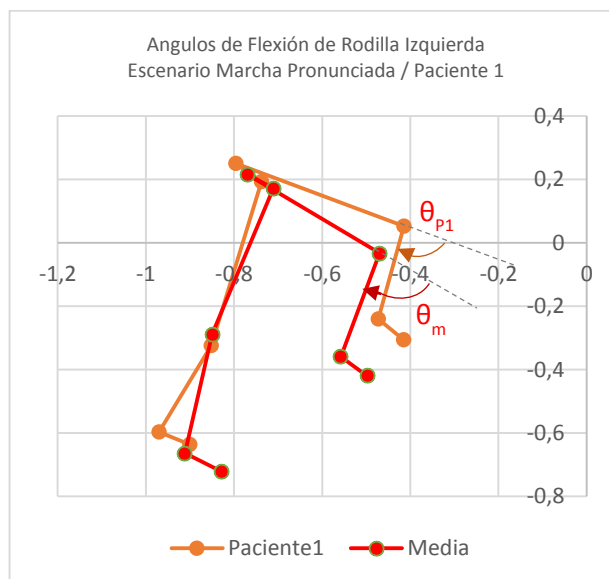


Figura 82. Modelo de marcha pronunciada vs marcha Paciente 1

B. Análisis de prueba experimental con paciente 2 en el ciclo de la marcha normal

Para el escenario experimental de la marcha normal, se ha considerado la intervención de una persona sin ningún problema en la marcha; efectuando el análisis de los diferentes parámetros del ciclo de la marcha, realizando un ciclo normal sin ninguna alteración o exageración en los movimientos durante la marcha. Una vez realizado el ciclo de la marcha se han escogido las curvas en donde se muestran los movimientos correspondientes al pie izquierdo y derecho; ver Figura 83.

Se pueden observar las curvas del ciclo de la marcha, situadas en el plano de desplazamiento Y vs T, donde la curva de color azul corresponde al movimiento del pie izquierdo, la curva de color marrón, al pie derecho; las curvas amarillas y lila a los datos obtenidos por los sensores de peso correspondientes al pie izquierdo y derecho respectivamente.

En la Figura 83, se señalan varios picos, correspondientes a la elevación normal que se efectúa al momento de dar un paso, en el desplazamiento hacia adelante durante el ciclo de la marcha.

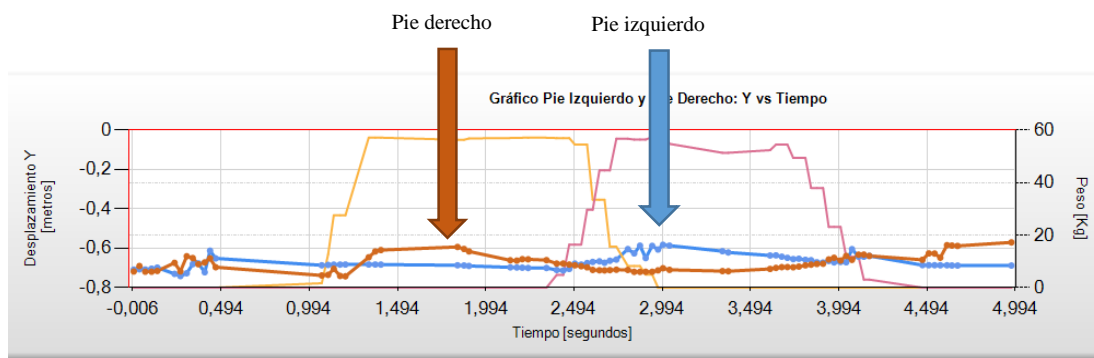


Figura 83. Curvas gráficas del pie izquierdo (Color azul) y del pie derecho (Color marrón) en marcha normal, en el caso de la marcha pronunciada

Se toma en cuenta la secuencia desde que el pie izquierdo hace contacto con el suelo donde se encuentra el primer sensor de peso, dando inicio al ciclo de la marcha, inmediatamente se puede visualizar como aparece una curva de color amarillo en la Figura 84 que nos indica la presión que se ha ejercido sobre dicho sensor.

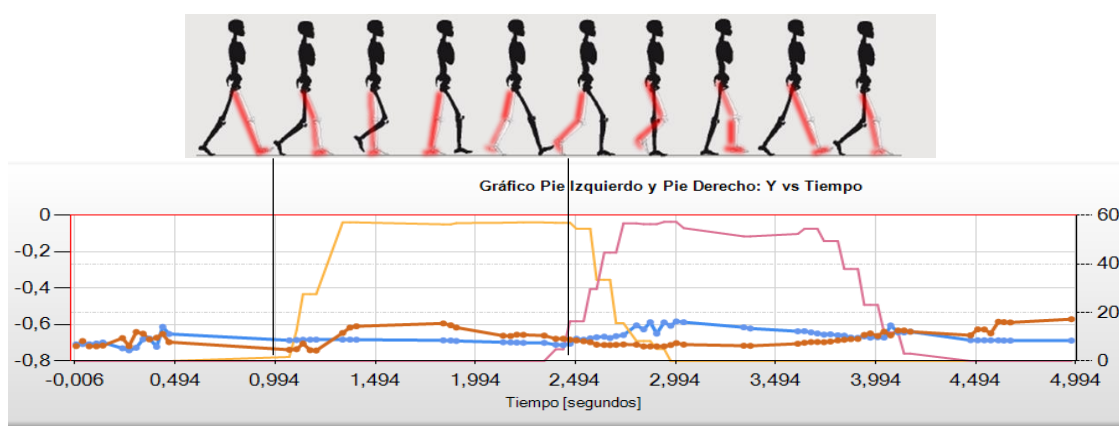


Figura 84. Gráfica de la secuencia de del pie izquierdo y derecho en ciclo de la marcha normal

Tomando en cuenta lo analizado anteriormente, procedemos a identificar cada una de las fases más importantes del ciclo de la marcha humana, en condiciones de marcha normal.

Duración del ciclo de la marcha

Desde la interfaz HMI, situamos con el mouse los puntos que corresponden a la duración del ciclo de la marcha, mismo que se puede visualizar dentro del rango “D1”; delimitado por los puntos que corresponden al contacto inicial del pie izquierdo y el contacto final del mismo pie, como se observa en la Figura 85.

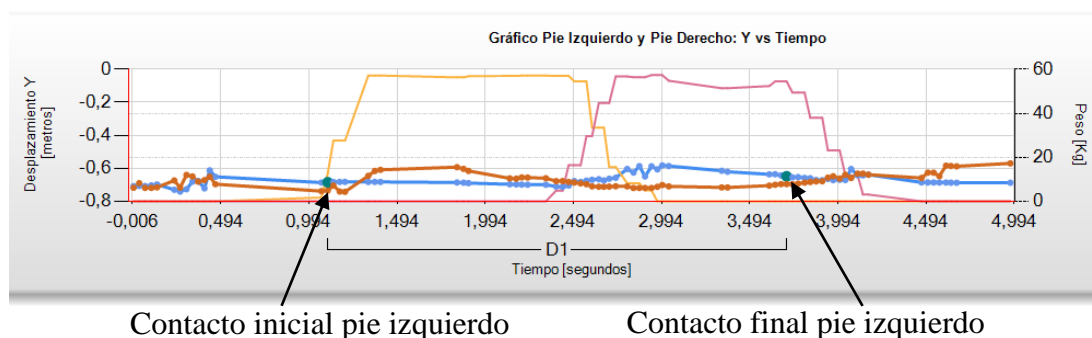


Figura 85. Duración del ciclo de la marcha; en el caso de la marcha normal

A estos puntos también podemos identificarlos fácilmente, si nos fijamos en la curva de referencia, es decir del pie izquierdo, pero esta vez en el plano X vs T. En donde el primer contacto del pie izquierdo (curva color azul) se establece al estabilizarse dicha curva, como se muestra en la Figura 86a; así mismo, el ciclo de la marcha termina con el contacto del mismo pie sobre el suelo, es decir al estabilizarse por segunda vez la curva del pie izquierdo, como se observa en la Figura 86b.

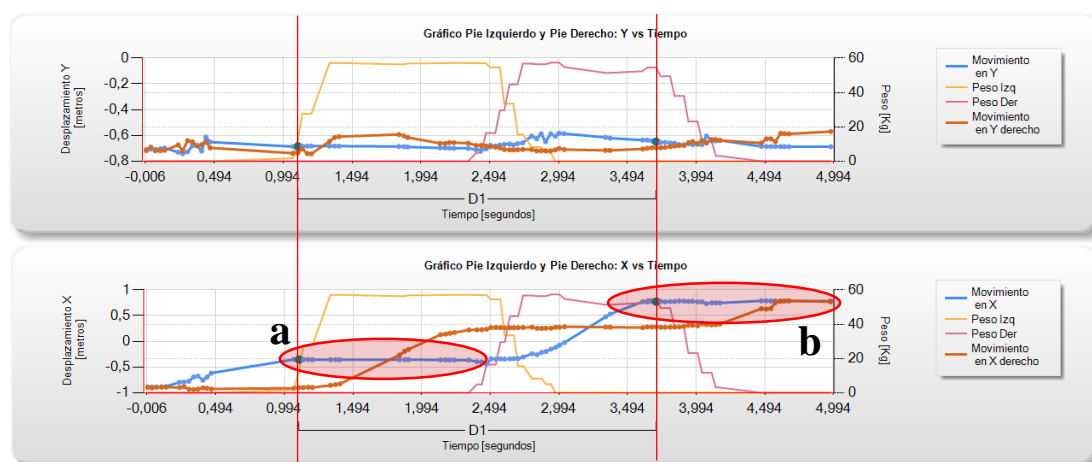


Figura 86. Identificación de la duración del ciclo de la marcha, con referencia al plano X vs T.

Fase de apoyo izquierdo/derecho

Para la fase de apoyo izquierdo/derecho, nuevamente se toman en cuenta como referencia los ciclos de los pies izquierdo y derecho. Así mismo, se considera que esta fase, a la vez contiene la primera y segunda fase de apoyo bipodal y la fase de apoyo monopodal izquierda/derecha. Situamos con el mouse los puntos que corresponden a las fases de apoyo izquierdo y derecho; como se observa en la Figura 88.

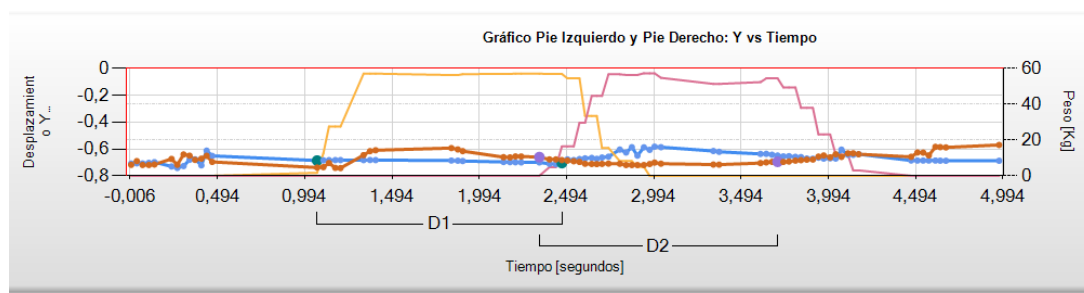


Figura 88. Tiempos en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho, en el caso de la marcha normal

Como se ha descrito, la fase de apoyo inicia desde el momento en el que el pie realiza el primer contacto con el suelo (contacto con sensor de peso 1), hasta que el mismo pie deja de tener contacto con el suelo (fase de despegue del pie).

Observamos en la Figura 88 que la fase de apoyo del pie izquierdo (curva color azul), está definida dentro del rango “D1”, que inicia cuando el sensor de peso 1 (curva amarilla) detecta que el pie izquierdo empieza a hacer contacto con dicho sensor; de igual manera para el caso del pie derecho (curva color lila), que se encuentra delimitada dentro del rango “D2”.

Para obtener los datos de las distancias recorridas por cada uno de los pies en la fase de apoyo izquierda/derecha, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 88. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 89.

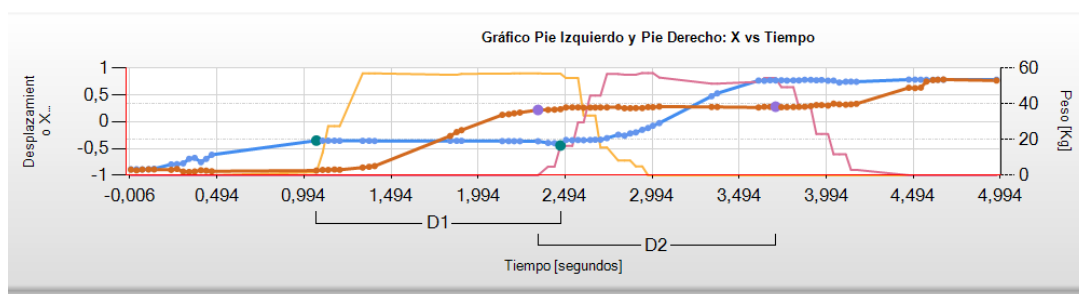


Figura 89. Distancia en fase de apoyo del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas. Se puede identificar claramente en el plano X vs T, el proceso de la fase de apoyo así como de despegue, esto nos permitirá interactuar con ambos planos, “X vs Tiempo” y “Y vs Tiempo”, para poder analizar cada fase del ciclo de la marcha.

En la Figura 90 se observa la fase de apoyo y la fase de despegue del pie izquierdo; la misma ilustración se cumple para el caso del pie derecho, en su respectiva curva. La Tabla 35, resume los datos obtenidos en la fase de apoyo izquierdo y derecho.

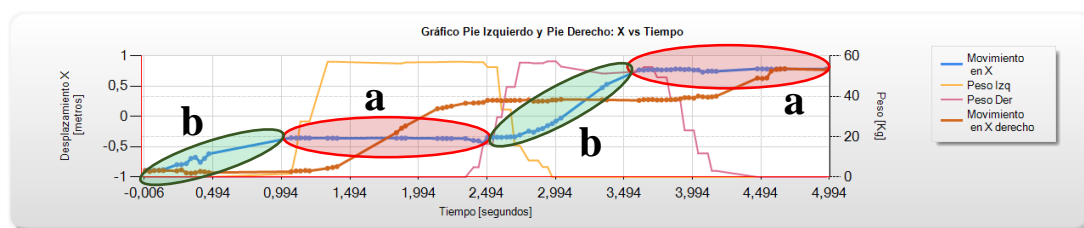


Figura 90. Representación de la fase de apoyo (a) y oscilación (b) del pie izquierdo en el caso de la marcha normal

Tabla 35

Datos de la fase de apoyo pie izquierdo y derecho; marcha normal.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Apoyo Izquierdo	0.09	1.40
Apoyo Derecho	0.06	1.37

Primera y segunda fase de apoyo bipodal

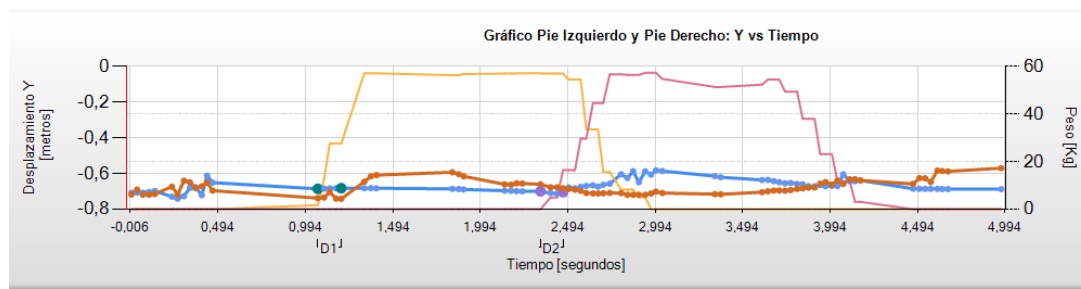


Figura 91. Fases de apoyo bipodal o doble apoyo, en el caso de la marcha normal

En la Figura 91, se observan las dos fases de apoyo bipodal que existen en un ciclo de la marcha. La primera (D1), cuando los dos pies se encuentran en contacto con el suelo al iniciar el ciclo; y la segunda (D2) cuando los dos pies se encuentran en el piso, entre el contacto inicial del pie derecho y antes del despegue del antepié izquierdo; a éstas se las puede identificar fácilmente en referencia con las curvas de los sensores de peso (amarilla, lila), donde el inicio de cada fase de apoyo bipodal comienza cuando se obtienen los primeros datos de los sensores de peso. Y el fin del ciclo, comienza cuando el pie derecho e izquierdo respectivamente, realizan el despegue o se desprenden de los sensores de peso. Este despegue, como se ha descrito anteriormente, también se lo puede referenciar con las curvas situadas en el plano X vs T.

Como se puede observar los tiempos de fases de doble apoyo, en donde la primera y segunda fase de apoyo bipodal (D1 y D2) se desarrollan en un tiempo de 0.13 segundos.

En la fase de apoyo bipodal, los pies se encuentran sobre el piso, por lo que se asume que no existe ningún desplazamiento; no obstante, para obtener los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de apoyo bipodal, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 91. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 92.

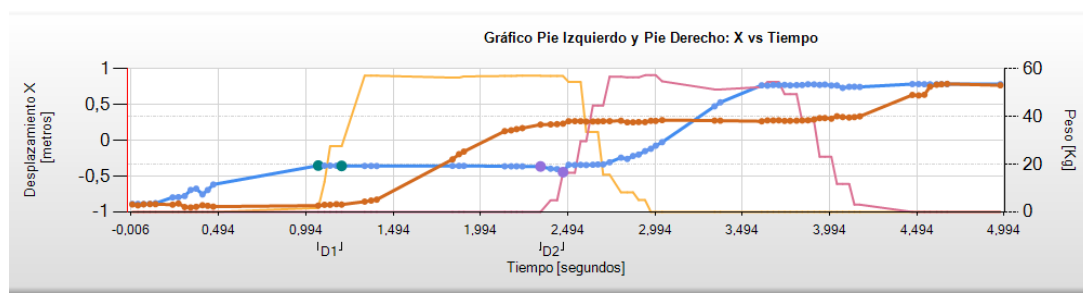


Figura 92. Distancia en fase de doble apoyo, en el caso de la marcha normal

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 36, que resume los datos obtenidos en la fase de apoyo bipodal.

Tabla 36

Datos de la fase de apoyo bipodal, en el caso de marcha normal.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Primer Apoyo Bipodal	0.0	0.13
Segundo Apoyo Bipodal	0.08	0.13

Fase de Apoyo monopodal

Seguidamente, como se observa en la Figura 93, tenemos las fases de apoyo monopodal izquierdo y derecho.

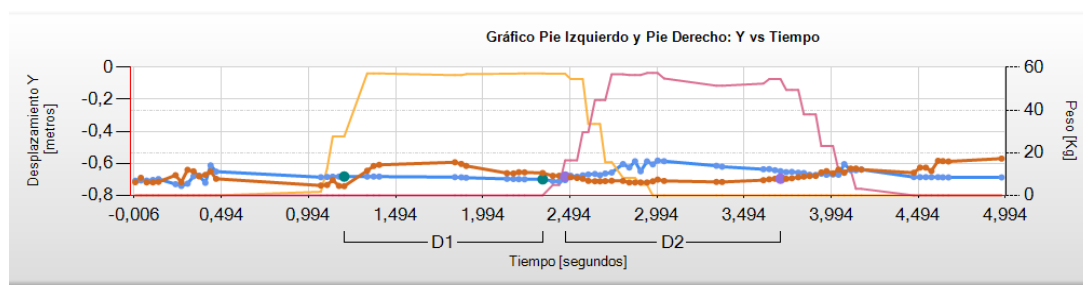


Figura 93. Fases de apoyo monopodal en el caso de la marcha normal

En esta etapa, se sitúan los puntos cuando, solo un pie, izquierdo o derecho, se encuentra en el piso, soportando todo el peso del cuerpo. D1 para el caso del pie izquierdo, y D2 para el pie derecho, los tiempos de apoyo bipodal, para el pie izquierdo es de 1.14 segundos, y para el pie derecho de 1.24 segundos.

En la fase de apoyo monopodal, el pie apoyado se encuentra sobre el piso, por lo que se asume que no existe ningún desplazamiento; no obstante, para verificar los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de apoyo bipodal, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 93. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 94.

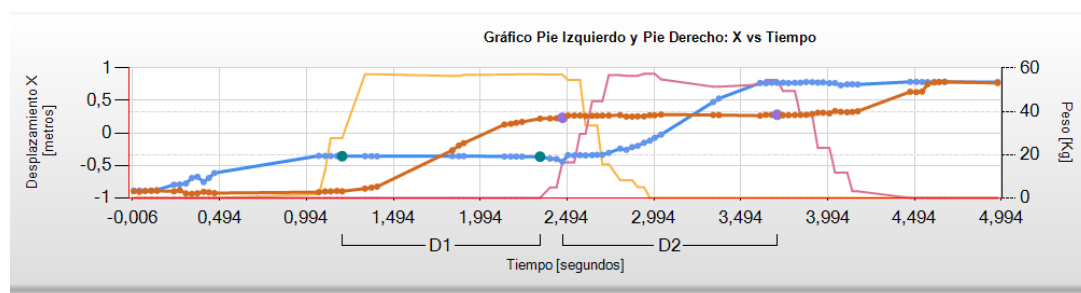


Figura 94. Distancia en fase de apoyo monopodal, en el caso de la marcha normal

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 37, que resume los datos obtenidos en la fase de apoyo monopodal.

Tabla 37

Fase de apoyo monopodal del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Pie Izquierdo	0.01	1.14
Pie Derecho	0.05	1.24

Fase de oscilación pie izquierdo y derecho

En la Figura 95, observamos las fases de oscilación izquierda y derecha.

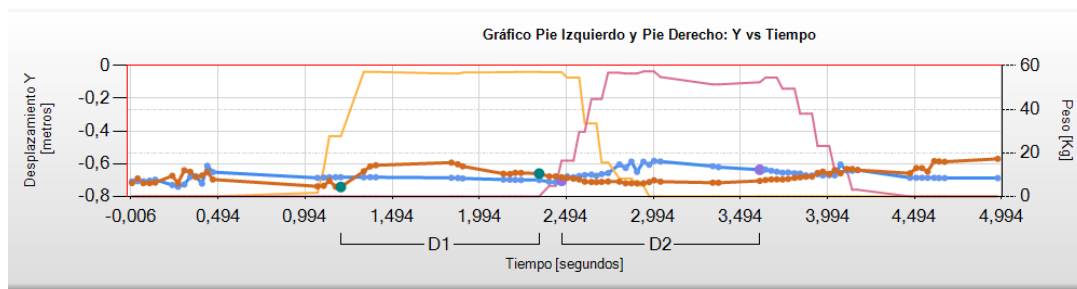


Figura 95. Fases de oscilación en el caso de la marcha normal

En esta etapa, se sitúan los puntos cuando, solo un pie, izquierdo o derecho, se encuentra en el piso, soportando todo el peso del cuerpo. D1 para el caso del pie derecho, y D2 para el pie izquierdo, los tiempos de oscilación, para el pie izquierdo es de 1.24 segundos, y para el pie derecho de 1.14 segundos.

En la fases de oscilación, el pie oscilante se encuentra elevado sobre el piso, por lo que se asume que no existe algún desplazamiento; no obstante, para verificar los datos de las distancias que se pudieran haber recorrido por cada uno de los pies en la fase de oscilación, es necesario referirse al gráfico correspondiente al plano X vs T, delimitando los puntos según los situados en la Figura 95. Es decir, ubicando los mismos valores de los puntos que se asignaron en el plano Y vs T, esta vez en el plano X vs T, como se muestra en el Figura 96.

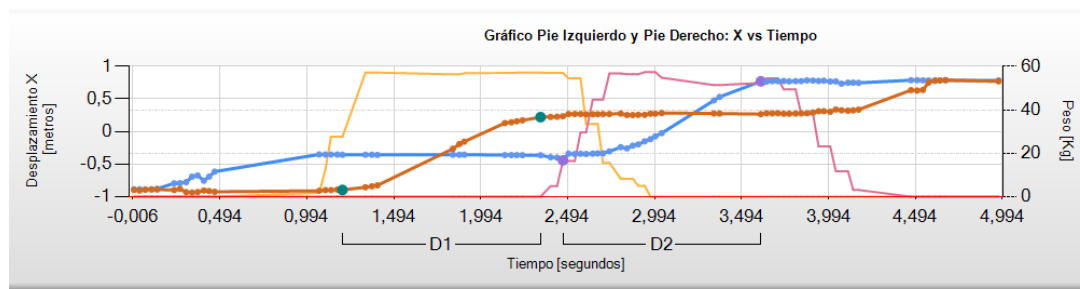


Figura 96. Distancia en fases de oscilación, en el caso de la marcha normal

Como es evidente, los tiempos seguirán siendo los mismos, pero esta vez, obtendremos la distancia que se recorrió en X, es decir a lo largo de las plataformas, los datos obtenidos en el HMI se muestran en la Tabla 38, que resume los datos obtenidos en la fase de oscilación.

Tabla 38

Fase de oscilación del pie izquierdo y derecho, en el caso de marcha normal.

	Longitud [m]	Tiempo [s]
Pie Izquierdo	1.21	1.24
Pie Derecho	1.12	1.14

Ángulos de flexión de la rodilla

Como se ha especificado anteriormente, una de las necesidades más importantes de los médicos especialistas en el campo de la fisioterapia, consiste en medir el ángulo de flexión de la rodilla, al momento de monitorear la rehabilitación de un paciente. Los médicos encuentran dificultades para realizar mediciones en tiempo real, dado que tienen que interrumpir el movimiento del paciente para medir el ángulo manualmente. Es así que se ha desarrollado este sistema para poder medir dichos ángulos, en cada una de las rodillas; a fin de facilitar a los especialistas el proceso de medición de este parámetro.

Las Figura 97 y Figura 98 muestran las curvas gráficas que corresponden a los movimientos angulares que se ejecutaron al flexionar la rodilla en el proceso de la marcha. La Tabla 39, resume los ángulos obtenidos al flexionar las rodillas en el ciclo de la marcha normal.

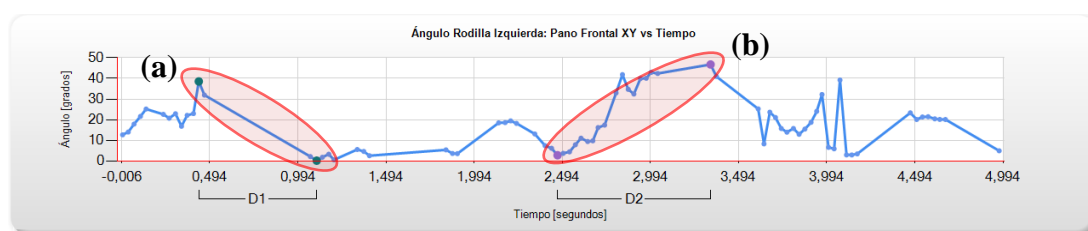


Figura 97. Ángulos de la rodilla izquierda en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de la marcha normal

A continuación se presenta la curva angular correspondiente a la rodilla derecha:

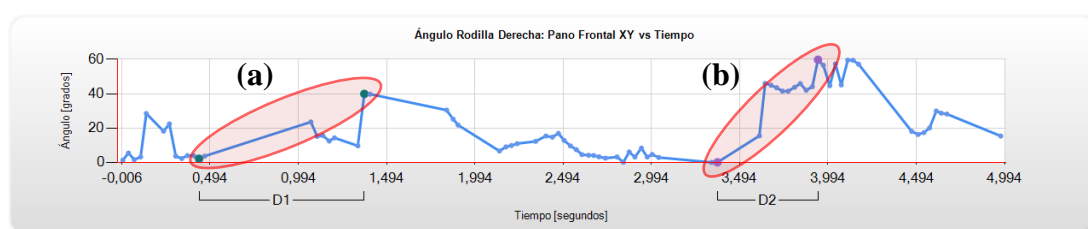


Figura 98. Ángulos de la rodilla derecha en flexión angular 1(a) y flexión angular 2(b), en el caso de la marcha normal

Tabla 39

Ángulos de flexión de rodillas izquierda y derecha en el caso de marcha normal.

	Flexión angular 1 [grados]	Tiempo flexión 1 [s]	Flexión angular 2 [grados]	Tiempo flexión 2 [s]
Rodilla Izquierda	38.37	0.67	43.93	0.87
Rodilla Derecha	37.79	0.94	59.70	0.57

Finalmente en la Tabla 40 se presenta un compilado de los datos obtenidos en el ciclo de la marcha normal:

Tabla 40

Datos generales obtenidos del ciclo de la marcha normal.

FASES DEL CICLO DE LA MARCHA NORMAL (PIE IZQUIERDO/DERECHO)		
	Tiempo [s]	Longitud [m]
Ciclo de la marcha	2.60	1.13
Apoyo izquierdo	1.40	0.09
Apoyo derecho	1.37	0.06
1er apoyo bipodal	0.13	0.00
2do apoyo bipodal	0.13	0.08
Apoyo monopodal izquierdo	1.14	0.01
Apoyo monopodal derecho	1.24	0.05
Oscilación izquierda	1.24	1.21
Oscilación derecha	1.14	1.12
DATOS DEL MOVIMIENTO DE RODILLA IZQUIERDA/DERECHA (MARCHA NORMAL)		
	Tiempo [s]	Ángulo [grados]
Flexión Angular izquierda 1	0.67	38.37°
Flexión Angular izquierda 2	0.87	43.93°
Flexión Angular derecha 1	0.94	37.79°
Flexión Angular derecha 2	0.57	59.70°

Finalmente se compara los datos obtenidos por el paciente 2, con los datos obtenidos con las cinco personas de los escenarios de marcha normal y pronunciada, esto, una vez calculados sus equivalentes en valor de porcentajes; ver Tabla 41. Para esto, tomando como referencia el ciclo de la pierna izquierda, y según la Figura 45; sabemos que en un ciclo de la marcha normal se deben cumplir los siguientes porcentajes aproximados:

- Fase de apoyo $60 \pm 5\%$
 - Apoyos bipodales $10 \pm 5\%$ c/u
 - Apoyo monopodal $40 \pm 5\%$
- Fase de oscilación $40 \pm 5\%$

Así, según los datos del paciente 2, descritos en la Tabla 40, observamos los siguientes porcentajes correspondientes a la pierna izquierda (Tabla 41 y Tabla 42):

Tabla 41

Datos porcentuales del paciente 2 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha normal, según pierna izquierda.

PORCENTAJES DE LA FASE DEL CICLO DE LA MARCHA DEL PACIENTE 2 / M. NORMAL (PIE IZQUIERDO)					
	Paciente 2	Promedio 5 personas	Paciente 2	Promedio 5 personas	Pctje Ideal (M. Normal)
	[s]	[s]	[%]	[%]	[%]
Ciclo de la marcha	2.60	2.29	100	100	100
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	1.40	1.18	53.85	51.53	60±5
1er apoyo bipodal	0.13	0.19	5	8.3	10±5
2do apoyo bipodal	0.13	0.13	5	5.68	10±5
Apoyo monopodal izquierdo	1.14	0.89	43.85	38.86	40±5
Apoyo monopodal derecho	1.24	1.02	47.69	44.54	40±5
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	1.24	1.02	43.85	44.54	40±5
Ángulo [grados]					
Ángulo de flexión de rodilla izquierda	38.37	37.06			37.06±3.19

Como se observa en la Tabla 41, la columna 1 corresponde a los datos experimentales obtenidos por el paciente 1, y la columna 2 a los resultados obtenidos por el escenario de pruebas en la marcha normal; estos datos se presentan en unidades de tiempo y grados respectivamente.

La columna 3 y 4, representan el equivalente de las columnas 1 y 2, pero esta vez en relación de porcentaje. Para ejemplificar esta equivalencia, tomamos como referencia la fila 1 “Ciclo de la marcha”, en donde cada tiempo en el que se realiza dicho ciclo en la columna 1 y 2 (2.60 y 2.29 respectivamente), corresponde al 100% del ciclo

efectuado (columna 3 y 4); a partir de aquí se calculan los valores porcentuales de las filas posteriores, determinando su equivalente mediante regla de 3.

Por ejemplo, para la fila 2 “Apoyo izquierdo”, el ciclo del paciente 2 es de 1.40 segundos, su equivalente en valor porcentual sería:

$$\begin{array}{l} 2.60 \text{ seg} \rightarrow 100\% \\ 1.40 \text{ seg} \rightarrow X\% \end{array} = \frac{1.40 * 100}{2.60} = 53.85 \%$$

Este procedimiento se realiza para calcular cada uno de los datos porcentuales, de los ciclos de la marcha. A la vez, a estos datos se los compara mediante la quinta columna, misma que muestra los valores de porcentaje que se encuentran dentro del rango teórico ideal. Se puede afirmar también que el dato más significativo, para determinar si una persona se encuentra dentro del rango de marcha pronunciada o normal, es el ángulo de flexión de la rodilla, en este caso se tiene que dicho ángulo, ejercido por el paciente 2, se encuentra dentro del rango de marcha normal: $38.37^\circ \in [37.06^\circ - 3.19^\circ, 37.06^\circ + 3.19^\circ]$.

Tabla 42

Datos porcentuales del paciente 2 en la fase del ciclo de la marcha, en comparación con el escenario de marcha pronunciada, según pierna izquierda.

PORCENTAJES DE LA FASE DEL CICLO DE LA MARCHA DEL PACIENTE 2 / M. PRONUNCIADA (PIE IZQUIERDO)					
	Paciente 2	Promedio 5 personas	Paciente 2	Promedio 5 personas	Pctje Ideal (M. Normal)
	[s]	[s]	[%]	[%]	[%]
Ciclo de la marcha	2.60	2.04	100	100	100
Apoyo izquierdo (fase de apoyo)	1.40	1.19	53.85	58.33	60±5
1er apoyo bipodal	0.13	0.06	5	2.94	10±5
2do apoyo bipodal	0.13	0.10	5	4.90	10±5
Apoyo monopodal izquierdo	1.14	0.96	43.85	47.06	40±5
Apoyo monopodal derecho	1.24	0.93	47.69	45.59	40±5
Oscilación izquierda (fase de oscilación)	1.24	0.93	43.85	45.59	40±5
Ángulo [grados]					
Ángulo de flexión de rodilla izquierda	38.37	78.59			78.59±8.05

Como observamos en la Tabla 42; el ángulo de flexión de la rodilla ejercido por el paciente 2, en comparación con el escenario de marcha pronunciada, no se encuentra dentro del rango de marcha pronunciada: $38.37^\circ \notin [78.59^\circ - 8.05^\circ, 78.59^\circ + 8.05^\circ]$

En la Tabla 41, observamos que la fase de apoyo así como los apoyos bipodal presentan un porcentaje más bajo con respecto del ideal, a la vez observamos que el apoyo monopodal derecho presenta un valor mayor respecto del ideal. El tener un mayor porcentaje de apoyo monopodal derecho, indica que el cuerpo se está equilibrando más del lado derecho que del izquierdo, pudiendo considerar que puede existir algún tipo de problema en el miembro inferior izquierdo; por lo que se pudiera tomar en cuenta el resultado, para realizar más pruebas, a fin de verificar la reincidencia de los mismos y considerar algún problema en la marcha. Podemos entonces decir, que aunque la persona analizada aparentemente presentaba

características normales en la marcha, puede exhibir tentativamente un problema en su pierna izquierda.

Posterior a haber determinado que el paciente 2, ejecutó una marcha dentro de los parámetros de marcha normal, visualizamos en la Figura 99, la gráfica promedio del escenario de pruebas de marcha normal (color rojo), sobrepuesta con la obtenida del paciente 2, al flexionar la rodilla izquierda (color naranja).

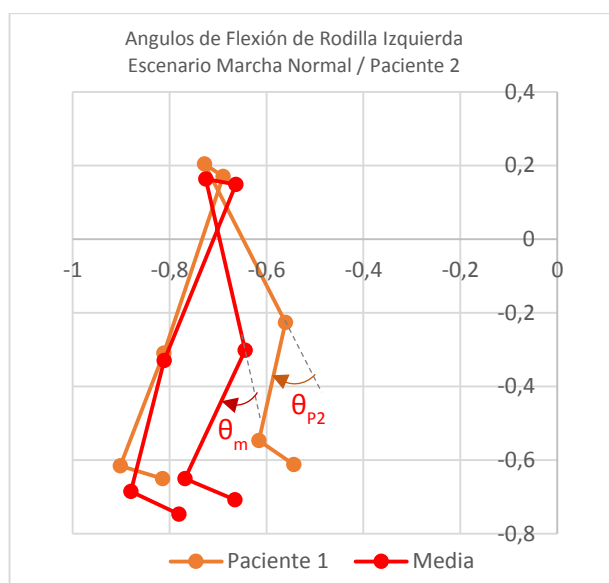


Figura 99. Modelo de marcha normal vs marcha Paciente 2

Una vez descritos los valores del paciente 1 y 2 en los escenarios de pruebas de marcha pronunciada y normal mostrados en las Tabla 32, Tabla 33, Tabla 41 y Tabla 42; se ha analizado que los valores más determinantes para reconocer el modelo de marcha, se identifican en el ángulo de flexión de las rodillas. De esta manera se resume en la Tabla 43, en qué modelo de marcha se identificó a cada paciente:

Tabla 43

Resumen de modelos de marcha, en paciente 1 y 2.

	Ángulo Rodilla	Modelo marcha pronunciada [78.59°-8.05°, 78.59°+8.05°]	Modelo marcha normal [37.06°-3.19°, 37.06°+3.19°]
Paciente 1	84.67°	Si	No
Paciente 2	38.37°	No	Si

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

En este trabajo se ha diseñado e implementado un sistema de análisis del movimiento corporal humano, generando las curvas características del movimiento de las articulaciones de los miembros inferiores del cuerpo, en los planos corporales, permitiendo medir datos de desplazamiento espacial, angular y datos de tiempo relacionados con el ciclo de la marcha; por lo que se concluye, que se ha cumplido con los objetivos propuestos en el presente proyecto, de forma satisfactoria como lo demuestran los resultados alcanzados.

El sistema está compuesto de: un sensor Kinect, plataformas de peso y plataformas de reposo, a fin de poder capturar adecuadamente cada uno de los datos a sensar, con varios individuos, en tres escenarios distintos: marcha pronunciada, marcha normal y marcha limitada.

Los datos de desplazamiento y presión de la pisada, obtenidos por el sistema, permiten a determinar las fases de apoyo monopodal y bipodal, así como la fase de oscilación de los pies derecho e izquierdo, con sus respectivos tiempos de duración, haciendo posible el cálculo de sus porcentajes, y su posterior comparación con los datos teóricos de la marcha.

Para probar el desempeño del sistema se usaron dos pacientes; se logró determinar qué tipo de marcha realizan, en comparación con los escenarios de pruebas elaborados. Los valores angulares obtenidos, proporcionaron el dato más importante para determinar el modo de marcha que el paciente realizó:

- i. El ángulo de flexión realizada por el paciente 1, en el caso de la marcha pronunciada, fue de 84.67° , mismo que según los datos encontrados en la interpolación de valores con 5 personas, se encuentra dentro del rango de ocurrencia de $78.6^\circ \pm 8.1^\circ$; determinando a la vez que efectivamente el paciente está realizando un ciclo de marcha exagerado en la flexión de sus rodillas.
- ii. Para el caso del ángulo de flexión realizada por el paciente 2, en la marcha normal, se obtuvo un valor de 38.37° , mismo que según los datos encontrados en la interpolación de valores con 5 personas para la marcha normal, tenemos que se encuentra dentro del rango de ocurrencia de $37.1^\circ \pm 3.2^\circ$; determinando a la vez que efectivamente el paciente está realizando un ciclo de marcha normal en la flexión de sus rodillas.

Finalmente, detallar que la operación del sistema es de gran facilidad, al poseer una interface sencilla y de grandes prestaciones, al momento de la captura de datos y presentación de resultados, pues brinda una gran cantidad de opciones al operador, de acuerdo a lo que se requiere analizar y visualizar. Cabe recalcar que el sistema es una herramienta de ayuda, que ofrece una gran cantidad de información organizada y de fácil visualización, referente al movimiento del cuerpo, siendo responsabilidad del médico especialista, dar el uso pertinente de acuerdo a las necesidades del caso.

6.2 Recomendaciones

En cuanto al uso del dispositivo Kinect, es recomendable situar los escenarios de pruebas en un lugar con buena iluminación artificial, ya que la luz natural directa del sol afecta en gran medida los datos capturados por el dispositivo, obteniendo gran cantidad de interferencia o ruido, y provocando inconvenientes en el análisis.

Como se ha descrito, el método de captura del Kinect, posee la capacidad de asumir datos de articulaciones inexistentes, tomando como referencia los datos de las distancias de los segmentos del cuerpo capturado y asumiendo las supuestas posiciones de sus articulaciones, es decir, no siempre los datos son reales.

Además, es recomendable conectar el módulo de adquisición de datos en una toma regulada, dado que las variaciones de voltaje afectan considerablemente el funcionamiento de las celdas de carga, que miden el peso.

Para el correcto funcionamiento del sistema, se recomienda usar un PC con sistemas operativos Windows 7 u 8, con procesador Core i5/i7 a 2.0Ghz, 6GB RAM, o superiores.

En implementaciones futuras, el uso de más dispositivos Kinect permitirá un mejor resultado, ya que se podrá realizar capturas desde diferentes ángulos, lo cual, permitirá obtener datos más precisos y reales; además, se podrá reducir la interferencia o ruido, ocasionada por la falta de visión al momento del cruce entre extremidades, propio a la ubicación del dispositivo y la naturaleza de la prueba.

BIBLIOGRAFÍA

- Balzac, H. d. (2013). *Tratado de la vida elegante*. IbnKhalidun.
- Definición.De. (2013). *Definicion.de*. Obtenido de <http://definicion.de/posicion-anatomica/>
- Diaz, C. A., Toro, M. L., Forero, J. C., & Torres, A. (2009). Detección, rastreo y reconstrucción tridimensional de marcadores pasivos para análisis de movimiento humano. *Cinemed III. Revista Ingeniería Biomédica*, 2.
- Dvice. (10 de Mayo de 2012). *dvice.com*. Obtenido de http://www.dvice.com/archives/2012/05/kinect_controll_2.php
- Encarnación, A. (2012). *Análisis biomecánico de la marcha nórdica: Efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto*. Valencia. Obtenido de <http://roderic.uv.es/handle/10550/24309>
- Flores, M. (2014). Análisis del conductor: Estimación de la distracción y somnolencia mediante visión por computador e inteligencia artificial usando tecnología TOF. *IEEE*.
- Gabel, M., Bachrach, R. G., Renshaw, E., & Schuster, A. (2012). Full Body Gait Analysis with Kinect. *IEEE*, 1964-1967.
- Gómez Hernández, A. E., Archila Díaz, J. F., & Gan Acosta, A. (2011). MODELO CINEMÁTICO DIRECTO PARA EL ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA. *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, 64.

- Grado Multimedia. (15 de Octubre de 2014). *Grado Multimedia*. Obtenido de http://www.gradomultimedia.com/29-musica/2_2_2-teorema-de-nyquist.html
- Jana, A. (2012). *Kinect for Windows SDK Programming Guide*. Birmingham: Packt Publishing Ltd.
- Jáuregui, J. A. (18 de Febrero de 2013). *www.g-se.com*. Obtenido de <http://g-se.com/es/org/ii-sb/blog/blog-2-resumen-de-la-evolucion-historica-de-la-biomecanica>
- Kastaniotis, D., Theodorakopoulos, I., Economou, G., & Fotopoulos, S. (2013). Gait-based Gender Recognition using Pose Information for Real Time Applications. *IEEE*, 1-6.
- Kissko, J. (11 de Diciembre de 2011). *Kinect Education*. Obtenido de <http://www.kinecteducation.com/blog/tag/kinect-in-school/>
- Laboratorio de Análisis de Movimiento*. (15 de Junio de 2014). Obtenido de <http://www.lam-biomecanica.com>
- LPI. (Mayo de 2004). *Laboratorio de Procesado de Imagen*. Obtenido de <http://www.lpi.tel.uva.es/~santi/slweb/muestreo.pdf>
- Marco Sanz, C. (14 de Julio de 2014). *CINESIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA HUMANAS*. Obtenido de [wzar.unizar.es: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf](http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf)
- Measurement Computing. (12 de Septiembre de 2014). *Measurement Computing Corporation*. Obtenido de <http://www.mccdaq.com/usb-data-acquisition/USB-2404-Series.aspx>

MedTempus. (05 de Septiembre de 2006). Obtenido de <http://medtempus.com/archives/las-posturas-en-medicina-i/>

Microsoft. (2014). *Microsoft Developer Network*. Obtenido de <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131041.aspx>

Microsoft. (11 de Agosto de 2014). *Xbox - Microsoft* . Obtenido de <http://www.xbox.com/es-ES/Kinect>

Miles, R. (2012). *Start Here! Learn the Kinect API*. California: O'Reilly Media, Inc.

Molina López, J. M., & García Herrero, J. (15 de Junio de 2014). *Técnicas de Análisis de Datos*. Obtenido de GIA-LAB: <http://www.giaa.inf.uc3m.es/docencia/II/ADatos/apuntesAD.pdf>

Mora, H. (24 de Octubre de 2011). *Universidad de Alicante*. Obtenido de Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante: [rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/19119/1/Sistemas de adquisición y Procesamiento de datos.pdf](http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/19119/1/Sistemas%20de%20adquisici3n%20y%20Procesamiento%20de%20datos.pdf)

National Instruments. (12 de Septiembre de 2014). *National Instruments Corporation*. Obtenido de <http://www.ni.com/mydaq/what-is/esa/>

Parra Dominguez, G. S., Taati, B., & Mihailidis, A. (2012). 3D Human Motion Analysis to Detect Abnormal Events on Stairs. *IEEE*.

Perlow, J. (29 de Noviembre de 2011). *Zdnet*. Obtenido de <http://www.zdnet.com/blog/perlow/retail-in-2021-when-clicks-have-buried-bricks/19344>

Pineda, F. (2013). Sistema de Análisis de Movimiento. Sangolquí, Pichincha, Ecuador.

Psicocine. (5 de Junio de 2012). *Psicocine*. Obtenido de <http://www.psicocine.com/noticias/xbox-y-nike-se-unen-para-revolucionar-el-fitness-en-casa/>

Reporter, E. (14 de Octubre de 2012). *EHealth Reporter Latin America*. Obtenido de <http://www.ehealthreporter.com/es/noticia/verNoticia/1714/microsoft-presento-su-vision-de-la-e-salud-en-el-encuentro-ciudades-digitales>

Saiza, A., & Rodriguez, Y. (30 de Noviembre de 2010). *La enfermería de kairos*. Obtenido de <http://laenfermeriadekairos.blogspot.com/2010/11/posiciones-planos-corporales-y.html>

Sanz, M. (Octubre de 2003). Marcha Patológica. *Revista del pie y tobillo, Tomo XVII, N° 1*.

Sastre Solsona, S. (10 de Julio de 2014). Obtenido de No pain run : <http://www.nopainrun.com/biomecanica-rodilla.html>

Schroyer, M. (14 de Agosto de 2012). *Mentalmunition*. Obtenido de <http://www.mentalmunition.com/2012/08/get-fire-extinguisher-drone-safety-gps.html>

SCRIBD. (05 de 08 de 2014). Obtenido de <http://es.scribd.com/doc/190296778/>

Silbert, S. (2013). *Engadget*. Obtenido de <http://www.engadget.com/2012/10/02/toyotas-smart-insect-concept-ev-kinect/>

Stone, E. E., & Skubic, M. (2011). Passive In-Home Measurement of Stride-to-Stride Gait. *IEEE*.

Universidad de Alicante. (10 de Julio de 2014). Obtenido de Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante:
<http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/19119/1/Sistemas%20de%20adquisici%C3%B3n%20y%20Procesamiento%20de%20datos.pdf>

Vázquez, S. C., & Carrillo, J. (2012). *Balzac y el análisis de la marcha humana*. Elsevier Doyma, 7.

Vicon. (Septiembre de 2014). *Vicon Motion Systems*. Obtenido de <http://www.vicon.com/>

Vishay Precision Group. (14 de Octubre de 2014). *VPG Transducers*. Obtenido de <http://www.vishaypg.com/docs/12020/1263.pdf>



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL
ACTA DE ENTREGA RECEPCIÓN DE PROYECTO DE GRADO

En Santa Clara - Sangolquí, Cantón Rumiñahui, Provincia de Pichincha, siendo las 14 H 00 del 07 de Abril de 2015, ante el señor Ing. Luis Orozco Brito M.Sc., Director de la carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, comparecen los señores egresados: Gustavo Javier Ortiz Villamarín y Willian Alberto Mosquera Yépez; quienes manifiestan hacer la entrega de dos impresiones del desarrollo del trabajo de graduación, titulado: “Diseño e Implementación de un Sistema para el Análisis de Movimiento Corporal Humano”

En efecto, verificado por el Director de carrera que los egresados presentan el trabajo de graduación dentro del plazo estipulado en este reglamento, por lo que el señor Director dispone se levante la presente Acta de Entrega-Recepción, para dar cumplimiento a lo establecido en la norma legal.

Para constancia de lo actuado, firman en unidad de acto el señor Director de la carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE - y los señores egresados de esta carrera.

Sr. Gustavo J. Ortiz Villamarín
EL EGRESADO

Sr. Ing. Luis Orozco Brito M.Sc.
EL DIRECTOR

Sr. Willian A. Mosquera Yépez
EL EGRESADO